T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKLEMELİ İMALAT TEKNOLOJİLERİ VE MEDİKAL UYGULAMALARI

Çetin Kutay ÖNEY

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

Üretim Programı

Danışman

Prof. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ

Şubat, 2021

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKLEMELİ İMALAT TEKNOLOJİLERİ VE MEDİKAL UYGULAMALARI

Çetin Kutay ÖNEY tarafından hazırlanan tez çalışması 10.02.2021 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, Üretim Programı **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ
Yıldız Teknik Üniversitesi
Danışman

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ, Danışman
Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Prof. Dr. Oktay ELKOCA, Üye
Düzce Üniversitesi _____

Doç. Dr. Kerem Altuğ Güler, Üye
Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Danışmanım Prof. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ sorumluluğunda tarafımca hazırlanan Eklemeli İmalat Teknolojileri ve Medikal Uygulamaları başlıklı çalışmada veri toplama ve veri kullanımında gerekli yasal izinleri aldığımı, diğer kaynaklardan aldığım bilgileri ana metin ve referanslarda eksiksiz gösterdiğimi, araştırma verilerine ve sonuçlarına ilişkin çarpıtma ve/veya sahtecilik yapmadığımı, çalışmam süresince bilimsel araştırma ve etik ilkelerine uygun davrandığımı beyan ederim. Beyanımın aksinin ispatı halinde her türlü yasal sonucu kabul ederim.

Çetin Kutay ÖNEY

İmza

TEŞEKKÜR

Lisans ve yüksek lisans eğitimlerim boyunca, bilgisi ve tecrübesiyle bana yol gösteren ve bu süre içerisinde bana kattığı değerlerden dolayı sonsuz minnet borçlu olduğum, saygıdeğer hocam Prof. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ'a,

Hayatım boyunca aldığım tüm kararlarda beni sonuna kadar destekleyen, onlarsız bir hayatı düşünmek dahi istemediğim, bugün sahip olduğum herşeyi kendilerine borçlu olduğum, canımdan öte sevgili annem, babam ve abime,

Gerek akademik, gerek özel yaşantımda her türlü desteğini hissettiğim, hayatıma tarifsiz mutluluklar katan değerli meslektaşlarım, dünyanın en güzel insanları Yüksek Mühendis Murat Mert UZ ve Yüksek Mühendis Burçak AY'a,

Gönülden teşekkürü borç bilirim. İyi ki varsınız.

Çetin Kutay ÖNEY

İÇİNDEKİLER

SİMGE LİSTESİ x

KISALTMA LİSTESİ xi

ŞEKİL LİSTESİ xviii

TABLO LİSTESİ xxix

ÖZET xxxiii

ABSTRACT xxxv

1 GİRİŞ 1

1.1 Literatür Özeti 1
1.2 Tezin Amacı 3
1.3 Orijinal Katkı 3

2 EKLEMELİ İMALATA GENEL BAKIŞ 5

2.1 Eklemeli İmalatın Uygulama Seviyeleri 5
2.1.1 Doğrudan Prosesler 6
2.1.2 Dolaylı Prosesler 8
2.2 Eklemeli İmalatın Temel Aşamaları 10
2.2.1 Aşama 1: Kavramsallaştırma ve Bilgisayar Destekli Tasarım 11
2.2.2 Aşama 2: Format Dönüşümü 12
2.2.3 Aşama 3: Dosyanın Eklemeli İmalat Sistemine Aktarımı 14
2.2.4 Aşama 4: Parametre Seçimi ve Tertibat 15
2.2.5 Aşama 5: İmalat 15
2.2.6 Aşama 6: Parçanın Sistemden Alınması ve Temizlenmesi 16
2.2.7 Aşama 7: Son İşlemler 16
2.2.8 Aşama 8: Uygulama 17
2.3 Eklemeli İmalata Entegre Edilebilir Gelişmiş Teknolojiler 17
2.3.1 Tersine Mühendislik 18

2.3.2 Bilgisayar Destekli Mühendislik (Computer Aided Engineering, CAE) 19
2.3.3 Haptik (Dokunsal) Tasarım 20
2.4 Eklemeli İmalatın Gelişimine Katkı Sağlayan Yan Teknolojiler 21
2.4.1 Lazerler 21
2.4.2 Baskı Teknolojisi 27
2.4.3 Programlanabilir Mantıksal Denetleyici (Programmable Logic Controller, PLC) 28
2.4.4 Malzeme Teknolojisi 29
2.5 Eklemeli İmalatın Geleneksel Yöntemlere Göre Başlıca Avantajları 30
2.5.1 Küçük Ölçekli Üretim İmkanı 31
2.5.2 Düşük Maliyetli Üretim 31
2.5.3 Kısa Tedarik Zinciri 32
2.5.4 Tasarımda Optimizasyon 32
2.5.5 Endüstriyel Verimlilik 33
3 TASARIM, YAZILIM VE STANDARTLAR 35
3.1 Eklemeli İmalatta Dijital Akış 35
3.2 Mevcut Eklemeli İmalat Standartları 36
3.3 Eklemeli İmalat İçin Tasarım (DfAM) 37
3.3.1 Standart Eleman Tanımları 40
3.3.2 Eklemeli İmalat İçin Tasarım: Avantaj ve İmkanlar 44
3.4 Eklemeli İmalatta Yazılım 54
3.4.1 Üç Boyutlu Model Temsilleri 54
3.4.2 İki Boyutlu Dilim Temsilleri 63
4 EKLEMELİ İMALATIN SINIFLANDIRILMASI 66
4.1 Hammaddenin Türüne Göre Sınıflandırma 66
4.1.1 Polimer Esaslı Malzeme Kullanılan Sistemler 67
4.1.2 Metalik Malzeme Kullanılan Sistemler 69

4.1.3 Seramik Malzeme Kullanılan Sistemler 70
4.1.4 Kompozit Malzeme Kullanılan Sistemler 71
4.2 Şarj Malzemesinin Fiziksel Formuna Göre Sınıflandırma 73
4.2.1 Sıvı Esaslı Sistemler 73
4.2.2 Katı Esaslı Sistemler 74
4.2.3 Toz-Partikül Esaslı Sistemler 75
4.3 Çalışma Prensibine Göre ASTM Sınıflandırması 76
5 EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMLERİ 78
5.1 Hazne Fotopolimerizasyonu (Vat Photopolymerization, VP) 78
5.1.1 Stereolitografi Düzeneği 79
5.1.2 Vektörel Taramalı Stereolitografi (L-SLA) 83
5.1.3 Maske Projeksiyonlu Hazne Fotopolimerizasyonu (Mask Projection Vat Photopolymerization, MPVP) 97
5.1.4 Fotopolimerizasyon Malzemeleri 104
5.1.5 Ticari Hazne Fotopolimerizasyonu 112
5.2 Toz Yatak Füzyonu (Powder Bed Fusion, PBF) 118
5.2.1 Toz Füzyon Mekanizmaları 121
5.2.2 Metal ve Seramik Parçaların PBF İmalat Prensipleri 129
5.2.3 Toz Yataklı Füzyon Çeşitleri 130
5.2.4 PBF Malzemeleri 155
5.2.5 Ticari Toz Yataklı Füzyon Sistemleri 166
5.3 Malzeme Ekstrüzyonu (Material Extrusion, ME) 170
5.3.1 Ergiyik Filament İmalatı (Fused Filament Fabrication, FFF) 172
5.3.2 FFF Makine Konfigürasyonları 175
5.3.3 Dolgusuz FFF Filamentleri 180
5.3.4 Dolgulu FFF Filamentleri 194
5.3.5 Tulumba Pistonlu ME 205

5.3.6 Vidalı ME....208
5.3.7 Ticari ME Sistemleri....210
5.4 Malzeme Püskürtme (Material Jetting, MJ)....212
5.4.1 Baskı Teknolojilerinin Eklemeli İmalata Evrimi....214
5.4.2 MJ Malzemeleri....217
5.4.3 MJ Sistemlerinde Karşılaşılan Temel Zorluklar....227
5.4.4 Damlacık Oluşturma Metotları....229
5.4.5 Ticari MJ Sistemleri....236
5.5 Bağlayıcı Püskürtme (Binder Jetting, BJ)....245
5.5.1 Hammadde Karakteristiği....247
5.5.2 Bağlayıcı Seçimi....256
5.5.3 Baskı Parametreleri....258
5.5.4 BJ Malzemeleri ve Çalışma Örnekleri....269
5.6 Levha Laminasyonu....278
5.6.1 Birikim Sırasına Göre Levha Laminasyonu....278
5.6.2 Genel Çalışma Prensibi ve Şekillendirme Yöntemleri....280
5.6.3 Lazer Kesicili Sistemler....283
5.6.4 Bıçak Kesicili Sistemler....287
5.6.5 Freze İşleme Sistemler....292
5.6.6 Kompozit Levha Laminasyon Sistemleri....295
5.6.7 Ultrasonik Eklemeli İmalat (Ultrasonic Additive Manufacturing, UAM)....304
5.7 Direkt Enerji Biriktirme (Direct Energy Deposition, DED)....309
5.7.1 Giriş ve Sınıflandırma....309
5.7.2 Toz Beslemeli DED....311
5.7.3 Tel Beslemeli DED....330
5.7.4 Kinetik Enerjili DED....344

6 EKLEMELİ İMALATIN MEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANIMI 351

6.1 Cerrahi Planlama ve Eğitimsel Amaçlı Kullanım....356
6.2 Medikal Enstrümantasyon ve Yardımcı Ekipman Üretimi....360
6.2.1 Genel Amaçlı ve Özel Amaçlı Konvansiyonel Enstrümanlar....361
6.2.2 Genel Amaçlı ve Özel Amaçlı Konvansiyonel Olmayan Enstrümanlar....364
6.3 Metalik İmplant Üretimi....367
6.3.1 Temel Kavramlar....367
6.3.2 Biyouyumlu Metalik İmplantlar....372
6.3.3 Biyobozunur Metalik İmplantlar....385
6.4 Biyopolimer Uygulamaları....393
6.4.1 Temel Gereksinimler ve Uygulama Örnekleri....393
6.5 Farmasötik Kimya Uygulamaları....402
6.5.1 Eklemeli İmalatın Kontrollü İlaç Salınımı Uygulamaları....404
6.6 Dental Uygulamalar....408
6.6.1 Dental Kron, Köprü ve İmplant Uygulamaları....410
6.6.2 Dental Braket Uygulamaları....415
6.7 Biyobaskı....417
6.7.1 Biyobaskı Çeşitleri....418
6.7.2 Biyobaskı Uygulamaları....438

7 SONUÇ VE ÖNERİLER 442

KAYNAKÇA 461

TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR.... 590

SİMGE LİSTESİ

T_g	Camsı Geçiş Sıcaklığı
dk	Dakika
rpm	Dakikadaki Tur Sayısı
dyn	Din Kuvvet Birimi
fs	Femtosaniye
GPa	Gigapaskal
gr	Gram
Hz	Hertz
MPa	Megapaskal
µm	Mikron
mg	Miligram
nm	Nanometre
ns	Nanosaniye
sa	Saat
s	Saniye
^oC	Santigrat Derece
cm	Santimetre
cp	Sentipoz
V	Volt
W	Watt

KISALTMA LİSTESİ

2B	İki Boyutlu
3B	Üç Boyutlu
3DP	Üç Boyutlu Baskı
3MF	"Üç Boyutlu İmalat" Dosya Formatı
3SP	Tara, Çevir, Seçici Fotokürle Prosesi
4B	Dört Boyutlu
ABS	Akrilonitril Bütadien Stiren
AD	Akma Dayanımı
ADAM	Atomik Difüzyon Eklemeli İmalat
AEN	İspanyol Standardizasyon Enstitüsü
AFA-LIFT	Soğurucu Film Destekli Lazer Uyarımlı İleri Aktarım
AFNOR	Fransız Standardizasyon Birliği
AMF	"Eklemeli İmalat" Dosya Formatı
ASA	Akrilonitril Stiren Akrilat
ASCII	Standart Amerikan Bilgi Değişimi Kodu
ASTM	Amerikan Test ve Materyaller Birliği
BAAM	Büyük Alanlı Eklemeli İmalat
BioLP	Biyolojik Lazer İşleme
BJ	Bağlayıcı Püskürtme
BMD	Bağlı Metal Biriktirme
BPM	Balistik Partikül İmalatı
BSI	İngiliz Standardizasyon Enstitüsü
BSŞ	Önce Birleştirme- Sonra Şekillendirme Prosesleri
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CAE	Bilgisayar Destekli Mühendislik
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim
CAM-LEM	Lamine Mühendislik Malzemelerinin Bilgisayar Destekli Üretimi
CBAM	Kompozit Esaslı Eklemeli İmalat
CBCT	Koni Demetli Bilgisayarlı Tomografi
CDLM	Sürekli Dijital Katman İmalatı
CDLP	Sürekli Dijital Işık İmalatı

CF	Karbon Fiber
CF3	Seramik Ergiyik Filament İmalatı
CFRP	Karbon Fiber Takviyeli Plastik
CIJ	Sürekli Mürekkep Püskürtme
CLI	Komut Satırı Arayüzü
CLIP	Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi
CNC	Bilgisayarlı Sayısal Denetim
CNT	Karbon Nanotüp
CODE	Seramik, Talep Doğrultusunda Ekstrüzyon
COLLADA	"İşbirlikli Tasarım Aktivitesi" Dosya Formatı
cP	Ticari Saflıkta
CS	Sürekli Akış
CSAM	Soğuk Püskürmeli Eklemeli İmalat
CSG	Konstrüktif Katı Geometri
CT	Bilgisayarlı Tomografi
CVD	Kimyasal Buhar Biriktirme
ÇPB	Çift Partikül Boyutu
DED	Direkt Enerji Biriktirme
DEF	Dietil Fümarat
DfAM	Eklemeli İmalat için Tasarım
DfM	İmalat için Tasarım
DIN	Alman Standartlaştırma Enstitüsü
DIW	Direkt Mürekkep Yazım
DLF	Yönlendirilmiş Işık İmalatı
DLP	Sanal Işık Prosesi
DMD	Dijital Mikro-Ayna Cihazı
DMLM	Direkt Metal Lazer Ergitme
DMLS	Direkt Metal Lazer Sinterleme
DOD	Talep Doğrultusunda Damlatma
E	Elastik Modülü
EA	Epoksi Akrilat
EBAM	Elektron Işınlı Eklemeli İmalat
EBF3	Elektron Demetli Serbest Form İmalat
EBM	Elektron Demetli Ergitme
EB-PBF	Elektron Demeti Esaslı Toz Yatak Füzyonu

EFF	Ekstrüzyonlu Serbest Form Üretimi
EHD	Elektro Hidrodinamik
Eİ	Eklemeli İmalat
FBX	Filmbox Dosya Formatı
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç Yönetimi
FDM	Ergiyik Biriktirmeli Modelleme
FEA	Sonlu Eleman Analizi
FEF	Donmuş Form Ekstrüzyon Üretimi
FFF	Ergiyik Filament İmalatı
GelMA	Jelatin Metakriloil
GMAW	Gaz-metal Ark Kaynağı
GO	Grafen Oksit
GTAW	Gaz-tungsten Ark Kaynağı
HA	Hidroksiapatit
HDDA	Hekzadienol Diakrilat
HIP	Sıcak İzostatik Pres
HIPS	Yüksek Çarpma Dirençli Polistiren
HMK	Hacim Merkezli Kübik
HPC	Hidroksipropil Selüloz
HP-GL	Hewlett-Packard Grafik Dili
HPMC	Hidroksipropil Metilselüloz
HSP	Hekzagonal Sıkı Paket
HSS	Yüksek Hızlı Sinterleme
IGES	"İlk Grafik Değişim Özellikleri" Formatı
IH-SLA	İğne Ucu Katılaştırma
IR	Kızılötesi
IR-SLA	Kızılötesi Stereolitografi
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilatı
LAMP	Lazer Destekli İmalat
LBM	Lazer Esaslı Ergitme
LBMDMD	Lazer-esaslı Çok-yönlü Metal Biriktirme
LB-PBF	Lazer Esaslı Toz Yatak Füzyonu
LC	Lazer Plakaj
LCD	Sıvı Kristal Ekran
LDC	Lazerli Doğrudan Döküm

LED	Işık Saçımlı Diyot
LENS	Lazer Tasarımlı Net Şekillendirme
LF3	Lazerli Serbest Form İmalat
LGDW	Lazer Rehberli Doğrudan Yazım
LIFT	Lazer Uyarımlı İleri Aktarım
LL	Levha Laminasyon
LM	Lazer Ergitme
LMC	Katman İşleme Merkezi
LMD	Lazer Metal Biriktirme
LMP	Katman İşleme Prosesi
LOM	Lamine Nesne Üretimi
LPS	Sıvı Faz Sinterleme
LS	Lazer Sinterleme
L-SLA	Vektörel Taramalı Lazer Stereolitografi
MAMF	Çoklu Malzemeli-Eklemeli İmalat Dilim Formatı
MAPLE-DW	Matris Destekli-Palsli Lazer Buharlaştırma Doğrudan Yazım
MC	Metil Selüloz
MDCT	Multi-dedektör Bilgisayarlı Tomografi
ME	Malzeme Ekstrüzyonu
MEAM	Ekstrüzyon Esaslı Eklemeli İmalat
MED	Mini-Ekstrüder Biriktirme
MFM	Multi-fonksiyonel Monomer
MIM	Metal Enjeksiyon Kalıplama
MIT	Massachusetts Teknoloji Enstitüsü
MJ	Malzeme Püskürtme
MJF	Çoklu Püskürtme Füzyonu
MJM	Multijet Modelleme
MJP	Multijet Baskı
mLM	Metal Lazer Ergitme
mLS	Metal Lazer Sinterleme
MM-AM	Çoklu Malzemeli Eklemeli İmalat
MMC	Metal Matrisli Kompozit
MMT	Montmorillonit
MPVP	Maske Projeksiyon Hazne Fotopolimerizasyonu
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme

MWCNT	Çok Duvarlı Karbon Nanotüp
NIR	Kızılötesine Yakın
NM B-REP	Manifoldsuz Sınır Temsili
NPJ	Nanopartikül Püskürtme
NVP	N-vinil-2-Pirolidon
OBJ	"Object" Dosya Formatı
OLED	Organik Işık Yayınım Diyotu
PA	Poliamit
PAEK	Poliaril Eter Keton
PAM	Peletli Eklemeli İmalat
PAW	Plazma Ark Kaynağı
PBF	Toz Yataklı Füzyon
PC	Polikarbonat
PCL	Polikaprolakton
PE	Polietilen
PEA	Polyester Akrilat
PEDOT	Poli(3,4-etilendioksitiyofen)
PEEK	Polieter Eter Keton
PEGDMA	Poli(etilen glikol) Dimetakrilat
PEI	Polieterimit
PET	Polietilen Teraftalat
PETG	Polietilen Glikol
PHA	Polihidroksialkanoat
PJ	Polyjet Baskı
PLA	Polilaktik Asit
PLC	Programlanabilir Mantıksal Denetleyici
PLGA	Poli Laktik-ko-Glikolik Asit
PLLA	Poli-L-laktik Asit
pLM	Polimer Lazer Ergitme
pLS	Polimer Lazer Sinterleme
POM	Polioksimetilen
PP	Polipropilen
PPF	Poli(propilen fümerat)
PPSF/PPSU	Polifenil Sülfon
PR	İstif Oranı

PSL	Plastik Levha Laminasyonu
PSS	Poli(stirensülfonat)
PTFE	Politetrafloroetilen
PVA	Polivinil Alkol
PVC	Polivinil Klorür
PVDF	Poliviniliden Florit
PZT	Kurşun-Zirkonat-Titanat
RAM	Radyasyon Soğurucu Malzeme
RE	Tersine Mühendislik
RP	Hızlı Prototipleme
RPS	Hızlı Prototipleme Sistemi
RT	Hızlı Takım İmalatı
RTV	Oda Sıcaklığında Sertleşme
SAHP	Seçici Yapışkan ve Sıcak Pres Prosesi
SAN	Stiren Akrilonitril
SDM	Şekil Biriktirme İmalatı
SEE	Sıcak Ergiyik Ekstrüzyonu
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SHS	Seçici Isıl Sinterleme
SIS	Seçici İnhibisyon Sinterleme
SLA	Stereolitografi
SLC	"Dilim" Dosya Uzantısı
SLCOM	Seçici Laminasyon Kompozit Nesne Üretimi
SLM	Seçici Lazer Ergitme
SLS	Seçici Lazer Sinterleme
SMD	Şekillendirilmiş Metal Biriktirme
SMS	Seçici Maske Sinterleme
SP	Soğuk Püskürtme
SPECT	Tek Foton Emisyon Tomografisi
STEP	"Ürün Verilerinin Değişim Standardı" Dosya Formatı
STL	"Stereolitografi" Dosya Formatı
ŞSB	Önce Şekillendirme- Sonra Birleştirme Prosesleri
TBD	Tanecik Boyut Dağılımı
TCP	Trikalsiyum Fosfat
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat

THR	Total Kalça Replasmanı
TIJ	Termal Mürekkep Püskürtme
TPB	Tek Partikül Boyutu
TPE	Termoplastik Elastomer
TPP	Çift Foton Fotopolimerizasyonu
TPU	Termoplastik Poliüretan
TZP	Tetragonal Zirkonya Polikristali
UA	Üretan Akrilat
UAM	Ultrasonik Eklemeli İmalat
UC	Ultrasonik Pekleştirme
US	Ultrasonik Görüntüleme
UTS/ÇD	Çekme Dayanımı
UV	Mor Ötesi
ÜPB	Üç Farklı Partikül Boyutu
VDI	Alman Mühendisler Birliği
VGCF	Buhar-Büyümeli Karbon Fiber
VP	Hazne Fotopolimerizasyonu
VRML	"Sanal Gerçeklik Modelleme Dili" Dosya Formatı
WAAM	Tel Arkı Esaslı Eklemeli İmalat
WEAVE	Örgü Tarama Paterni
WLAM	Lazer Kullanımlı-Tel Beslemeli Eklemeli İmalat
YMK	Yüzey Merkezli Kübik

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 Eklemeli imalatın temel uygulama seviyeleri 5

Şekil 2.2 Doğrudan (direkt) proseslerin sınıflandırılması 6

Şekil 2.3 Dolaylı (endirekt) proseslerin sınıflandırılması 8

Şekil 2.4 Eklemeli imalatın uygulama seviyeleri ve ilişkileri 10

Şekil 2.5 Eklemeli imalatın 8 temel aşaması 11

Şekil 2.6 STL formatıyla yüzey tanımlama ve hassasiyet ilişkisi 13

Şekil 2.7 Üç boyutlu sanal modelin, eklemeli imalat sistemine aktarılması; (a) Simplify 3D, (b) Repetier-Host 14

Şekil 2.8 Nesne tarama esaslı tersine mühendisliğin temel aşamaları; (a) tarayıcı yardımıyla nokta bulutu verilerinin toplanması, (b) farklı yönlerden taranan dilimler, (c) tümleşik bulut kümesi, (d) yeniden yapılandırma, (e) nihai tahmin 18

Şekil 2.9 Haptik sistem etkileşiminin şematik gösterimi 20

Şekil 2.10 Malzeme kürleme veya ısıtma esasına dayalı lazer kullanımlı eklemeli imalat; (a) genel şematik, (b) UV kürleme, (c) sinterleme veya ısıtma 22

Şekil 2.11 Karbondioksit lazer tüpünün şematik gösterimi 25

Şekil 2.12 Yb-katkılı fiber lazerlerin şematik gösterimi 26

Şekil 2.13 PLC blok diyagramı 29

Şekil 2.14 CNC işlemede karşılaşılan geometrik kısıtlamalar 33

Şekil 3.1 Ürün fikrinden gerçek parçaya dijital ve fiziksel iş akışı 36

Şekil 3.2 ASTM F42 komitesine göre eklemeli imalat standartlarının sınıflandırılması 37

Şekil 3.3 Basit elemanların genel formları; (a) çift eğrili, (b) tek eğrili, (c) eğrisiz 41

Şekil 3.4 Eleman dönüşümleri; (a) sıkı bağlı, (b) bağlanmamış elemanlar ve atıf değerleri 42

Şekil 3.5 Kümeleşmiş yapılar ve atıf değerleri; (a) ada, (b) askı, (c) malzeme akümülasyonu 43

Şekil 3.6 Katman ve parça kalınlığına bağlı delik kalitesi; 2-4-6-8-10 mm parça kalınlıklarında (yatay sayılar), 2-1.5-1-0.8-0.5 mm delik genişlikleri (düşey sayılar) 43

Şekil 3.7 Tam renkli 3B model örnekleri; (a) Stratasys Objet Connex3 makinesiyle üretilmiş bisiklet kaskı, (b) cerrahi planlama amaçlı üretilmiş insan karaciğeri modeli 45

Şekil 3.8 Dekorasyon ve moda uygulamalarına ait tasarım örnekleri; (a) Hilden ve Diaz tarafından DLP ile üretilmiş lamba tasarımı, (b) Olivero Tasarım tarafından FDM ile üretilmiş sandalye tasarımı, (c) CubePro MJ cihazıyla üretilmiş ayakkabı tasarımı 45

Şekil 3.9 Soğutma kanallarının şematik gösterimi; (a) konvansiyonel soğutma kanalları, (b) konformal soğutma kanalları 46

Şekil 3.10 SLM ile 1.2709 sıcak iş takım çeliğinden kalıp üretimi; (a) konformal soğutma kanallı kalıp, (b) soğutma kanalı bulunan ve bulunmayan iki aynı kalıp için profilin yüzey kusurları 46

Şekil 3.11 Topoloji optimizasyonuyla ağırlığı azaltılarak SLM ile üretilmiş bir braket 47

Şekil 3.12 Özelleştirme türleri 48

Şekil 3.13 Eklemeli imalatla üretilmiş, özelleştirilmiş alt çene iskelesi 48

Şekil 3.14 Primer fiksasyonun geliştirilmesi hedeflenerek DMLS ile üretilmiş kalça implantı..... 50

Şekil 3.15 Kalça kemiği implantları; (a) ticari implantlar, (b) EBM ile üretilmiş Ti-6Al-4V asetabular kabuk 50

Şekil 3.16 Çoklu-foton-stereolitografi ile üretilmiş mikro-kristal kafes yapıları; (a) lineer olmayan bindirme hücresi, (b) oktet hücre, (c) hekzagonal hücre, (d) lineer olmayan bindirme kafes yapısı, (e) oktet kafes yapısı, (f) hekzagonal kafes yapısı 51

Şekil 3.17 Eklemeli imalatta yaygın olarak kullanılan kafes çeşitleri; (a) Kagome, (b) sekiz kiriş, (c) MS1 kafes, (d) stokastik köpük, (e) dikme dokuma, (f) kare kolineer/kübik, (g) girintili öksetik, (h) uzaysal varyanlı kafes, (i) hacim merkezli kübik, (j) düşey dirsekli hacim merkezli kübik, (k) yüzey merkezli kübik, (l) düşey dirsekli yüzey merkezli kübik, (m) oktahedron, (n) bal peteği, (o) kare, (p) elmas, (q) P-tipi TPMS, (r) giroidal TPMS, (s) D-tipi TPMS, (t) I-WP-tipi TPMS 52

Şekil 3.18 Üç boyutlu sanal modelden, yazdırılan parçaya kadar işlem akışı 55

Şekil 3.19 STL model; (a) kaba örgü, (b) yeniden düzenlenmiş ince örgü 56

Şekil 3.20 Üçgen faseta yamaları; (a) düz üçgen, (b) köşe normalleri kullanılarak eğrileştirilmiş üçgen, (c) kenar teğetleri kullanılarak eğrileştirilmiş üçgen 58

Şekil 3.21 Konstrüktif katı geometri (CSG) modellerinde kullanılan Boole operasyonları örneği 62

Şekil 3.22 Piksel- vokseli temsili; (a) 2B çemberin düşük çözünürlüklü piksel görünümü, (b) 3B kürenin düşük çözünürlüklü voksel görünümü 63

Şekil 4.1 Hammadde türüne göre eklemeli imalatın sınıflandırılması 67

Şekil 4.2 Polimer esaslı malzeme kullanılabilen bazı eklemeli imalat çeşitleri .. 69

Şekil 4.3 Metalik malzeme kullanımlı eklemeli imalat yöntemleri..... 70

Şekil 4.4 Seramik esaslı malzeme kullanılabilen eklemeli imalat çeşitleri 71

Şekil 4.5 Kompozit malzeme kullanılabilen eklemeli imalat çeşitleri 72

Şekil 4.6 Kullanılan hammaddenin fiziksel formuna göre eklemeli imalatın sınıflandırılması 73

Şekil 4.7 Sıvı esaslı eklemeli imalat örnekleri; (a) SLA, (b) DLP, (c) MJ 74

Şekil 4.8 Katı esaslı eklemeli imalat örnekleri; (a) FDM, (b) LOM 75

Şekil 4.9 Toz kullanımlı eklemeli imalat sistemlerinin sınıflandırılması ve ticari yöntem örnekleri 75

Şekil 4.10 ISO/ASTM 52900 prosedürüne göre eklemeli imalatın temel yöntemleri 77

Şekil 5.1 Hazne fotopolimerizasyonunun üç temel çeşidi; (a) vektör tarama, (b) maske projeksiyon, (c) çift-foton tarama 80

Şekil 5.2 Enerjinin gönderim yönüne bağlı sınıflandırma; (a) serbest yüzey yaklaşımı, (b) kısıtlı yüzey yaklaşımı 80

Şekil 5.3 Banyo konfigürasyonu; (a) şematik gösterim, (b) lazer-reçine etkileşimi 82

Şekil 5.4 Kısıtlı yüzey konfigürasyonlu bir DLP düzeneğinin şematik gösterimi 83

Şekil 5.5 Stereolitografik proseslerde kür reaksiyonunu başlatma metotları 84

Şekil 5.6 Vektörel taramalı stereolitografi düzenekleri; (a) banyo konfigürasyonu, (b) yarasa konfigürasyonu 86

Şekil 5.7 Örgü (WEAVE) tarama paterni 89

Şekil 5.8 Tarama vektörleri; (a) WEAVE, (b) STAR-WEAVE..... 90

Şekil 5.9 Açıortay tarama prensibi 91

Şekil 5.10 Vektör taramalı stereolitografi makinelerinin alt sistemleri 93

Şekil 5.11 Tipik TPP düzeneği 96

Şekil 5.12 DMD yansıtma yüzeyinin yakından görünümü 98

Şekil 5.13 Maske projeksiyonlu hazne fotopolimerizasyon genel gösterimi 99

Şekil 5.14 DLP prensibinin şematik gösterimi 100

Şekil 5.15 Dijital mikro-ayna cihazının (DMD) işlevine ait prensip ve DMD'nin foto-stimülasyona entegrasyonu; (a) kapalı ve açık pozisyonda iki DMD mikro-aynası, (b) iki aktif aynalı DMD örneği, (c) DLP prosesinde fotopolimerizasyonun gerçekleşmesini sağlayan ışığın ilerleyişi 101

Şekil 5.16 DLP konfigürasyonlarının şematik gösterimi; (a) kısıtlı yüzey, (b) serbest yüzey 102

Şekil 5.17 CLIP prosesinin şematik gösterimi..... 103

Şekil 5.18 Temel stereolitografi fotopolimerleri 105

Şekil 5.19 Seramik dolgulu reçinelerden stereolitografi yöntemiyle seramik parçaların imalatında işlem akışı 111

Şekil 5.20 Toz yataklı füzyon (PBF) proseslerinin sınıflandırılması 119

Şekil 5.21 LB-PBF prosesinin temsili gösterimi (seçici lazer sinterleme) 120

Şekil 5.22 PBF proseslerinde primer bağlanma mekanizmaları 122

Şekil 5.23 Laplace gerilmesi; (a) boyunda, (b) gözenekler çevresinde (r: partikül yarıçapı, x: sinterleme boyun yarıçapı, r^1: boyun dış kavis yarıçapı) . 123

Şekil 5.24 Katı hal sinterleme; (a) sinterleme öncesi yakın temastaki partiküller, (b) partiküllerin sıcaklıkta aglomerasyonu, (c) sinterlemenin ilerlemesiyle porların küçülmesi ve boyun yapılarının ilerlemesi..... 124

Şekil 5.25 Sıvı faz sinterlemenin genel adımları..... 127

Şekil 5.26 Toz yataklı füzyon (PBF) proseslerinde kullanılan sıvı faz sinterleme çeşitleri; (a) ayrık partiküller, (b) kompozit partiküller, (c) kaplanmış partiküller, (d) belli-belirsiz karışımlar. (Koyu renkli bölümler düşük ergime sıcaklığına sahip bağlayıcı malzemesini, açık renkli bölümler ise yüksek ergime sıcaklığına sahip yapısal (esas) malzemeyi temsil etmektedir) 128

Şekil 5.27 PBF kullanılarak metal ve seramik tozlarının endirekt prosesi 130

Şekil 5.28 SLS prosesinin şematiği; (1) lazer, (2) tarama sistemi, (3) toz besleme odacığı, (4) toz gönderim pistonu, (5) dağıtıcı merdane, (6) imalat platformu ve hareket pistonu, (7) imalat toz odacığı, (8) üretilen parça, (A) lazer tarama yönü, (B) sinterlenmiş partiküller, (C) lazer ışını, (D) lazer sinterleme bölgesi, (E) ön-serilmiş toz katmanı, (F) bir önceki katmanda sinterlenmemiş malzeme (F) 131

Şekil 5.29 Doldurma/ tarama paternleri 133

Şekil 5.30 Seçici lazer ergitme (SLM) sisteminin şematik gösterimi 135

Şekil 5.31 Seçici lazer ergitme prosesinin bazı proses parametreleri 138

Şekil 5.32 Lazere bağlı güç ve tarama hızı parametrelerinin poroziteye etkisi .. 138

Şekil 5.33 EBM sisteminin ana bölümleri 144

Şekil 5.34 EBM prosesinde gerçekleşen bazı fiziksel olaylar 145

Şekil 5.35 EBM'de tozların saçılması (100 Hz, 11.4 mA, 100 kV, ön-ısıtma yok) 146

Şekil 5.36 MJF prosesinin şematik gösterimi 148

Şekil 5.37 SHS prosesinin şematik gösterimi; (a) termal başlık, (b) toz biriktirme mekanizması, (c) katman ısıtıcıları, (d) imalat haznesi, (e) dikey hareketli platform, (f) taze toz hazneleri, (g) yazıcı başlığını imalat yüzeyinden ayıran arayüzey, (h) düzleştiricinin ilk konumu, (i) düzleştiricinin son konumu 153

Şekil 5.38 SMS prosesi; (a) maske prensibi, (b) işlem şematiği 154

Şekil 5.39 SIS prosesinin şematik gösterimi 155

Şekil 5.40 HSS prosesinin işlem basamakları 155

Şekil 5.41 PA11 ve PA12'nin kimyasal formülleri 157

Şekil 5.42 Çeşitli ME yaklaşımları; (a) tulumba fistonlu, (b) filament kullanımlı, (c) vidalı ekstrüder 172

Şekil 5.43 Tipik bir FFF prosesi düzeneğinin şematik gösterimi 173

Şekil 5.44 Direkt sürüşülü ve Bowden sürüşlü FFF şematiği; (a) direkt sürüş, (b) Bowden tüplü 174

Şekil 5.45 FFF makine çeşitleri 176

Şekil 5.46 Kartezyen FFF düzeneği 177

Şekil 5.47 Polar (kutupsal) FFF düzeneği 178

Şekil 5.48 Delta FFF konfigürasyonu; (a) genel bakış, (b) sürgü-kızak sistemi, (c) ektrüder hareket platformu 178

Şekil 5.49 RoboFDM sistemiyle serbest form tavşan modeli üretimi 179

Şekil 5.50 PLA'nın kimyasal yapısı 181

Şekil 5.51 ABS'nin yapısı 183

Şekil 5.52 Polikarbonatın yapısı 185

Şekil 5.53 PA6 ve PA66'nın yapısı 187

Şekil 5.54 Polivinil asetat ve polivinil alkolün yapısı 191

Şekil 5.55 HIPS destek malzemesi kullanılarak basılmış bir ABS rulman modeli ve limonenin ($C_{10}H_{16}$) kimyasal yapısı 191

Şekil 5.56 Seramik parçaların CF3 işlem aşamaları 197

Şekil 5.57 Bound Metal Deposition™ ve Atomic Diffusion Additive Manufacturing™ proseslerinin işlem akışı 206

Şekil 5.58 Robocast (DIW) tekniğinin şematik gösterimi 207

Şekil 5.59 Tek ve çift vidalı ekstrüderin kesit gösterimi 209

Şekil 5.60 MJ Prosesinin Şematik Gösterimi 213

Şekil 5.61 Mürekkep püskürtmeli 2B yazıcı teknoloji haritası 215

Şekil 5.62 Damlacık atım frekansına göre; (a) dikey kolonsal oluşum, (b) yatay çizgisel oluşum 218

Şekil 5.63 Yatay tarama ve düşey atım hızlarının iz oluşumu üzerine etkisi; (a-c) sabit atım hızlarında yüksekten düşüğe tarama hızı etkisi, (d) atım ve tarama hızı yüksek, (e) atım ve tarama hızı optimum, (f) atım hızı yüksek, tarama hızı düşük 219

Şekil 5.64 Polimer malzemelerin MJ sistemlerinde üretim rotaları 220

Şekil 5.65 Blazdell (a, b), Xiang (c,d) ve Seerden'in çalışmaları; (a) basılan TiO_2 kuponları sinterleme öncesi, (b) sinterleme sonrası (b), (c) nitroselüloz membran üzerine 10 katman ZrO_2 yazılması, (d) sinterlenmiş 4900

katmanlı ZrO_2 numunesi, (e) sinterlenmemiş %30'luk Al_2O_3 çamurundan elde edilen seramik numuneler, (f) sinterlenmemiş %30'luk Al_2O_3 çamurundan elde edilen seramik numunelerin yakından görünüşü 222

Şekil 5.66 Seramik katkılı malzemelerin MJ prosesiyle üretim rotaları 224

Şekil 5.67 Entegre çevrim test panosu lehim damlacıkları 226

Şekil 5.68 Yamaguchi'nin metal baskı parça örnekleri 226

Şekil 5.69 Malzeme püskürtme yazıcı sistemlerinde en yaygın kullanılan damlacık oluşturma metotları 230

Şekil 5.70 Sürekli akış (CS) çalışma prensibi 231

Şekil 5.71 Çok-jetli CS şematiği 232

Şekil 5.72 DOD püskürtme şematiği; (a) piezoelektrik aktüatörlü, (b) termal aktüatörlü 233

Şekil 5.73 Piezo-aktüatörlü DOD şematik gösterimi 234

Şekil 5.74 Piezo-aktüatörlü DOD yazıcı başlığından gönderilen damlacıkların stroboskopik oluşumu 234

Şekil 5.75 Termal DOD konfigürasyonları; (a) yan atıcılı, (b) tepe atıcılı, (c) ortadan atıcılı 235

Şekil 5.76 PJ ve MJP proseslerinin şematik gösterimi 238

Şekil 5.77 XJET firmasına ait NPJ prosesinin şematik gösterimi 241

Şekil 5.78 NPJ prosesinin temel işlem aşamaları 242

Şekil 5.79 Yongduk'un çalışmasında kullandığı XJET 1400 Carmel cihazı ve üretmiş olduğu zirkonyum parça 243

Şekil 5.80 Mum tıraşlamalı DOD prosesinde imalat aşamaları; (a) DOD püskürtme, (b) yüzey tıraşlama 244

Şekil 5.81 BJ sistem şematiği 247

Şekil 5.82 Farklı tane boyutlarında tozların kullanılmasıyla aynı geometrideki farklı sonuçlar; $d_{10}/d_{50}/d_{90}$ (μm) : (a) 11/18/28, (b) 16/27/39, (c) 15/35/54, (d) 20/51/75 249

Şekil 5.83 Farklı toz serme mekanizmaları; (a) besleme platformu ve merdaneli serme, (b) hareketli besleme hazneli ve bıçaklı serme 250

Şekil 5.84 Çift-düzleştirme prosedürü 251

Şekil 5.85 Kaba tane (KT: 100 μm)- ince tane (İT: 10 μm) bimodal K418 alaşım tozu karışımının farklı hacim oranlarına göre yapılarının sinterleme sonrası incelenmesi; (a) %0 KT, (b) %50 KT, (c) %66,7 KT, (d) %80 KT, (e) %85.7 KT, (f) %100 KT 252

Şekil 5.86 Çamur kullanımlı BJ sistemlerinin işlem akışı 253

Şekil 5.87 Şerit döküm şematiği 255

Şekil 5.88 Yatak yoğunluğuna etkiyen toz partikül boyutu ve iki katman kalınlığının karşılaştırılması (a), farklı katman kalınlıklarında boyutsal hassasiyet değişkenliği (b) 259

Şekil 5.89 Parça üzerine (açık yaş) uygulanan toz katman ve merdane hızının pürüzlülüğe etkisi; (a) 20 mm/s için yandan görünüm, (b) 180 mm/s için yandan görünüm, (c) 20 mm/s için üstten görünüm, (d) 180 mm/s için üstten görünüm, (e) pürüzlülük- silindir hızı ilişkisi 261

Şekil 5.90 Baskı hızının bağlayıcı satürasyonuna etkisi 262

Şekil 5.91 Uygun olmayan bağlayıcı miktarına bağlı muhtemel yüzey kusurları; (a) düşük satürasyon sonucu parça eksilmesi, (b) aşırı satürasyon sonucu istenmeyen paraların yüzeye yapışması 263

Şekil 5.92 Satürasyon artırma yöntemleri ve satürasyon alanına etkisi; (a) tek damlacık, (b) örtüşmeli atım, (c) bindirmeli atım 264

Şekil 5.93 Vaezi'nin çalışması; (a) ZP102 ticari tozunun çekme dayanımı sonuçları, (b) 100 µm katman kalınlığı ve %90 satürasyon, (c) 87 µm katman kalınlığı ve %90 satürasyon, (d) 100 µm katman kalınlığı ve %125 satürasyon, (e) 87 µm katman kalınlığı ve %125 satürasyon 265

Şekil 5.94 Miyanaji'nin çalışmasında elde edilen güç dayanımı-basma dayanımı ilişkisi 266

Şekil 5.95 İmalat haznesi ve işlem yönlendirmeleri; (a) toz istif ve katman oluşturma yönü, (b) imalat yönlendirmesi 267

Şekil 5.96 Baskı yönü- basma dayanımı ilişkisinin incelenmesi; (a) X yönünde basma (hasar daha fazla), (b) Y yönündeki basma (hasar daha az) .. 269

Şekil 5.97 Birleştirme sonrasında şekillendirme prensibine göre çalışan LOM prosesinin şematik gösterimi 279

Şekil 5.98 Şekillendirme sonrasında birleştirme prensibine göre çalışan Offset Fabbing prosesinin şematik gösterimi 280

Şekil 5.99 LL proseslerinden LOM prosesine ait şematik gösterim; (a) parça imalatı, (b) tamamlayıcı işlemler 281

Şekil 5.100 Şekillendirme prensibine göre temel LL sistemlerine ait sınıflandırma örneği 283

Şekil 5.101 LOM sistemi; (a) yan görünüş-temel kısımlar, (b) karo ve çerçeve yapılarının izometrik şematiği 284

Şekil 5.102 Kinergy firmasına ait ZIPPY I-II ve SW kağıt laminasyon makineleri.287

Şekil 5.103 SD300 Pro PSL cihazı; (a) cihazın dış görünüşü, (b) cihazın üst ve ön kapaklarının açık görünüşü 291

Şekil 5.104 Stratoconception işlem akış şematiği 293

Şekil 5.105 Charlyrobot Charly4U, Charly2U üç boyutlu işleme merkezleri..... 293

Şekil 5.106 LMP prosesi temel işlem aşamaları; (a) levhanın sisteme getirilmesi, (b) yapıştırıcının uygulanması, (c) presle birleştirme, (d) taşan yapışkanın temizlenmesi, (e) işleme, (f) tamamlanmış kalıp örneği 294

Şekil 5.107 EnvisionTEC SLCOM-1 cihazı 296

Şekil 5.108 Impossible Object'in CBAM teknolojisine ait işlem akışı şematiği 298

Şekil 5.109 CAM-LEM proses akışı 301

Şekil 5.110 CAM-LEM CL-100 laminasyon cihazı 302

Şekil 5.111 Ultrasonik eklemeli imalatın şematik gösterimi 305

Şekil 5.112 DED sistemlerinin sınıflandırılması 311

Şekil 5.113 Toz beslemeli DED çeşitlerinden "Lazer Metal Birikimi" (LMD)'nin çalışma prensibi 312

Şekil 5.114 Toz beslemeli DED sistemlerinde toz idaresinin safhaları 313

Şekil 5.115 Vida aktarmalı toz taşıma sistemi 314

Şekil 5.116 Mekanik vibrasyon ve yerçekimi esaslı toz ölçüm/aktarım sistemleri; (a) Mekanik vibrasyon toz düzeneği, (b) Yerçekimi esaslı toz ölçüm düzeneği, (c) Yerçekimi esaslı toz beslemelerinde sıkça karşılaşılan düzensizlik örneği, (d) Yerçekimi esaslı toz beslemelerinde karşılaşılan sıkışma ve yay oluşumu 315

Şekil 5.117 Toz ölçümü ve sevkinde kullanılan pnömatik metot örnekleri; (a) dönel oluklu disk, (b) dönel ölçme tekerleği 316

Şekil 5.118 Toz ölçümünde kullanılan elektrostatik metot örnekleri; (a) paralel elektrotlu, (b) dik elektrotlu konfigürasyon 317

Şekil 5.119 Eksen dışı/lateral lazer ve toz gönderim düzenleri; (a, b, c) pozitif tarama yönü, (d, e, f) negatif tarama yönü 318

Şekil 5.120 Eş-eksenli DED nozüllerinin ana kısımları ve genel gösterimi 319

Şekil 5.121 Sürekli ve kesintili eş-eksen DED nozüllerinin bir arada gösterimi... 320

Şekil 5.122 Merkezden beslemeli nozül sistemleri; (a) ayrık , (b) halka 321

Şekil 5.123 LENS prosesinin şematik gösterimi 322

Şekil 5.124 Tarama çizgisi, ızgara mesafesi ve ergiyik havuzu 326

Şekil 5.125 Çalışma mesafesinin ve odak mesafesinin şematik gösterimi, (b) Çalışma mesafesinin değiştirilmesine bağlı tarama çizgileri 327

Şekil 5.126 Çeşitli tarama paternleri; (a) ızgaralı, (b) dıştan içe öteleme, (c) içten dışa öteleme, (d) fraktal tarama 327

Şekil 5.127 LENS proseslerinde kullanılan standart tarama paternleri 328

Şekil 5.128 WLAM prosesinin şematik gösterimi (sol), prosesin gerçek görüntüsü (sağ) 332

Şekil 5.129 Tel besleme yönleri 333

Şekil 5.130 EBF^3 sisteminin şematik gösterimi 334

Şekil 5.131 NASA Langley Araştırma Merkezi'nde bulunan EBF^3 sistemleri; (a) Sabit-konuşlandırılmış sistem, (b) portatif sistem 336

Şekil 5.132 Sciaky EBAM prosesinin şematik gösterimi 336

Şekil 5.133 Sciaky EBAM Sistemleri 337

Şekil 5.134 WAAM şematik gösterimi; (a) GMAW, (b) GTAW, (c) PAW 339

Şekil 5.135 PAW ve GTAW arasındaki farklar; (a) PAW gerçek görünüm, (b) PAW şematik gösterim, (c) GTAW gerçek görünüm, (d) GTAW şematik gösterim 340

Şekil 5.136 Ding'in deneysel WAAM sistemine ait şematik gösterim 341

Şekil 5.137 İki farklı biriktirme tekniği 342

Şekil 5.138 Katman kalınlığı ayarlama prensipleri; (a) orijinal katı model, (b) sabit katman kalınlıklı dilimlenmiş model, (c) adaptif katman kalınlıklı dilimlenmiş model 343

Şekil 5.139 Standart yassı-üstlü bindirme prensibi 344

Şekil 5.140 Soğuk-püskürtme sistemlerinin şematik gösterimi; (a) yüksek basınç SP, (b) düşük basınç SP 347

Şekil 5.141 CSAM prosesinin tipik proses parametrelerinin şematik gösterimi .. 350

Şekil 6.1 Eklemeli imalatla üretilmiş tümörlü böbrek modelinin üretim aşamaları 356

Şekil 6.2 Young ve arkadaşlarının eğitimsel modelleme çalışması; (a) CT tarama, (b) CAD modeli, (c) 3B üretilen 20 haftalık fetüs modeli 357

Şekil 6.3 Jacobs ve arkadaşlarının cerrahi planlama çalışması; (a) büyük kalp tümörü, (b) sol ventrikül anevrizması 358

Şekil 6.4 Wong'un çalışması; (A) Debakey doku forsepi, (B,P) bistüri sapı, (C,R) sağ açılı pens, (D,S) açılı hemostat, (E,T) Allis doku kıskacı, (F,M,U) düz hemostat, (G,L,V) sünger tutacağı, (H) Adson dişli forsep, (I,N,W) düz forsep, (J) eğrili hemostat, (K,Q) havlu kıskacı, (O) doku forsepi, (X) dişli forsep 361

Şekil 6.5 Konvansiyonel özel amaçlı enstrümanlar; (a) Rothenberg şırıngası, (b) Walker'ın ölçüm probu, (c) farklı türlerde biyopsi uygulamaları için geliştirilen gastroskop başlıkları, (d) uzak özefagus (yemek borusu) mukozektomi (ameliyatsız çıkarma) retraktörler 363

Şekil 6.6 Konvansiyonel olmayan genel amaçlı medikal enstrüman örnekleri; (a) 7 serbestlik dereceli yönlendirilebilir laparoskopik tutucu (DragonFlex), (b) eş merkezli tüp yapısı, (c) çift nitinol kablo sürüşlü bütünsel robot, (d) yılansı sistem önerisi, (e) farklı örtüşmeli tüp yapısı önerileri 365

Şekil 6.7 Konvansiyonel olmayan özel amaçlı medikal enstrüman örnekleri; (a) servikal neoplazi tedavisinde kullanılmak üzere tasarlanmış termo-

koagülatör, (b) kemik kanserinde ağrı azaltma amacıyla geliştirilen MRI uyumlu sistem, (c) gastrointestinaltümör rezeksiyonunda kullanılması önerilen dallanmış uçlu örtüşük tüp sistemi 366

Şekil 6.8 Arabnejad ve ark. üretmiş oldukları Ti-6Al-4V femoral sap 374

Şekil 6.9 Ameen ve ark. üretmiş oldukları Ti-6Al-4V (ELI) kraniyofasiyal plaka 375

Şekil 6.10 Dinda ve ark. üretmiş oldukları Ti-6Al-4V ramus implantı 376

Şekil 6.11 Titon ve ark. 316L omuz fiksasyon implant modeli (sanal görünüm) . 379

Şekil 6.12 Liverani ve ark. üretmiş oldukları Co-Cr talus implantı; (a) model, (b) parça 383

Şekil 6.13 Murr ve ark. üretmiş oldukları Co-Cr-Mo femoral başlık implantı 384

Şekil 6.14 Biyobozunur Mg fiksasyon örneği; (a) normal süreç, (b) prematüre kırık tekrarı..... 386

Şekil 6.15 Eklemeli imalatla üretilmiş Mg fiksasyon vida, pim ve plakaları 387

Şekil 6.16 Yang'ın şırınga pistonlu ME prosesiyle gerçekleştirmiş olduğu saf demir doku iskelesi çalışması; (a) farklı doku iskelesi tasarımları, (b) kaplamasız in vitro çalışma numunesi, (c) HA kaplamalı in vitro çalışma numunesi, (d, e) farklı porlara sahip iskelelerin yakın görünüşü, (f) numunelerin yandan görünüşü 389

Şekil 6.17 Chen ve ark. üretmiş oldukları cP-Zn kardiyovasküler stent 391

Şekil 6.18 Qin ve ark. üretmiş oldukları Zn-xWE43 iskele blokları 392

Şekil 6.19 SLS prosesiyle PCL malzemesinden üretilen trakebronşiyal atel çalışması; (a) DICOM verilerinin modellenmesi, (b) optimum tasarım parametrelerinin belirlenmesi, (c) SLS ile üretilen parçanın üstten görünümü, (d) 3 farklı hastaya özel olarak tasarlanan trakebronşiyal atellerin sanal incelemesi, (e) üretilen trakebronşiyal atel 398

Şekil 6.20 Kontrollü ilaç salınım metotları; (a) oral kapsül, (b) oro-dispersibl film, (c) doku iskelesi, (d) meş, (e) vajinal fitil, (f) transdermal bant, (g) implant, (h) kateter 404

Şekil 6.21 Dental implant, kron ve köprüler; (a) bir arada gösterim, (b) tek bir İmplantın temel kısımları, (c) köprü çeşitleri, (d) kullanılan malzeme bazında kron çeşitleri 411

Şekil 6.22 Dehurtevent ve ark. üretmiş oldukları alumina dental kron 413

Şekil 6.23 SLM prosesi ile üretilen titanyum dental implant sapı 414

Şekil 6.24 Dental braket çeşitleri; (a) metal braket, (b) seramik braket, (c) şeffaf braket, (d) lingual (içten) braket..... 415

Şekil 6.25 Pugalendhi ve ark. üretmiş oldukları dental braket 416

Şekil 6.26 Biyobaskı prosesinin aşamaları ve 4 temel biyobaskı yöntemi 418

Şekil 6.27 Temel biyobaskı metotları; (a) damlacık püskürtme esaslı, (b) ekstrüzyon esaslı, (c) lazer esaslı, (d) stereolitografi 419

Şekil 6.28 DPE biyobaskı proseslerinin sınıflandırılması 420

Şekil 6.29 Mürekkep püskürtmeli biyobaskı prosesleri; (a) sürekli akış (CS), (b) termal aktüatörlü DOD, (c) piezo-aktüatörlü DOD, (d) elektrostatik aktüatörlü DOD, (e) EHD 422

Şekil 6.30 Akustik biyobaskı prensibi; (a) tek çıkışlı akustik biyobaskı havuzu izometrik görünüm, (b) çok çıkışlı akustik biyobaskı havuzu yandan görünüş 423

Şekil 6.31 Mikro-valf biyobaskı prensibi 424

Şekil 6.32 Pnömatik ekstrüzyon esaslı biyobaskı çeşitleri; (a) valfsiz pnömatik sürüşlü, (b) valfli pnömatik sürüşlü 427

Şekil 6.33 Mekanik ekstrüzyon esaslı biyobaskı çeşitleri; (a) pistonlu, (b) vidalı.428

Şekil 6.34 Selenoid mikro ekstrüzyon prensibi..... 429

Şekil 6.35 Stereolitografi esaslı biyobaskı prosesleri; (a) vektörel taramalı, (b) maske projeksiyonu, (c) çift foton fotopolimerizasyonu 431

Şekil 6.36 LGDW prosesinin şematik gösterimi 433

Şekil 6.37 Matris destekli-palsli lazer buharlaştırma; (a) MAPLE, (b) MAPLE-DW 434

Şekil 6.38 LIFT prosesi 435

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1 Eklemeli imalatta yaygın olarak kullanılan lazer çeşitleri ve teknik özellikleri 23

Tablo 2.2 Eklemeli imalatın, üretim verimliliği ve tedarik zinciri üzerine etkisi.. 34

Tablo 3.1 DfAM kılavuzlarında ortak kriterler ve literatür çalışmaları 39

Tablo 3.2 MM-AM kompozisyon örnekleri ve bazı özellikler 53

Tablo 3.3 Üç boyutlu temsil formatlarının kapsam karşılaştırması..... 59

Tablo 3.4 Üç boyutlu temsil formatlarının beceri karşılaştırması..... 61

Tablo 3.5 İki boyutlu dilim temsil formatlarının karşılaştırılması 65

Tablo 5.1 Serbest ve kısıtlı yüzey konfigürasyonlarının karşılaştırılması 87

Tablo 5.2 Ticari hazne fotopolimerizasyon sistemlerine ait örnekler 113

Tablo 5.3 Seçici lazer sinterleme prosesinde malzeme, lazer, tarama ve ortam alt gruplarında proses parametreleri 132

Tablo 5.4 Lazer esaslı PBF proseslerinde parametre optimizasyon önerileri.... 141

Tablo 5.5 EBM proses parametre optimizasyon önerileri 147

Tablo 5.6 Ticari MJF sistem örnekleri ve uygunluk değerlendirme..... 150

Tablo 5.7 PA11 ve PA12 esaslı ticari pLS malzemeleri 157

Tablo 5.8 PA11 ve PA12 harici ticari pLS malzemeleri..... 159

Tablo 5.9 PBF'de yaygın olarak kullanılan toz metal alaşımları, kullanıldığı prosesler ve malzemelerin genel kullanım alanları 161

Tablo 5.10 Çeşitli seramik parçaların SLS ile üretiminde kullanılan kurban bağlayıcı örnekleri 166

Tablo 5.11 Ticari PBF sistemlerine ait örnekler (SLS, DMLS, SLM) 167

Tablo 5.12 Ticari PBF sistemlerine ait örnekler (SLM, EBM, MJF, DMLM, DMLS) 169

Tablo 5.13 Kartezyen, polar, delta ve robotik kollu FFF yazıcılarının genel karşılaştırması 180

Tablo 5.14 Ticari PLA filament örnekleri ve teknik özellikleri 182

Tablo 5.15 Ticari ABS filament örnekleri ve teknik özellikleri 184

Tablo 5.16 Ticari PC filament örnekleri ve teknik özellikleri..... 186

Tablo 5.17 Ticari PA filament örnekleri ve teknik özellikleri 188

Tablo 5.18 Ticari PETG filament örnekleri ve teknik özellikleri 192

Tablo 5.19 Yaygın kullanıma sahip ticari polimer filamentlerin karşılaştırılması 193

Tablo 5.20 Singh'in çalışma sonuçları 198
Tablo 5.21 Literatürdeki dolgulu FFF çalışmalarına ait örnekler 203
Tablo 5.22 Ticari ME eklemeli imalat sistemlerine dair örnekler 211
Tablo 5.23 Piezoelektriksel ve termal aktüatörlü yazıcı başlıklarının genel karşılaştırması 236
Tablo 5.24 Stratasys firmasına ait Objet30 Pro ve Objet Eden260VS cihazlarının bazı teknik özellikleri 239
Tablo 5.25 3D Systems firmasına ait MJP cihazlarının bazı teknik özellikleri .. 240
Tablo 5.26 XJET Carmel 700 ve Carmel 1400 seramik NPJ cihazları..... 243
Tablo 5.27 Solidscape S300 cihazların bazı teknik özellikleri 245
Tablo 5.28 Katman kalınlığının çekme dayanımı ve bağlanma süresine etkisi üzerine yapılan bir çalışma örneğinin özet sonuçları 260
Tablo 5.29 Nikel ve bakır alaşımları kullanılan BJ çalışmalarına ait örnekler .. 270
Tablo 5.30 Paslanmaz çelik, titanyum ve kobalt alaşımları kullanılan BJ çalışmalarına ait örnekler 273
Tablo 5.31 Seramik malzemeler kullanılan BJ çalışmalarına ait örnekler 276
Tablo 5.32 Helisys (Cubic Technologies) LOM-1015 Plus ve LOM-2030H sistemlerinin bazı teknik özellikleri 286
Tablo 5.33 LOM ve SAHP proseslerinin temel farklılıkları 288
Tablo 5.34 Kira SAHP KSC-50 kağıt laminasyon makinesinin teknik özellikleri 289
Tablo 5.35 MCor firmasına ait Matrix 300+ (renksiz) ve IRIS (renkli) kağıt laminasyon 3B makinelerine ait özellikler..... 290
Tablo 5.36 Solido SD300Pro cihazına ait teknik özellikler 292
Tablo 5.37 EnvisionTECH SLCOM-1 cihazına ait bazı teknik özellikler 296
Tablo 5.38 SLCOM-1 sisteminde yaygın olarak kullanılan polimer matrisler.... 297
Tablo 5.39 Impossible Object CBAM-2 cihazına ait bazı teknik özellikler 299
Tablo 5.40 Liu'nin çalışmasında kullanılan şerit karakteristikleri ve elde edilen sonuçlar..... 304
Tablo 5.41 Takım çeliği (4130) kullanılarak gerçekleştirilen bir UAM çalışması 307
Tablo 5.42 Karbon fiber takviyeli plastic (CFRP) ve titanyum saclar kullanılarak gerçekleştirilen bir UAM çalışması 308
Tablo 5.43 Aynı toz malzeme (IN718, boyut dağılımı 45-90 μm) kullanıldığı durumda sürekli ve kesintili eş eksen nozüllerin karşılaştırılması. 320
Tablo 5.44 Kobryn'in çalışmasına göre güç ve tarama hızının porozite miktarına etkisi..... 324

Tablo 5.45 Çeşitli toz beslemeli- lazer kullanımlı DED yöntemleri ve kısaltmaları 330

Tablo 5.46 Brandl'ın çalışmasına göre proses parametrelerinin, ergiyik damla üzerindeki etkileri..... 334

Tablo 5.47 WAAM proseslerine ait, literatürdeki farklı isimlendirmeler 338

Tablo 5.48 CSAM prosesinin, ergime esaslı eklemeli imalat yöntemleriyle karşılaştırılması..... 349

Tablo 5.49 Çeşitli imalat parametrelerinin birikme verimi, tutunma, birikim dayanımı, porozite ve artık gerilmelerle ilişkisi 350

Tablo 6.1 Eklemeli imalatla üretilecek medikal modeller için kriterler 352

Tablo 6.2 Eklemeli imalatın medikal uygulamalarda kıstas ve kazanımları 353

Tablo 6.3 Eklemeli imalat sistemlerinin medikal uygulamalarına dair özet tablo 355

Tablo 6.4 Eklemeli imalatın medikal alanda cerrahi planlama ve eğitimsel amaçlı kullanım örnekleri 359

Tablo 6.5 Eklemeli imalatın genel ve özel amaçlı konvansiyonel enstrüman üretiminde kullanılmasına dair çalışma örnekleri 363

Tablo 6.6 Eklemeli imalatın genel ve özel amaçlı konvansiyonel olmayan enstrüman üretiminde kullanılmasına dair çalışma örnekleri..... 366

Tablo 6.7 Biyomedikal uygulamalarda yaygın kullanılan titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri 373

Tablo 6.8 Arabnejad ve ark. tarafından gerçekleştirilen, SLM prosesi ile Ti-6Al-4V femoral sap implant üretimi çalışması..... 374

Tablo 6.9 Ameen ve ark. tarafından gerçekleştirilen, EBM prosesi ile Ti-6Al-4V (ELI) kraniyofasiyal plaka implant üretimi çalışması..... 375

Tablo 6.10 Dinda ve ark. tarafından gerçekleştirilen, LMD prosesi ile Ti-6Al-4V mandibular implant üretimi çalışması..... 376

Tablo 6.11 Lazer (L-PBF) ve elektron demeti (E-PBF) kullanımlı eklemeli imalat sistemleriyle gerçekleştirilen titanyum implant uygulama örnekleri 377

Tablo 6.12 Tilton ve ark. tarafından gerçekleştirilen, DMLS prosesi ile 316L proksimal humerus fiksasyon implantı üretimi çalışması 379

Tablo 6.13 Biyomedikal alanda en sık kullanılan 4 kobalt alaşımına ait kimyasal kompozisyon ve mekanik özellikler 381

Tablo 6.14 Liverani ve ark. tarafından gerçekleştirilen, SLM prosesi ile Co-Cr talus implantı üretimi çalışması 383

Tablo 6.15 Murr ve ark. tarafından gerçekleştirilen, EBM prosesi ile Co-Cr-Mo femoral kep implantı üretimi çalışması 384

Tablo 6.16 Magnezyum esaslı biyobozunur implant malzemelerinin eklemeli imalatla üretimi üzerine literatürde bulunan çalışma örnekleri 387

Tablo 6.17 Biyomedikal alanda yaygın olarak kullanılan çinko alaşımları 390

Tablo 6.18 Chen ve ark. tarafından gerçekleştirilen, SLM prosesi ile cP-Zn kardiyovasküler stent üretimi çalışması 391

Tablo 6.19 Qin ve ark. tarafından gerçekleştirilen, SLM prosesi ile Zn- xWE43 doku iskelesi üretimi çalışması 392

Tablo 6.20 Stereolitografi ile biyopolimerlerden doku iskelesi üretim çalışmaları 396

Tablo 6.21 Bağlayıcı püskürtme prosesinden faydalanılarak gerçekleştirilen farmasötik implant üretimi çalışmaları 400

Tablo 6.22 FFF ile üretimi gerçekleştirilen polimer doku iskelesi çalışmaları .. 402

Tablo 6.23 Oral tablet üretim çalışmaları 405

Tablo 6.24 Oro-dispersibl film üretim çalışmaları..... 405

Tablo 6.25 Kontrollü ilaç salınımlı doku iskelesi üretim çalışmaları 406

Tablo 6.26 Kontrollü ilaç salınımlı implant üretim çalışmaları 406

Tablo 6.27 Transdermal bant üretim çalışmaları 407

Tablo 6.28 Rektal/ vajinal uygulamalar 407

Tablo 6.29 Meş ve kateter uygulamaları 408

Tablo 6.30 Dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılan eklemeli imalat yöntemleri ve başlıca avantaj- dezavantajlar 409

Tablo 6.31 Dental implant üretiminde yaygın olarak kullanılan malzemeler 411

Tablo 6.32 Dehurtevent ve ark. tarafından gerçekleştirilen, DLP prosesiyle alumina kron üretimi çalışması 413

Tablo 6.33 SLM prosesi ile titanyum dental implant sapı üretimi çalışması 414

Tablo 6.34 Pugalendhi ve ark. tarafından gerçekleştirilen, MJ prosesi ile ticari akrilat reçine kullanılarak şeffaf diş braketi üretimi çalışması 416

Tablo 6.35 DPE biyobaskı proseslerinin genel karşılaştırması 425

Tablo 6.36 Hücre aktarımı esasına dayalı lazer biyobaskı proseslerinin genel karşılaştırması 437

Tablo 6.37 Çeşitli doku ve organ biyobaskı çalışmaları 439

ÖZET

Eklemeli İmalat Teknolojileri ve Medikal Uygulamaları

Çetin Kutay ÖNEY

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Prof. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ

Eklemeli imalat teknolojileri, bilgisayar destekli tasarım programlarında oluşturulan üç boyutlu sanal veriler doğrultusunda, gerçek parçaların katman esasına dayanarak seçici bir şekilde biriktirilmesini kapsayan prosesler bütünüdür. Üç boyutlu baskı, serbest-form imalatı, hızlı prototipleme isimleriyle de anılan eklemeli imalat teknolojileri; ilk zamanlar yalnızca model üretiminde kullanılmaktayken, gelişen teknolojiyle birlikte diğer mühendislik disiplinlerinin (malzeme bilimi, lazer teknolojisi, doku mühendisliği, vb.) adaptasyonuyla, günümüzde doğrudan fonksiyonel parçaların üretiminin gerçekleştirilebildiği, son derece özgün tasarım ve imalat özgürlüklerini beraberinde getiren popüler bir üretim yöntemi haline gelmiştir. Eklemeli imalat teknolojileri imalat prensibine göre hazne fotopolimerizasyonu, toz yatak füzyonu, malzeme ekstrüzyonu, malzeme püskürtme, bağlayıcı püskürtme, levha laminasyon ve doğrudan enerji biriktirme olmak üzere 7 alt grupta sınıflandırılmaktadır. Her yöntem ve alt gruplarının kendi içerisinde avantajları ve dezavantajları bulunmakta olup, yöntem seçiminin, hedeflenen uygulama doğrultusunda doğru tayin edilmiş olması gerekmektedir. Her geçen gün, bu imalat yöntemlerinde kullanılabilecek malzeme çeşitliliğinin artış gösteriyor olması, eklemeli imalat teknolojilerinin uygulama alanlarının genişlemesine yol açmaktadır. Havacılık, otomotiv, enerji, tüketici ürünleri gibi endüstrilerde yaygın olarak kullanılmaya başlanan eklemeli imalat

teknolojilerinden faydalanan bir diğer ve belki de en önemli uygulama alanı, medikal/biyomedikal sektörüdür. Üç boyutlu tarama sistemlerinden elde edilen veriler doğrultusunda, hastaya/vakaya özgün biyouyumlu parça ve dokuların üretilebilirliği, ameliyat esnasında ve/veya sonrası ortaya çıkabilecek birçok komplikasyonun önemli ölçüde ortadan kalkmasına yol açmaktadır. Biyomedikal bağlamda yalnızca implant, ortez, protez, doku iskelesi gibi uygulamalarla sınırlı kalmayan bu teknoloji; kontrollü ilaç salınımı gibi farmasötik uygulamalardan, eğitimsel ve cerrahi modellerin, enstrümanların, tanısal ekipmanların üretimine, doku mühendisliği uygulamalarına kadar geniş bir yelpazede özgün çalışmaların yürütülebilmesini sağlamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Eklemeli imalat, üç boyutlu baskı, katmanlı esaslı üretim

ABSTRACT

Additive Manufacturing Technologies and Medical Applications

Çetin Kutay ÖNEY

Department of Metallurgical and Materials Engineering

MSc. Thesis

Advisor: Prof. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ

Additive manufacturing technologies are a set of processes that involve the selective accumulation of real pats on a layer basis in line with three-dimensional virtual data created in computer aided design programs. Additive manufacturing technologies, also known as three-dimensional printing, free-form manufacturing or rapid prototyping; while was only used in conceptual model production at the earlier, with the adaptation of other engineering disciplines (material science, laser technology, tissue engineering, etc.) that develops within their own fields, become a popular production method that can directly produce functional parts, bringing together extremely original design and manufacturing freedoms. Additive manufacturing technologies are classified into 7 main groups according to the manufacturing principle: vat photopolymerization, powder bed fusion, material extrusion, material jetting, binder jetting, sheet lamination and direct energy deposition. Each method and its subgroups have their own advantages and disadvantages, and the choice of method must be correctly determined in line with the targeted application. Day by day, the variety of materials that can be used in these manufacturing methods is increasing, causing the application of additive manufacturing technologies to expand. One and perhaps the most important area of application that benefits from

additive manufacturing technologies, which are widely used in industries such as aviation, automotive, energy, consumer products, is the medical/biomedical sector. In line with the data obtained from three-dimensional scanning systems, the manufacturability of patient/case-specific biocompatible parts and tissue constructs leads to the elimination of many complications that may occur during or after surgical procedures. In the biomedical context, this technology is not limited to applications such as implants, orthoses, prostheses, scaffoldings; it enables a wide range of original studies to be carried out, from pharmaceutical applications such as controlled drug delivery to the production of educational and surgical models, instruments, diagnostic equipment, and tissue engineering applications.

Keywords: Additive manufacturing, three dimensional printing, layered manufacturing

1
GİRİŞ

1.1 Literatür Özeti

"**Eklemeli İmalat (Eİ)"**; tasarım verilerinden doğrudan, üç boyutlu, ölçeklendirilmiş fiziksel parçaların, katman yığma esasına dayanarak üretildiği bir imalat teknolojisi grubudur. Talaşlı imalat gibi "substraktif imalat" ve döküm, dövme gibi "formatif imalat" olarak ayrılan geleneksel imalat yöntemlerinin dışında, nispeten daha genç bir teknoloji olarak "eklemeli imalat" karşımıza çıkmaktadır [1]. Eklemeli imalat ile sıkça karıştırılan "hızlı prototipleme" ifadesi, bir sistem veya parçanın piyasaya sürülmeden önce, hızlı bir şekilde temsilinin oluşturulmasıdır. Gelişen teknolojiyle birlikte, elde edilen parçanın kalite, yüzey ve geometrik özellikleri göz önüne alındığında "**hızlı prototipleme (RP)**" ifadesi; elde edilen son parçanın doğrudan kullanılabilmesi durumunda yetersiz bir tanım haline gelmektedir. Ayrıca hızlı prototipleme ifadesi, bahsi geçen teknolojilerin parça imalatında dayandığı temel ilke olan "katman" yaklaşımını ifade etmekte yetersiz kalmaktadır [2]. Eklemeli İmalat teknolojisi genç bir teknoloji olması nedeniyle 1990'lar başında Almanya'da yapılan ön çalışmalar haricinde uzun süre standardizasyon altına girmeden gelişimini sürdürmüştür. 2007 yılında başlatılan çalışmalar sonucu 2008 sonbaharında Alman Mühendisler Birliği (*Verein Deutscher Ingenieure)* yönetiminde VDI3404 "Hızlı Prototipleme" standardizasyonu yayınlanmıştır [3]. 2009 yılına gelindiğinde Amerikan Makine Mühendisleri Topluğu (ASME) ve Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu (ASTM) bir araya gelerek kendi standardizasyon prosedürlerini geliştirmeye başlamış ve 2009 sonbaharında eklemeli imalatla ilgili F42 komitesi kurularak, "Eklemeli İmalat Teknolojileri İçin Standart Terminoloji" başlıklı F2792-09e1/F2792 prosedürünü yayınlamıştır [4].

Eklemeli imalat teknolojisi haricindeki imalat proseslerinde parça geometrisinin hassas ve detaylı bir şekilde analizinin yapılması, yapılan bu analizler doğrultusunda kullanılacak takım ve ekipmanların belirlenmesi ve parçanın

tamamlanmasında ilave işlemlerin kesin olarak belirlenmesi gerekmektedir. Bunun aksine, boyutsal ölçülendirmelerin net olması ve kullanılacak malzeme ile birlikte faydalanılacak makinenin işlem prensibini anlamış olmak, eklemeli imalat ile kompleks geometrili parçaların üretilmesinde yeterli gelebilmektedir. Eİ teknolojilerinin çalışma prensibinin temelini, uygulanacak malzemenin katmanlar halinde, bilgisayar destekli tasarım (CAD) verilerinden alınan kesitler doğrultusunda, bir yüzeyde katı olarak biriktirilmesi oluşturur. Fiziki olarak her katman, belirli bir kalınlığa sahip olup, nihai ürün bu belirli katman kalınlıklarına bağlı hassasiyette üretilebilmektedir. Diğer bir deyişle, parçayı oluşturan katmanlar ne kadar ince olursa nihai ürün de orijinal tasarıma o derece yakın olacaktır [5]. Günümüzde, ticarileşmiş bütün Eİ makineleri katmanlı imalat yaklaşımıyla çalışmakta olup makine çeşitlilikleri; kullanılan malzemeler, katmanların oluşturulma yöntemleri, katmanların birbirine nasıl eklendiği ve bu katmanların nasıl bağ oluşturduklarına bağlıdır. Bu farklılıklar nihai ürünün hassasiyeti, malzeme ve mekanik özellikleri gibi sonuçlar üzerinde büyük tesire sahiptir. Ayrıca; oluşturulmak istenen parçanın ne kadar sürede üretilebileceği, ne kadar son işlem gerektireceği, kullanılan Eİ makinesinin boyutları, proses ve makinenin toplam maliyetinin ne kadar olacağı gibi önemli noktaları belirlemektedir [6]. Mühendislik disiplinlerinde bu teknoloji, özellikle "eklemeli imalat" olarak vurgulanmaktadır ve hızlı prototiplemeden (RP) yığın imalata dönüşüm paradigmasının gelişmiş konsepti olarak görülmektedir. Üretim, dağıtım ve iş ömrü perspektiflerinden bakıldığında, gelecekte eklemeli makinelerinin ne yönde gelişeceğine dair olumlu ve olumsuz birçok öngörü, eleştiri, ekonomik tahmin ile karşılaşmak mümkündür. Economist gibi popüler haber medyalarında dijital yazılımların ve önümüzdeki çağın yeni girişimlerinin, basit bir şekilde "yalnızca bir bilgisayar ve girişim isteği" ile ortaya çıkacağı ifade edilmektedir [7]. Bir diğer yaygın görüş ise geleneksel imalat yöntemlerinin gelişmeye ve kullanıma devam edeceği, eklemeli imalat teknolojisinin de bir yandan gelişeceği, ancak mevcut yöntemlerin yerini almak yerine, bu sistemleri destekleyici özellikte olacağı doğrultusundadır. Ekonomi perspektifinden sürdürülebilirliğe kadar birçok konu üzerine detaylı çalışmaların yürütüldüğü, popüler medyada da oldukça yaygın olarak "**üç boyutlu baskı**" ismiyle de anılan eklemeli imalat teknolojisinin, hem kişisel kullanım hem de servis ve dijital

fabrikasyon aracı olarak kullanılmasıyla bu teknolojiye erişim, son beş yıl itibariyle büyük ölçüde kolaylaşmıştır. Başlangıçta yalnızca otomotiv, havacılık gibi sektörlerce kullanılan CAD programları; tasarım geliştirme, parça entegrasyonu, modelleme, tasarım fikirlerinin değerlendirilebilmesi gibi birçok konuda devrim niteliğinde etkiler yaratmıştır [8].

1.2 Tezin Amacı

Tez çalışmasında; eklemeli imalat sistemlerinin temel prensipleri, sınıflandırma yöntemleri ve proses çeşitlerinin incelenmesiyle, bu teknolojiye dair özgün bir kaynağın yaratılması amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda;

1. Eklemeli imalatın uygulama seviyeleri, temel işlem basamakları, yardımcı teknolojileri, tasarım ve yazılımsal uzantıları, çeşitli sınıflandırma yöntemleri üzerine genel bilgilerin verilmesi,
2. ASTM'nin yapmış olduğu sınıflandırma esas alınarak 7 temel proses grubunun incelenmesi,
3. Yöntemlerin özgün avantaj ve dezavantajları doğrultusunda ideal uygulama alanlarından birisi olarak seçilen medikal alandaki çalışma ve yöntemlerin incelenmesi gerçekleştirilmiştir.

1.3 Orijinal Katkı

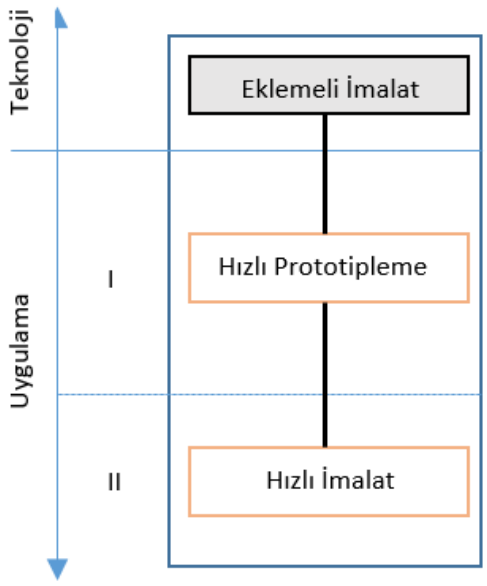
Eklemeli imalat teknolojisi, günümüz dünyasında kendisine çok geniş bir uygulama alanı bulmuş ve birçok özgün çalışma kollarının gelişmesine katkı sağlamıştır. Buna karşın, ülkemizde yapılan araştırmalar göz önünde bulundurulduğunda, yapılan çalışmaların yalnızca bir veya iki proses, birkaç malzeme veya prosedür özelinde ele alındığı görülmektedir. Bu durum, birçok detaya sahip geniş bir teknoloji haline gelen eklemeli imalat teknolojilerinin tümüne dair kapsamlı bir bakış açısının oluşturulabilmesini zorlaştırmaktadır. Eklemeli imalat teknolojilerine dair literatürde bulunan Türkçe kaynakların yetersizliği, akademik açıdan bir problem haline dönüşebilmektedir. Bu bağlamda tez çalışması çerçevesinde; kırk yılı aşkın süredir geliştirilmekte olan, geleneksel üretim yöntemlerinden farklı prensipler barındıran eklemeli imalat teknolojilerine dair kapsamlı incelemelerin

gerçekleştirilmesi ve literatürde bulunan çalışmaların bir araya getirilerek derlenmesi/karşılaştırılması gerçekleştirilmiştir. Bununla birlikte eklemeli imalat teknolojilerinin yaygın olarak kullanıldığı alanlardan bir tanesi olarak medikal uygulamalar seçilmiş ve bu alanda kullanılan proseslerin çeşitleri, temel prensipleri ve sunduğu imkanlar hakkında bilgiler verilmiştir. Tez çalışması sonucunda; yüze yakın proses ve konfigürasyon incelenmiş, Türkçe kaynak yetersizliğine cevap oluşturabilecek seviyede teknik bir kitabın hazırlığı için ilk aşama oluşturulmuştur. Bu sayede medikal, havacılık, otomotiv endüstrileri başta olmak üzere ülkemizde de akademik ve ticari bağlamda üzerindeki ilginin giderek artış gösterdiği eklemeli imalat teknolojileri ile ilgili gerçekleştirilecek diğer çalışmalar için yol gösterici nitelikte olabilecek bir kaynak, literatüre kazandırılmıştır.

2
EKLEMELİ İMALATA GENEL BAKIŞ

2.1 Eklemeli İmalatın Uygulama Seviyeleri

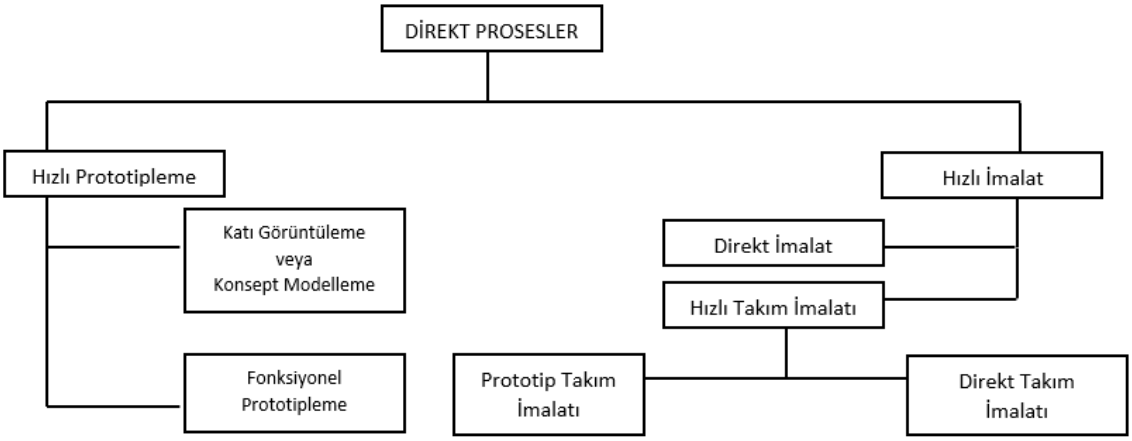
Pratikte, uygulama özelinde ideal Eİ teknolojisinin seçimi, kullanım yerine ve beklenen performansa göre bir takım özelliklerin araştırılmasıyla başlamaktadır. Boyutlar, yüzey kalitesi ve çözünürlük, tolere edilebilir mekanik dayanım, sıcaklık dayanımı gibi özelliklerin net olarak belirlenmesinden sonra uygun metot ve malzeme seçimi yapılabilmektedir. Bu yüzden yöntem seçiminden önce beklenen özelliklerin iyi belirlenmiş olması ve farklı uygulama seviyelerinin tanımlanmış olması gerekmektedir [9]. Böyle bir yapıyı tanımlayabilmek için; "teknoloji" ve "uygulama" arasındaki yaklaşım farkını kavramış olmak gerekmektedir. Teknoloji, bilimsel bir yaklaşımı teknik bir dizi proseslerle yapabilme imkanı olarak; uygulama ise, teknolojinin kullanımıyla fayda sağlanmasına yönelik pratik yaklaşım olarak değerlendirilmelidir. Bu yaklaşımın daha iyi kavranması adına Şekil 2.1'de eklemeli imalat teknolojisi, iki temel uygulama seviyesi ile şematik olarak gösterilmiştir [10].



Şekil 2.1 Eklemeli imalatın temel uygulama seviyeleri [10]

2.1.1 Doğrudan Prosesler

Tüm eklemeli imalat prosesleri, jeneratif bir makineyle dijital modelin doğrudan fiziksel bir nesneye (parça) dönüştürülmesinden dolayı genellikle "doğrudan (direkt) prosesler" olarak isimlendirilir. Buna karşın, bazı prosedürler ve uygulama seviyeleri ise "dolaylı (endirekt) prosesler" olarak incelenmektedir. Dolaylı prosesler; katmanlı imalat prensiplerine uymadıkları ve farklı prosedürler izledikleri için ayrı bir başlıkta incelenmektedir. Doğrudan prosesler, hızlı prototipleme ve hızlı imalat olmak üzere iki alt uygulama seviyesiyle incelenmektedir. Doğrudan proseslere ait şematik gösterim Şekil 2.2'de verilmiştir [10,11].



Şekil 2.2 Doğrudan (direkt) proseslerin sınıflandırılması [11]

Katı görüntüleme ve konsept modelleme, temel konseptin doğrulanması amacıyla üretilen parça grubunu tanımlar. Parçalar üç boyutlu bir resmi veya heykeli andırmaktadır. Üretilen parçalar genel görünüm ve proporsiyonlar üzerine fikir oluşturabilmek adına, sadece uzaysal temsil amacını taşımaktadır. Konsept modelleri, genellikle karmaşık CAD çizimlerinin ilk aşamasında tetkik amacıyla kullanılmaktadır [12]. Birden fazla komponent içeren sistemlerde konsept değerlendirmesinde farklı renkli komponentlerin kullanımı, problematik bölümlerin incelenebilmesi için kolaylık sağlamaktadır. Hızlı prototipleme (RP) içerisindeki diğer bir seviye olan fonksiyonel prototiplemede; nihai ürünün geliştirilmesinde karar verilmesi gereken, belirli sınırlar dahilindeki fonksiyonların kontrolü yapılmaktadır. Fonksiyonel prototip, bitmiş ürün olarak kendi başına

kullanılamamaktadır ve onay aşamasından sonra kendisinden replike edilecek parçalar için ana model görevindedir. Amaç, hareket görecek parçaların işlevlerinin değerlendirilebilmesidir [13].

Hızlı imalat uygulama seviyesi; nihai ürün olarak elde edilen parçaların veya bir montaj sisteminde doğrudan kullanılabilecek montaj elemanlarının üretilmesini belirtmektedir [14]. Eğer Eİ teknolojisiyle elde edilen nihai ürün, direkt bitmiş ürün olarak bir başka parçanın üretilmesinde kullanılmayacaksa "direkt imalat", eğer bir kalıp, ıstampa, ölçme aleti olarak kullanılacaksa "direkt takım imalatı" olarak isimlendirilmektedir. Direkt imalatta üretilmiş parça, istenen fonksiyonlara ve temel kullanım özelliklerine sahiptir. Günümüzde, Eİ teknolojisinde tüm malzeme sınıflarından (plastik, metal, seramik, kompozit) geniş aralıkta malzeme seçenekleri bulunmakta ve direkt olarak Eİ makinelerince işlenebilmektedir. Kullanılacak imalat malzemelerinin aynı olması durumunda, tercih edilecek eklemeli imalat makinesinin çalışma prensibine göre oluşturulan katı parça için mekanik özellikler değişkenlik gösterebilecektir [15].

Hızlı takım imalatı; takım çekirdeği, takım başlığı, takım tutacağı, kalıp, ıstampa, vb. gibi ürünlerin ve takımlara ait prototiplerin Eİ teknolojisiyle elde edildiği prosesleri kapsamaktadır. Hızlı takım imalatı; "direkt takım imalatı" (*Direct Tooling*) ve "prototip takım imalatı" (*Prototype Tooling*) olmak üzere iki alt sınıfa ayrılmaktadır. Direkt takım imalatı; teknik olarak direkt İmalat ile aynıdır ancak nihai ürünler, doğrudan kullanılabilecek kalıp, ıstampa, takım ucu,vb. gibi elemanlardır. Takım, yapısal anlamda büzülme, sıcakta genleşme gibi faktörler göz önünde bulundurularak tasarlanmalıdır. Takımlar tek başına kullanılan sistemler olmamakla birlikte kullanılacağı bir makine ve sisteme ihtiyaç duymaktadır. Yani, "direkt takım imalatı" ifadesi takımın tümüyle üretildiği anlamına gelmeyebilip, takım kızakları, takımın kullanılacağı kafesin veya iskelenin oluşturulması veya da bir kalıbın yalnızca bir bölümünün üretilmesi şeklinde de karşımıza çıkabilmektedir [16,17].

Yalnızca birkaç bileşene ihtiyaç duyulduğunda veya detayların sıkça değiştirilmesi gerektiği durumlarda, hedeflenen malzemeden üretilecek geçici kalıplar yeterli olmaktadır. Bu geçici kalıplar, fonksiyonel prototip niteliğinde olup, kısmen de olsa

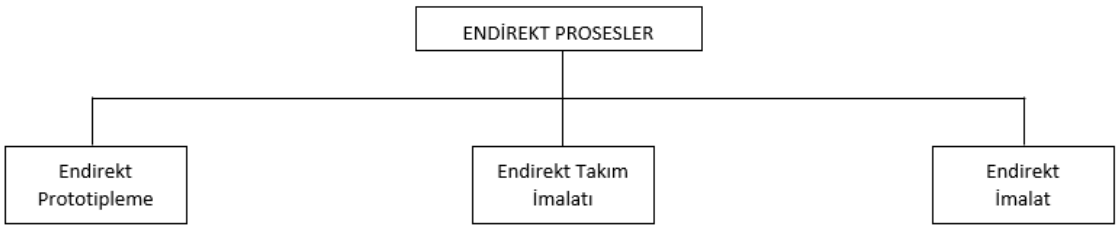
direkt takım imalatı olarak değerlendirilebilmekte ve hızlı prototipleme ile hızlı üretim arasında orta bir uygulama seviyesine karşılık gelerek, "prototip takım imalatı" ismini almaktadır [18].

2.1.2 Dolaylı Prosesler

Eklemeli imalat prosesleri, aşağıda maddelenen bir dizi potansiyel dezavantajlara sahiptir [19]:

- Renk, şeffaflık, esneklik gibi konularda sınırlamalarla karşılaşılmaktadır.
- Üretim hacminin artmasıyla ürün geliştirme aşamasında kazanılan maliyet düşüşü ortadan kalkmaktadır,
- Seri üretim ve kopyalama amaçlı olarak kullanıldığında, geleneksel imalat yöntemlerinden daha pahalı olabilmektedir.

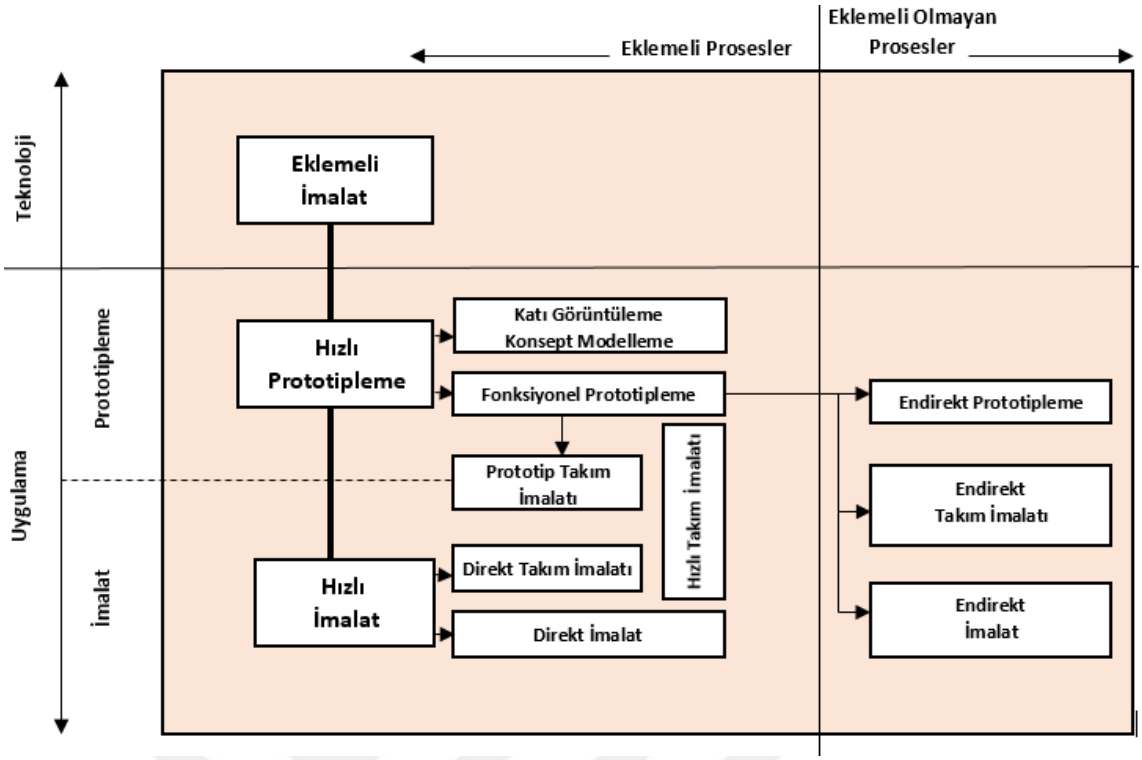
Bu problemlerin üstesinden gelebilmek için eklemeli imalat teknolojisiyle üretilen parçaların "ana model" olarak değerlendirilmesi gerekebilmektedir. Geometrik net şekil, pratik olarak elde edilse de, istenen miktarlara ve renk gibi özelliklere ulaşabilmek için diğer kopyalama prosesleri tercih edilebilir. Eİ teknolojisiyle elde edilen parçaların kopyalama ve müteakip tekrarlanan seri üretim prosesleri katman esaslı olmadığı için Eİ teknolojisi altında "direkt proses" olarak değil, "endirekt proses" olarak incelenmelidir [20]. Şekil 2.3'de dolaylı (endirekt) uygulama seviyeleri şematik olarak sınıflandırılmıştır [21-25].



Şekil 2.3 Dolaylı (endirekt) proseslerin sınıflandırılması [21-25]

Uygulama taleplerinin karşılanabilmesi için, Eİ parçalarının özelliklerinin yetersiz olması durumunda bu özellikleri geliştirmek amacıyla dolaylı (endirekt) prototipleme yöntemleri kullanılmaktadır [21]. Örneğin; esnekliğe sahip olması

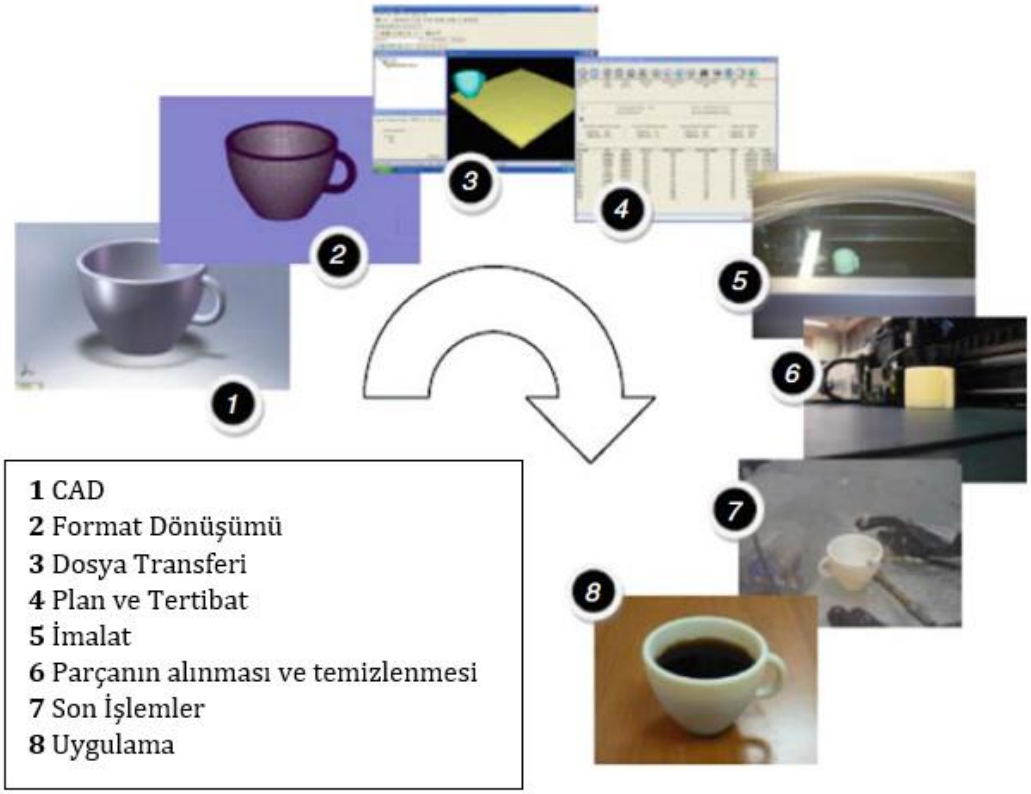
beklenirken malzeme sınırlamaları nedeniyle doğrudan eklemeli imalat makinesiyle üretilemeyen parçalarda; öncelikle tam geometride rijit parça üretilmekte ve "ana model" olarak kullanılarak, devamında gerçekleştirilecek işlemler ile çoğaltmalar gerçekleştirilmektedir [22]. Kopyalama esnasında parçaların mekanik yüke maruz kalması ve tam tanımlı yüzeyin gerekliliği sebebiyle genellikle fonksiyonel prototipler stereolitografi veya polimer jet yöntemleriyle üretilerek, ana modeller oluşturulmaktadır [23]. Katı görüntüleme veya konsept modelleme yöntemleri, endirekt proseslerde maliyet ve zaman açısından nadir olarak tercih edilmektedir. Bunun yerine "*Room Temperature Vulcanization, RTV*: Oda Sıcaklığında Sertleşme" metotları yani vakum döküm veya silikon kauçuk kalıplama gibi yöntemler tercih edilmektedir. Silikon kauçuk kalıplama gibi pek çok ikincil prosesler uzun çevrimlere sahip olduğu için genellikle kısa seri üretimlerde ve butik çalışmalarda kullanılmaktadır [24,25]. Endirekt takım imalatı; tüm endirekt prosesler gibi aynı kopyalama prosedürlerine sahiptir. Amaç, nihai ürün eldesi değil, nihai ürünün üretiminde kullanılacak takımların çoğaltılmasında kullanılacak ana model kalıpların üretilmesidir. Takım çelikleriyle üretilen takımlara kıyasla çok daha ucuz ve hızlı imal edilebilmektedir. Bu bakış açısıyla endirekt takım imalatı, hızlı takım imalatının (RT) bir alt kırılması olarak düşünülebilir ancak "katmanlı imalat" prensibiyle çalışmadığı için endirekt prosesler altında incelenmektedir [25]. Şekil 2.4'te hızlı prototipleme, katı görüntüleme, konsept modelleme, fonksiyonel prototipleme, prototip takım imalatı, hızlı imalat, direkt takım imalatı, direkt imalat, hızlı takım imalatı, endirekt prototipleme, endirekt takım imalatı, endirekt imalat olmak üzere Eİ teknolojisinin uygulama seviyelerine ait şematik gösterim verilmiştir [11,21,23,25].



Şekil 2.4 Eklemeli imalatın uygulama seviyeleri ve ilişkileri [11,21,23,25]

2.2 Eklemeli İmalatın Temel Aşamaları

Eklemeli imalat teknolojilerinin tümünde ortak olan 8 temel işlem adımları sırasıyla (1) kavramsallaştırma ve bilgisayar destekli tasarım, (2) format dönüşümü, (3) uygun formata dönüştürülen dosyanın cihaza aktarımı ve verilerin işlenmesi, (4) plan ve tertibat, (5) imalat, (6) parçanın sistemden alınması, (7) son işlemler ve (8) uygulama şeklindedir. Eklemeli imalat sistemlerinde bir parçanın; bir fikirden uygulamaya kadar geçireceği temel işlem basamakları Şekil 2.5'te gösterilmiştir [26]. Bu aşamalar, kesin ve değişmez kurallar şeklinde düşünülmemelidir. Kullanılacak yönteme, işlenecek malzemeye, parça geometrisine, hedeflenen parçanın uygulama seviyesine göre değişik sıralamalar ve detaylandırmalar yapılabilir. Örneğin; bir tasarımcı için, ürün tasarımında daha fazla aşama varlığı kabul edilebildiği gibi, modelin yüzey kalitesi üzerine üzerine çalışmalar yürüten kullanıcılar tarafından son işlemlerde daha fazla aşama oluşturulabilmektedir [27,28].



Şekil 2.5 Eklemeli imalatın 8 temel aşaması [26]

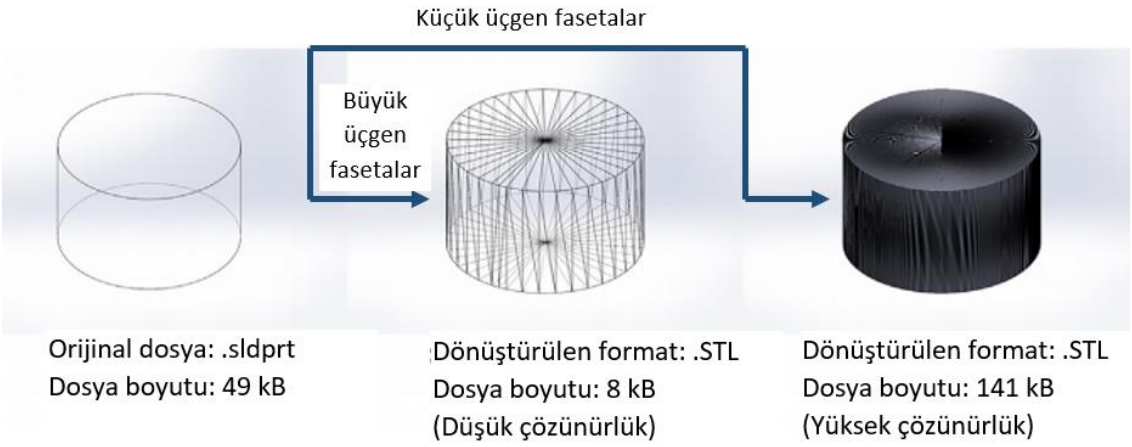
2.2.1 Aşama 1: Kavramsallaştırma ve Bilgisayar Destekli Tasarım

Ürün geliştirme proseslerinin ilk aşaması, ürünün nasıl çalışacağı ve nasıl görüneceği üzerine bir fikir üretmekle başlamaktadır. Kavramsallaştırmada; tanımlamalar ve tekstürden yola çıkılarak farklı formlarda karalamalar ve temsili modeller oluşturulabilir. Eğer Eİ teknolojisi kullanılacaksa, model oluşturmak için ürün tanımlamanın biçimlendirilmiş olması gerekmektedir. Bu sebeple model tanımının bilgisayar ortamına veri olarak girilmesi gerekmektedir. 3B CAD sistemlerinin mevcut olmaması durumunda, eklemeli imalattan bahsedilmesi mümkün olmayacaktır. Fiziki olarak üretilmiş gerçek katı parçaların, sanal ortamda üç boyutlu tanımlamaları olmadan imal edilmesi olanaksızdır [29]. Bu bakış açısı aynı zamanda "bilgisayar sayımlı kontrol" yani CNC teknolojisi için de tamamen geçerlidir. Bu nedenle Eİ teknolojisi bir bakıma bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretime (CAM) bir arada sahip, geliştirilmiş CNC sistemi şeklinde düşünülebilir. CAD/CAM teknolojilerinden farklı olarak tasarım ve imalat aşamaları arasında çok az müdahale gerektirmesi veya hiç müdahale gerektirmemesi öne çıkmaktadır [30]. Eİ prosesleri, 3B CAD enformasyonuyla başlamaktadır. 3B kaynak

verilerin üretilmesinde farklı yöntemler izlenebilir. Bir tasarım ortamında modelin hazırlanmasının yanında MRI, CT gibi tarama sistemlerinden de model verileri elde edilebilmektedir [31]. Bu model tanımı, bilgisayar kullanıcısı tarafından bir kullanıcı ara yüzüyle veya tersine mühendislik metoduyla oluşturulabilir. Çoğu 3B CAD sistemi, yüzey modelleme bileşenlerine sahip katı modelleme sistemlerinden oluşmaktadır. Katı modeller, yüzeylerin bir arada kullanılması veya yüzeylere bir kalınlık tanımlanması şeklinde oluşturulur [32]. Geçmişte 3B CAD modelleme yazılımlarında, tam kapalı (açıklık bulunmayan) katı modeller oluşturmakta sık sık problemlerle karşılaşmakta ve nihai üründe beklenmedik yüzey ve boşluklar görünmekteyken, yeni geliştirilen sistemlerle birlikte bu boşluklar, kullanılan makineler tarafından kapatılabilmektedir. Yapısal bütünlükte bir süreksizlik bulunması durumunda CAD modelinin eklemeli imalata uygun dosya formatına dönüştürülmesi esnasında da hatalar tespit edilebilmektedir. Günümüzde CAD yazılımlarının geliştirilmesiyle bu yüzey süreksizlikleri önemli ölçüde minimize edilip, yapısal bütünlük sağlanarak, katıya ait verilerin blok halde işlenebilmesi olanağı sağlanmıştır [33,34].

2.2.2 Aşama 2: Format Dönüşümü

Hemen hemen bütün Eİ teknolojilerinde STL, AMF, OBJ, FBX, COLLADA, 3DS, IGES, STEP, VRML, 3MF gibi özel dosya formatları kullanılmaktadır [35,36]. Eklemeli imalatta kullanılan dosya formatları, modelin geçmişi, yapısal verileri gibi bilgiler yok sayılarak parçanın yüzeyinin üçgen, poligon veya serbest eğriler şeklinde faseta serileri ile tanımlanması yaklaşımına dayanmaktadır. Bu üçgenlerin boyutları genel olarak birçok CAD programının kendisinde tanımlanabilmektedir ve hedef, oluşturulan modellerin yüzeylerinde mümkün mertebe bu üçgenlerin belirgin gözükmemesidir. Bu üçgenlerin boyutları aslında; *üçgensel birleşimlerle temsil edilen yüzey* ile *gerçek yüzey* arasındaki minimum mesafeye göre hesaplanmaktadır. Şekil 2.6'da, tanımlanan STL üçgenlerinin kenar uzunluklarına göre hassasiyetin değişimi gösterilmektedir [36].

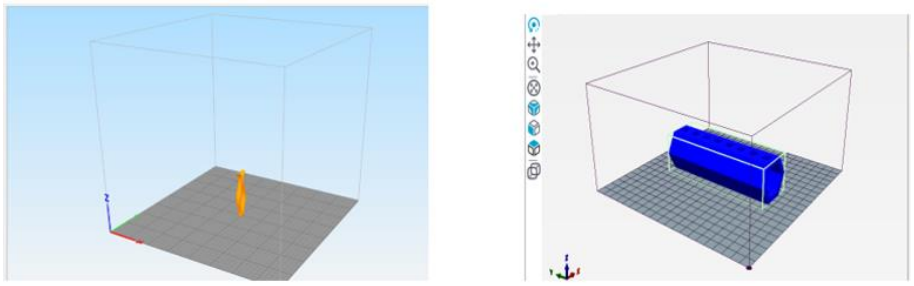


Şekil 2.6 STL formatıyla yüzey tanımlama ve hassasiyet ilişkisi [36]

Minimum üçgen uzantısı, her zaman için Eİ makinesinin çözünürlüğünden küçük olmak zorundadır. Eklemeli imalat formatları, bir "yüzey tanımlama" arayüzüdür ve bahsi geçen fasetaların (üçgen, polygon, vb.), doğru yönü gösteriyor olması gerekmektedir. Diğer bir deyişle, yüzeyin üçgenle ilişkili normal vektörü; üçgenin hangi yüzünün parçanın içine, hangi yüzünün parçanın dışına doğru olduğunu belirtmek zorundadır. Ters dönmüş normal vektörüne yakın bir bölgedeki parça katmanına karşılık gelen kesit, arzu edilenin tam tersi yönde işlem görebilir ve proseste hataya yol açabilir. Ayrıca, karmaşık ve yüksek ölçüde süreksizliklere sahip geometriler, üçgen uçlarının düzgün hizalanmamasına yol açabilmektedir. Bu da yüzeyde boşlukların oluşmasına neden olmaktadır [37]. Yüzey süreksizliklerinin düzeltilmesi, günümüzde genellikle yazıcı sisteminde otomatik olarak yapılmasına rağmen, bazı durumlarda operatör veya tasarımcı tarafından manuel olarak müdahale etmek veya harici yazılımlardan faydalanmak gerekebilmektedir. Örneğin; Belçika merkezli Materialise firmasının geliştirmiş olduğu MAGICS yazılımı gibi STL onarım yazılımları, CAD sistemiyle üretilen dosyalarda süreksizlik gibi hata kontrollerini önceden yaparak, parçanın düzgün bir şekilde üretilebilmesini garanti altına almak adına geliştirilmiştir. Çok karmaşık geometrilerde, manuel olarak CAD veya STL formatındaki sanal parçaların incelenmesi ve hataların bulunması oldukça zor olmaktadır. Eğer hatalar çok küçük ise parça üretimi tamamlanana kadar fark edilememektedir. MAGICS gibi yazılımlar bu gibi durumların önüne geçmek ve parçanın baskından önce konstrüksiyonel bütünlük ve yüzey sürekliliğinin garantilenmesi için bir kontrol aşaması olarak geliştirilmiştir [38].

2.2.3 Aşama 3: Dosyanın Eklemeli İmalat Sistemine Aktarımı

Uygun formata dönüştürülen dosyanın, imalatın gerçekleştirileceği sisteme aktarılmasının sonrasında genel olarak tek bir tuş yardımıyla "bas" komutu verilip parçanın direkt olarak yazılacağı düşünülür ancak gerçekte durum bu değildir. Parçanın üretimi öncesi bir dizi prosedürün uygulanması gerekmektedir. İlk olarak parça, sanal ortamda doğrulanıp, kontrol edilmelidir. Eİ sistem yazılımları (format dönüştürücü ve işleyiciler) çoğunlukla görselleştirme özelliğine sahiptir (Şekil 2.7). Görselleştirme özelliği sayesinde kullanıcı, parçayı sanal ortamda görebilmektedir [39]. Kullanıcı, parçayı pozisyonlandırmak ve özellikle bir bölgede üretmek için yönünü değiştirmek isteyebilir. Eİ makinelerinde birden fazla parçanın aynı anda üretilmesiyle de yaygın olarak karşılaşılmaktadır. Bu durum, kopyalama özelliği sayesinde aynı parçanın birden fazla adette eş zamanlı olarak üretilmesi gibi, farklı Eİ dosyalarının birlikte ve eş zamanlı üretilmesi şeklinde de gerçekleşebilmektedir. STL gibi formata sahip dosyaların lineer olarak ölçeklendirilmesi oldukça kolaydır. Bazı uygulamalar, Eİ parçasının orijinal tasarımdan biraz daha büyük veya biraz daha küçük olmasını gerektirebilmektedir. Parçanın daha sonra göreceği işlem veya çalışma koşullarına bağlı olarak büzülme veya esneme miktarları, ilave olarak yapılacak kaplama kalınlığı gibi konular düşünüldüğünde ölçeklendirme işleminin imalata başlanmadan önce tamamlanmış olması gerekmektedir [40].



Şekil 2.7 Üç boyutlu sanal modelin, eklemeli imalat sistemine aktarılması; (a) Simplify 3D, (b) Repetier-Host

2.2.4 Aşama 4: Parametre Seçimi ve Tertibat

Eklemeli imalat sistemlerinde, üretilmesi hedeflenen parçanın; uygulama koşulları, yüzey özellikleri, mekanik ve elektriksel özellikler gibi beklentileri karşılayabilmesi adına, farklı her eklemeli imalat metodunda bir takım imalat ve malzeme parametreleri bulunmaktadır. İmalat parametreleri (örneğin katman kalınlığı), üretilecek parçanın işlem sırasında tecrübe edeceği, önceden planlanmış bir dizi değişken setlerinden meydana gelmektedir. Malzeme parametreleri ise, kullanılacak hammaddenin fiziksel haline göre (katı-sıvı, vb.) veya fiziksel formuna göre (toz, sıvı fotopolimer, akışkan, tel, levha, vb.) proses içerisinde operatör tarafından değiştirilmesi mümkün olmayan bir dizi hammadde özelliğini ifade etmektedir [41,42]. Malzeme ve imalat parametreleri, parça imalatında kullanılan yöntemlere göre çeşitlilik gösterebilmektedir. Örneğin; malzeme ekstrüzyonu (ME) esaslı bir Eİ sisteminde; camsı geçiş sıcaklığı, ızgara mesafesi, nozül ve platform sıcaklıkları, filament besleme hızı, nozül çapı gib kendisine has imalat parametreleri bulunmaktayken [41], toz yatak füzyonu (PBF) esaslı Eİ sistemlerinde lazer gücü, toz yatak sıcaklığı, lazer odak çapı, pals frekansı, pals süresi gibi farklı imalat parametreleri bulunmaktadır [43]. İmalat aşamasına geçmeden önce bu imalat parametrelerinin, kullanılacak hammaddelerin termal, morfolojik, kimyasal özellikleri gibi bir takım malzeme özelliklerine göre hassas olarak ayarlanması gerekmektedir [44].

2.2.5 Aşama 5: İmalat

Üç boyutlu verilerin işlenmesi, sisteme aktarılması ve gerekli parametre optimizasyonunun tamamlanmasıyla parça, imalat aşamasına geçmektedir. İmalat aşamasına gelindiğinde, ön-tanımlı dilim yükseklikleri (z-ekseni boyunca) ve geometriye bağlı dilim kontürleri (xy-düzleminde) dahilinde biriktirme işlemi başlamaktadır. İmalat aşamasında çoğunlukla parçaya müdahale edilememektedir. İlk katmanın biriktirilmesinden son katmanın biriktirilmesine kadar proses, kendisini tekrarlayarak devam etmektedir. Bir katmanın tamamlanması gerçekleşmeden, bir sonraki katmanın üretimine kesinlikle geçilmemektedir. Seçimli katı oluşturma olarak değerlendirilebilen imalat aşamasıda birikme izleri (patern), öncelikle katının o dilime ait dış kontürünün oluşturulmasını, daha

sonrasında ise iç kısımların doldurulmasını takip etmektedir. Vektörel tarama prensibiyle çalışan izlerin dilim üzerindeki hareketi, tarayıcı başlıklarının transversal veya spiral hareketler yapmasıyla veya parçanın biriktirileceği imalat platformunun hareket ettirilmesiyle sağlanmaktadır. Vektörel olmayan iz oluşumlarında ise (örneğin maskeleme), katmanların oluşturulması alan taramasıyla gerçekleştirilerek, dilimlerin üst üste eklenmesi için gereken hareket; yalnızca katılaşmayı sağlayan enerji kaynağının veya parçanın kendisi üzerinde oluşturulduğu imalat platformunun z ekseninde (düşey) hareket etmesiyle sağlanmaktadır [45].

2.2.6 Aşama 6: Parçanın Sistemden Alınması ve Temizlenmesi

İdealde, bu aşamada makineden elde edilen parçanın kullanım için hazır olması beklenmektedir. Bazı durumlarda bunun mümkün olmasıyla birlikte daha yaygın şekilde, parçaya bir dizi yüzey işlemlerinin manuel olarak uygulanması ve parçanın kullanıma hazır hale getirilmesi gerekmektedir. Eklemeli imalat sistemlerinin çoğunda; parçanın imalat sırasında kendi ağırlığına bağlı olarak çökmesi, yüksek lazer enerjisine bağlı yanmalar, termal artık gerilmelere bağlı oluşabilecek bükülmeler gibi risklerin önlenmesi adına çeşitli destek yapılarından faydalanılmaktadır. Proses süresinin uzaması gibi maliyet yükseltici faktörler göz önüne alındığında, destek yapılarının minimumda tutulması daha avantajlı olmaktadır. Tüm durumlarda parçanın imalat platformundan alınması ve varsa fazlalık malzemenin parça etrafından uzaklaştırılması gerekmektedir. Parçanın imalat platformundan alınmasını takip eden temizlik aşaması, "son işlemler" aşaması için başlangıç adımı olarak kabul edilebilmektedir [46].

2.2.7 Aşama 7: Son İşlemler

Son işlemler, genellikle manuel olarak gerçekleştirilen ve parçanın uygulama öncesi en son görmüş olduğu tamamlayıcı işlemleri ifade etmektedir. Son işlemlere parlatma veya kumlama gibi aşındırıcı işlemler veya kaplama, boyama uygulamaları örnek olarak verilebilir [47,48]. Bazı uygulamalar imalat hızının artırılması doğrultusuna minimum ölçüde son işlem gerektirebilmekte, bazı uygulamalar ise çok iyi yüzey özellikleri ve hassasiyet ihtiyacı nedeniyle maksimum ölçüde son işlem

gerektirebilmektedir. Parlatma, kumlama, kaplama, boyama gibi yüzey işlemlerinin yanı sıra ısıl işlem gibi, uygulama öncesi mekanik özellikleri iyileştirme amacıyla imalatı bitmiş parçaya yapılan temperleme işlemleri de son işlemler olarak değerlendirilmektedir [49,50]. Kullanılan eklemeli imalat teknolojisinin çalışma prensibine göre son işlemlerin gerekliliği artıp, azalmaktadır. Ayrıca elde edilmek istenen fonksiyonel parçanın, uygulama seviyesine yetkinliği için son işlemlerin doğru analiz edilmesi ve üretim planlamasına dahil edilmesi gerekmektedir. Mevcut işçiliklerde büyük oranda artış gözleneceğinden özellikle performans-zaman ilişkisinde imalatın düzgün çizelgelenmesi gerekmektedir [51].

2.2.8 Aşama 8: Uygulama

Eklemeli imalat ile üretilen parça, son işlemlerin tamamlanmasıyla kullanıma hazır hale gelmektedir. Geleneksel üretim yöntemleriyle aynı malzemeler kullanılarak üretilmiş eklemeli imalat parçaları, uygulamada karşılanması beklenen standart malzeme özelliklerini karşılamayabilir [52]. Bu husus çok büyük önem teşkil etmektedir. Bazı eklemeli imalat proseslerinde üretilen katılar, çok küçük boşluklar ve yapı içerisine hapsolmuş, gözle görülemeyen baloncuklar (poröz yapı) içermektedir ve mekanik stres altında beklenenden çok daha düşük yüklerde hasar ortaya çıkabilmektedir [53]. Ayrıca uygulama ortamı göz önünde bulundurularak, malzemenin bağ yapısı, katmanların birleşmesi, kristalize olması, vb. özellikleri; beklenen özellikler doğrultusunda iyi analiz edilmediğinde nihai parçada dağılma, parçalanma gibi çok ciddi kusurlarla karşılaşılabilmektedir. Bunun için, parçadan beklenen performans özelliklerinin, kullanılacak eklemeli imalat teknolojisiyle elde edilecek parçalarla karşılanabilirliği üzerine mekanik ve diğer malzeme özellikleri bağlamında dikkatli incelemelerin yapılması gerekmektedir [54,55].

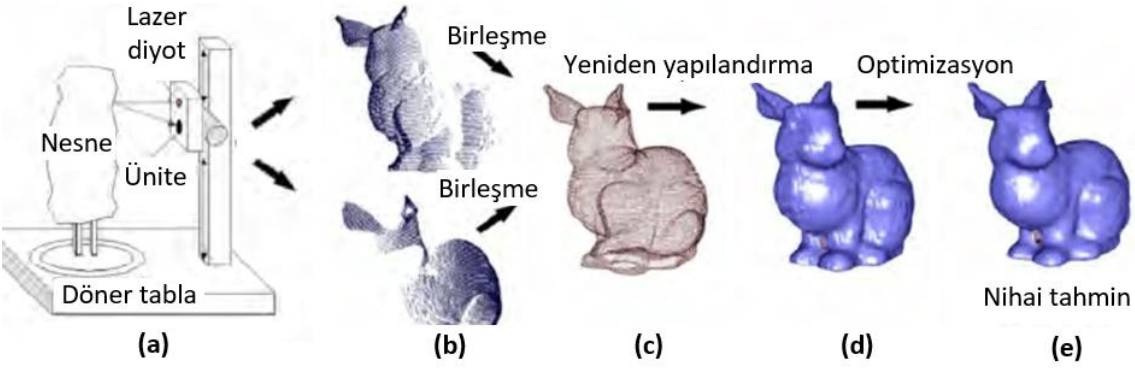
2.3 Eklemeli İmalata Entegre Edilebilir Gelişmiş Teknolojiler

Eklemeli imalat teknolojisi için işlenecek uygun formata dönüşmüş (STL, OBJ, FBX, STEP vb.) verilerin oluşturulmasında yaygın olarak 3B bilgisayar destekli tasarım sistemleri kullanılmaktadır. Bununla birlikte eklemeli imalat sistemlerinde üretimin gerçekleştirilebilmesi için gereken sanal dosyaların oluşturulmasını sağlayan diğer teknolojilerden de bahsetmek gerekmektedir. Tersine mühendislik uygulamaları

(RE), bilgisayar destekli mühendislik (CAE) sistemleri ve dokunsal-esaslı tasarım (Haptic-CAD) programları gibi alanlar da eklemeli imalatla birleşik halde kullanılabilmektedir [56-58].

2.3.1 Tersine Mühendislik

Gün geçtikçe daha çok model, üç boyutlu görüntüleme ekipman ve yazılımlarının kullanılmasıyla elde edilmektedir. Bu bağlamda tersine mühendislik (RE), bir başka nesneden geometrik veriler toplama yöntemi olarak karşımıza çıkmaktadır [59]. RE teknolojilerinin işlem akışı, genel manada 4 temel aşamadan oluşmaktadır (Şekil 2.8). Bu aşamalar sırasıyla; veri toplama, ön-işleme, yüzey yeniden-yapılandırması ve son işlemler şeklindedir. Veri toplama aşamasında, lazer tarayıcılı veya bilgisayarlı tomografi gibi bir tarama cihazı tarafından "nokta bulutu" ismi verilen ilk veriler toplanmaktadır. Üç boyutlu lazer tarayıcıların kullanıldığı durumlarda; yüzeyden lazere olan mesafe, zaman gecikmesi veya ışının yansıma açısına göre ölçülmektedir. Taranacak parçanın çeşitli yönlerden sabit taranması veya döndürülmesiyle, geri bildirim olarak alınan noktalar birleştirilerek tek bir nokta bulutu oluşturulmaktadır. Bu nokta bulutları, dilimler halinde birleşerek, yeniden meş atanması yapılmakta ve kapalı yüzeyler elde edilmektedir. Birden fazla tarama ile yüzey yazılımları sayesinde delik doldurma, yüzey pürüzsüzleştirme gibi diğer işlemler de gerçekleştirilebilmektedir [60].



Şekil 2.8 Nesne tarama esaslı tersine mühendisliğin temel aşamaları; (a) tarayıcı yardımıyla nokta bulutu verilerinin toplanması, (b) farklı yönlerden taranan dilimler, (c) tümleşik bulut kümesi, (d) yeniden yapılandırma, (e) nihai tahmin [60]

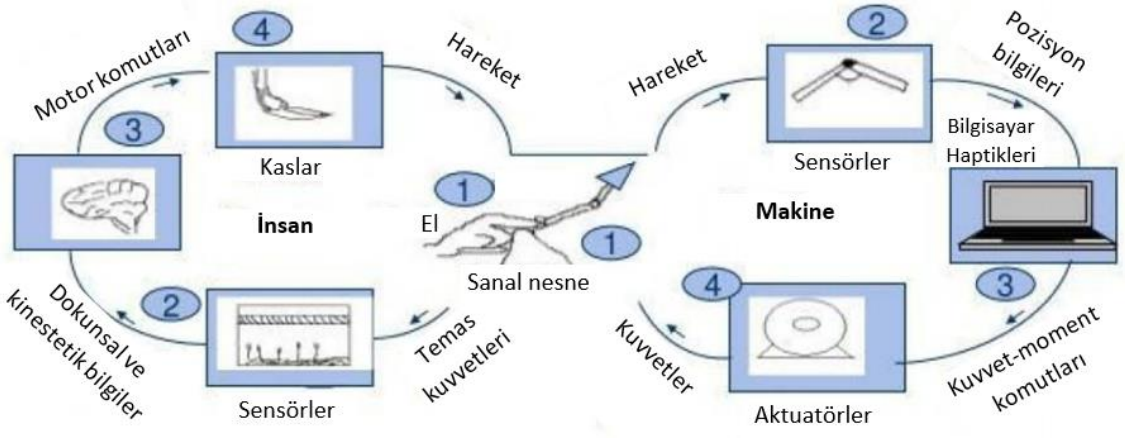
Basit formdaki mühendislik ürünü nesneler genellikle lazerle veya yüzey probuyla taranabilmektedir. Ancak daha karmaşık yapılarda, parça içerisinde iç bölümlerde çeşitli kısımlar içeren veya anatomik modellerde ise bilgisayar destekli tomografi (CT) gibi teknolojilerden faydalanılarak tarama yapılmaktadır. CT teknolojisi başlangıçta medikal görüntüleme amacına yönelik geliştirilmiş olsa da endüstriyel parçaların taramasında da kullanılır hale gelmiştir [61]. CT, temelde Eİ teknolojisine benzer prensipte çalışmaktadır. Nesneler katman katman taranarak, bir yazılım sayesinde katmanların birleştirilip yüzey sınırlarının tanımlanmasıyla ve sonrasında eklenen katmanların sınırlarının yüzeyden birleştirilmesiyle sanal görüntü oluşumu sağlanmaktadır. CT teknolojisinin en büyük avantajı, iç bağlantılı yapıların görüntülenebilmesidir [62]. Endüstriyel uygulamalarda; 1 μm hassasiyete kadar yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edebilmek için, genellikle yüksek enerjili x ışınlarından veya iyonize radyasyondan faydalanılmaktadır [63].

2.3.2 Bilgisayar Destekli Mühendislik (Computer Aided Engineering, CAE)

Ürün tasarımı ve geliştirmede 3B CAD sistemleri, son derece önemli bir kaynak durumundadır. Sağladığı en önemli kazançlardan birisi de, yazılım esaslı sanal tasarım uzayı yaratmasından dolayı, değişikliklerin kolay ve maliyetsiz uygulanabilir olmasıdır [64]. Ürün geliştirme çevriminin daha büyük bir kısmında tasarım eğer yazılım formatında tutulursa, fiziksel olarak parçanın kendisinde yapılması gerekecek bütün değişiklikler öngörülebilmekte ve sanal olarak kontrol edilebilmektedir. Parçanın imalatından önce performansı hakkında ne kadar fazla ön bilgiye sahip olunursa, nihai parçanın uygulama yerindeki başarısı o derece artış göstermektedir. Ayrıca bu perspektif, ürün geliştirmedeki maliyetleri büyük ölçüde azaltmaktadır. 3B CAD sistemleri sayesinde parçalar görselleştirilebilmekte ve tam ölçekli üretime geçmeden önce birçok test, sanal olarak yürütülebilmektedir [65]. Ayrıca 3B CAD verileri, genellikle sonlu eleman analizi (FEA) gibi tasarımın mekanik özelliklerini hesaplamada kullanılan diğer CAE yazılımlarına kolaylıkla aktarılabilmektedir. CAE yazılımları sayesinde tasarımın belirli şartlar altında dinamik-statik yükler, akış, gerilim ve diğer özellikleri gözden geçirilebilmektedir. Bu yazılımlar, parçanın davranışını birebir tahmin etmese de çok yakın değerler verebilmektedir [66,67].

2.3.3 Haptik (Dokunsal) Tasarım

Eklemeli imalat teknolojisinde modeller, genellikle bilgisayar destekli tasarım (CAD) programlarında oluşturulmaktadır. Ancak, bazı olağandışı tasarım uygulamalarında 3B CAD sistemleri, tasarımsal ihtiyacı karşılayamamakta veya uygulama pratikliğinden uzaklaşmaktadır. Bilgisayar arayüz teknolojilerindeki son gelişmeler sayesinde artık sanal ortamdaki nesnelere dokunulup, parça üzerinde değişiklikler yapılabilmektedir. Latincede "dokunma hissine ilişkin" anlamındaki "haptikos" kelimesinden gelen haptik sistemlerde, insan-sanal dünya arası etkileşimi, dokunsal bağlamda geliştirmek hedeflenmektedir [68]. Haptik esaslı sistemler sayesinde; bir bilgisayar başına oturarak, gerçekte var olmayan objelerle temasa geçilebilmektedir. Bu temas; düz bir duvarı itmekten, cerrahi simülatörlerde karmaşık prosedürlerin uygulanabilmesine kadar geniş bir yelpazede çeşitlilik gösterebilmektedir. Haptik sistemler; biyomekanik, psikoloji, nöroloji, mühendislik ve bilgisayarlı kontrol prensiplerinin kollektif bir şekilde çalıştığı genç bir teknolojidir. Temel prensibi, insan dokunuşuna cevap oluşturan kuvvetleri ölçerek tepkisel geri dönüşler sağlamaktır [69]. Bu teknolojide, sanal ortamdaki üç boyutlu nesnelerle, o nesnelerin şekil, ağırlık, yüzey özellikleri, sıcaklık gibi özelliklerine bağlı olarak etkileşime geçilmektedir. Bir haptik sistem, insan ve makine olmak üzere iki kısımdan meydana gelmektedir. Bu iki kısım Şekil 2.9'da gösterilmiştir [68].



Şekil 2.9 Haptik sistem etkileşiminin şematik gösterimi [68]

Standart bir haptik sistem; sensörler, çevrim aktüatörleri, kuvvet uygulayan aktüatörler, gerçek zamanlı algoritmalar ve haptik etki veri tabanı, arayüz, haptik

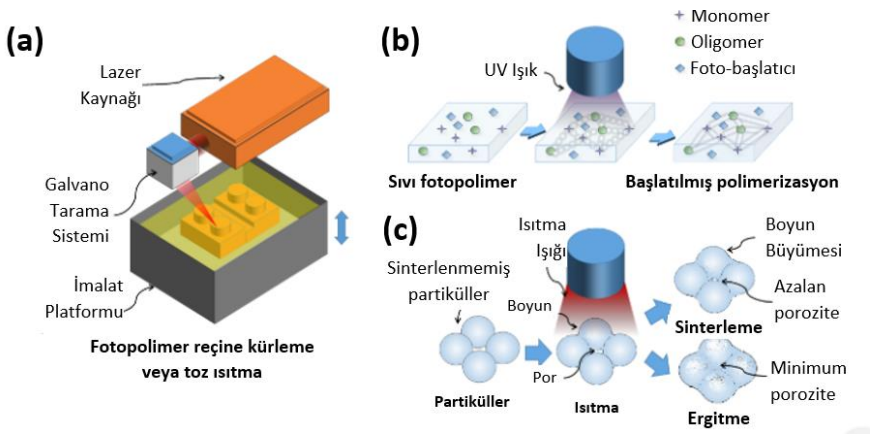
etki yazım araçlarından meydana gelmektedir [70]. Kullanıcı ile bilgisayar arasındaki bağlantı "haptik cihaz" ismi verilen araçlarla gerçekleştirilmektedir. Haptik cihazlarda, girdi verileri ve çıktı verileri bir aradadır. Günümüzde yaygın olarak kullanılan iki çeşit haptik cihaz bulunmaktadır. İlk çeşit; joystickler gibi kuvvet geri bildirimli, özel motor ve sensörlere sahip, nispeten daha basit periferal cihazlar, ikinci çeşit ise endüstriyel, medikal ve bilimsel uygulamalar için özel olarak geliştirilmiş cihazlardır [71].

2.4 Eklemeli İmalatın Gelişimine Katkı Sağlayan Yan Teknolojiler

Bilgisayar teknolojilerinin yanında eklemeli imalatın gelişmesine katkı sağlayan ve eklemeli imalatla birlikte gelişim gösteren diğer teknolojilerden bahsetmek gerekmektedir. Bu sistemler sayesinde eklemeli imalat teknolojisi hızlı gelişim gösterebilmiş ve çok disiplinli mühendislik bakış açıları oluşturulabilmiştir.

2.4.1 Lazerler

Eklemeli imalat teknolojileri içerisinde belki de en büyük öneme sahip alt teknoloji lazer teknolojisidir. ASTM'nin yapmış olduğu sınıflandırmaya göre, eklemeli imalatın 7 ana yönteminden 3 tanesi, metal eklemeli imalatın 4 yönteminden de 2 tanesi doğrudan lazer kullanımlı sistemlerdir [72]. Eİ sistemlerinde malzemenin biriktirilmesinde ergime, sinterleme, kürlenme, yumuşama gibi olayların gerçekleşebilmesi için bir enerji kaynağına ihtiyaç duyulmaktadır. Özellikle, hedeflenen konumun etrafını çevreleyen kısımlara enerjinin dağılmaması/kontrollü dağılması amaçlandığında, bu enerji kaynağına en uygun seçeneğin lazerler olduğu görülmektedir. Eklemeli imalat sistemlerinde kullanılan lazer enerjisi, foto-kimyasal veya foto-termal reaksiyonların (Şekil 2.10) gerçekleşmesini sağlamaktadır [73].



Şekil 2.10 Malzeme kürleme veya ısıtma esasına dayalı lazer kullanımlı eklemeli imalat; (a) genel şematik, (b) UV kürleme, (c) sinterleme veya ısıtma [73]

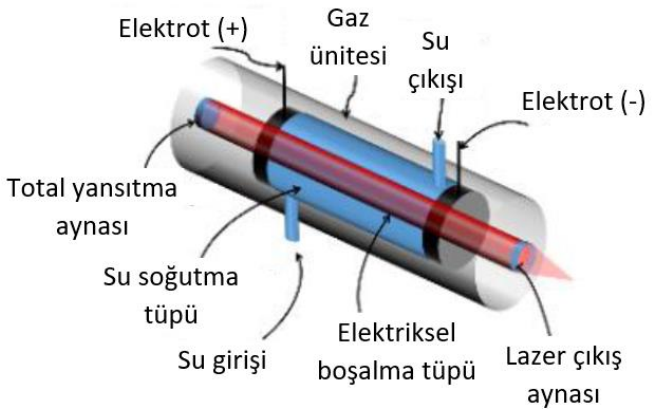
Bir lazer tipik olarak; elde ortamı, atımlı enerji kaynağı ve optik rezonatörden meydana gelmektedir. Lazerler genellikle elde ortamına göre katı hal, gaz, eksimer (uyarık ikili tekiz), boya lazeri, fiber ve yarı iletken şeklinde [74-78]; lazerin salım süresine göre sürekli dalga, tek pals, mod kilitli, tekrarlı pals, vb. şeklinde sınıflandırılmaktadır [79]. Eklemeli imalat teknolojilerinde CO_2 lazerleri, Nd: YAG lazerleri, Yb-fiber lazerler ve eksimer lazerler, en yaygın kullanılan lazer çeşitleridir. Bu lazerlerin eklemeli imalattaki hangi yöntem içerisinde yaygın kullanıldıkları ve bir takım teknik özellikleri Tablo 2.1'de özet olarak gösterilmektedir [80].

Tablo 2.1 Eklemeli imalatta yaygın olarak kullanılan lazer çeşitleri ve teknik özellikleri [80]

Lazer Çeşidi->	**CO_2 Lazer**	**Nd: YAG Lazer**	**Yb-fiber Lazer**	**Eksimer Lazer**
Yaygın kullanım	SLA, SLM, SLS, LENS	SLM, SLS, LENS	SLM, SLS, LENS	SLA
Operasyon dalga boyu	9.4 µm, 10.6 µm	1.06 µm	1.07 µm	ArF: 193 nm KrF: 248 nm XeCl: 308 nm
Verimlilik	%5-20	Ampül Pompa: %1-3 Diyot Pompa: %10-20	%10-30	%1-4
Çıkış gücü (sürekli dalga)	≤ 20 kW	≤ 16 kW	≤ 10 kW	Ortalama: 300 W
Pompa kaynağı	Elektriksel boşalma	Flaş lambası veya lazer diyot	Lazer diyot	Elektriksel boşalmayla eksimer rekombinasyonu
Operasyon Modu	Sürekli dalga ve pals	Sürekli dalga ve pals	Sürekli dalga ve pals	Pals
Pals süresi	Birkaç yüz ns- birkaç on µs	Birkaç ns- birkaç on ms	Birkaç on ns- birkaç on ms	Birkaç on ns
Işın kalite faktörü (mm. mrad)	3-5	0.4 – 20	0.3 – 4	160 x 20 (düşey x yatay)
Fiber iletimi	Mümkün değil	Mümkün	Mümkün	Özel tasarım fiber ihtiyacı var
Bakım periyotları	2000 sa	200 sa (lamba ömrü) 10 000 sa (diyot ömrü)	25 000 sa	10^{8-9} pals (tiratron ömrü)

2.4.1.1 Karbondioksit Lazerler

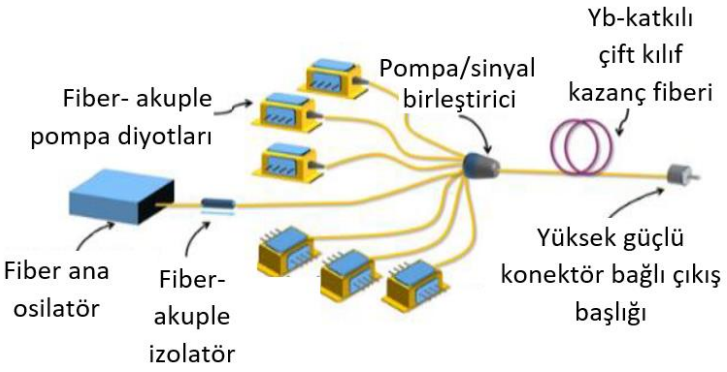
İlk geliştirilen gaz esaslı lazer çeşitlerinden olan CO_2 lazerler, 1964 yılında icat edilmiştir [81]. Elektriksel boşalma tüpü, elektrik pompa kaynağı, aynalar, pencereler, lensler gibi çeşitli optiklerden meydana gelen CO_2 lazerlerinde; gaz haldeki elde ortamı yani CO_2, elektriksel boşaltım tüpüne doldurulur ve doğru akım veya alternatif akımla elektriksel olarak pompalanarak lazer ışını üretimi gerçekleşmektedir. CO_2 lazerlerinde 9-11 μm dalga boylarına sahip kızılötesi çıkışlar elde edilmekle birlikte eklemeli imalat sistemlerinde genellikle 10.6 μm dalga boyları kullanılmaktadır. Kızılötesi dalga boylarındaki salınımı nedeniyle optik bileşenlerde örneğin; aynalarda gümüş ve altın; pencere ve lenslerde germanyum veya çinko selenit gibi özel malzemeler kullanılmaktadır [82]. Diğer sürekli dalga lazerlere kıyasla, CO_2 lazerlerde %5-20 aralığında yüksek verimler ve 0.1- 20 kW gibi yüksek çıkış güçleri elde edildiğinden; kesme, delme, kaynak, yüzey modifikasyonu gibi malzeme işleme proseslerinde yaygın olarak kullanılmaktadır [80,81]. Elektriksel olarak pompalanan gaz yük boşalma tüpü; bir tarafında yüksek yansıtma özellikli ayna, diğer tarafında ise kısmi yansıtma aynası olmak üzere iki reflektör arasında konumlandırılmıştır. Su ceketi gibi bir ısı dağıtma düzeneği sayesinde, elektrotlar soğutulmaktadır. Sistemin basitliği; düşük maliyet, yüksek güvenilirlik ve sistem kompaktlığı sayesinde CO_2 lazerler, eklemeli ve/veya konvansiyonel imalat yöntemlerinde büyük ilgi görmektedir. Ancak, termal genleşme ve lazer yapısının CO_2 gazına enerji pompalanmasının yol açtığı kasılmalara bağlı olarak çıkış enerjisi nispeten kararsızdır. Bu kararsızlıklar gazdaki türbülanslara bağlı olarak artış gösterebilmektedir. Yüksek güçlü operasyonlarda, tüm optikler 2000 saatte bir hasar kontrolüne sokulmalıdır [83]. Tipik bir karbondioksit lazer tüpüne dair şematik gösterim Şekil 2.11'de verilmiştir.



Şekil 2.11 Karbondioksit lazer tüpünün şematik gösterimi [84]

2.4.1.2 İterbiyum Fiber Lazerler

Fiber lazerlerin aktif elde ortamı olarak, nadir toprak elementleriyle katkılanmış fiberler kullanılmaktadır. Erken dönem fiber lazerler, çıkış gücü ve pals enerjisi bakımından yığın lazerlere kıyasla daha sınırlı performansa sahip olmakla birlikte geçtiğimiz yıllarda yapılan geliştirmelerle birlikte yığın lazerlere alternatif oluşturabilecek, hatta birçok yönden avantajlı konuma geçebilecek bir lazer kaynağı konumuna gelmiştir. Çeşitli nadir toprak elementi katkılı fiber lazerler içerisinde Yb-katkılı fiber lazerler, yüksek kuantum verimlilikleri sayesinde yüksek enerji ihtiyacı duyulan eklemeli imalat sistemlerinde en çok tercih edilen fiber lazer çeşididir [85]. Yüksek enerji verimliliği sayesinde, eklemeli imalat teknolojilerinde Nd: YAG lazerlerin yerini alan iterbiyum katkılı fiber lazerler, lazer diyotlardan 950-980 nm dalga boylarında pompalanarak, 1030-1070 nm dalga boylarında çıkış ışınları üretmektedir [86]. Yüksek elektrik ve optik verime sahipliği, mükemmel ışın kalitesi, çevresel etkilere karşı yüksek direnç ve sistem kararlılığı, Yb-katkılı fiber lazerlerin başlı avantajları arasındadır [80]. Şekil 2.12'de basit bir fiber lazer şematiği verilmiştir. Pompalama ışığı fiber özüne (çekirdeğine) sol taraftaki dikroik bir aynadan verilmektedir. Oluşturulan lazer ışığı sağ taraftan çıkmaktadır [87]. Bir fiber lazer tipik olarak; lazer başlığı, güç ünitesi, birleşme hattı ve tarayıcı olmak üzere dört ana kısımdan meydana gelmektedir [88].



Şekil 2.12 Yb-katkılı fiber lazerlerin şematik gösterimi [84]

2.4.1.3 Eksimer Lazerler

İngilizce excited-dimer kelimesinden kısaltılmış haliyle "eksimer" lazerlerde elde ortamı olarak; argon, kripton, ksenon gibi bir soygaz, flor veya klor gibi bir halojen ve neon veya helyum gibi bir tampon gazlardan meydana gelen gaz karışımları kullanılmaktadır. Çeşitli eksimer lazerlerde, kullanılan gaz karışımına bağlı olarak geniş dalga boyu aralığında (157-351 nm) çalışılabilmektedir. Özellikle imalat alanında kullanılan eksimer lazer çeşitlerinden ArF, KrF ve XeCl kullanımlı lazerlerde elde edilen çıkış lazer ışını standart dalga boyları sırasıyla 193 nm, 248 nm ve 308 nm'dir [89]. Lazer oluşturma sırasında elde ortamı, diğer gaz hal lazerlerle benzer şekilde elektrik akımıyla pompalanarak çalışmaktadır. Eksimer lazerler yalnızca pals modunda çalışabilmektedir ve genel olarak birkaç kHz tekrar frekansları kullanılmaktadır. Çoğu optik malzemenin UV dalga boylarında yüksek enerji absorbsiyonuna sahip olması nedeniyle, excimer lazerlerde elde edilen UV dalga boyları, eklemeli imalat sistemlerinde kendisine kullanım alanı bulabilmiştir. Bununla birlikte, eksimer lazerlerin düşük ışın kalitesi, bakım zorluğu, çok yüksek kullanım maliyeti gibi dezavantajları nedeniyle, eklemeli imalat sistemlerinde yerini daha çok üçe-katlanmış-frekanslı Nd: YVO_4 lazerlerine bırakmaya başlamıştır [90].

2.4.1.4 Nd:YAG Lazerler

Neodimyum-katkılı itriyum alüminyum granat lazerler (Nd^{+3}: $Y_3Al_5O_{12}$ lazer), çubuk şeklinde Nd: YAG kristallerinin kullanıldığı bir katı- hal elde ortamlı lazer çeşididir [91]. CO_2 lazerlerle birlikte eklemeli imalatta en yaygın olarak kullanılan yüksek enerjili lazer çeşitlerinden Nd: YAG lazerlerinde; elde ortamı bir flaş lambası

tarafından radyal yönde veya bir 808 nm dalga boylu lazer diyotu tarafından eksenel yönde optik olarak pompalanmakta ve kızılötesine yakın (NIR) bölgede 1064 nm dalga boylarında ışın çıkışı elde edilmektedir [82]. Nd: YAG lazerleri; düşük konsantrasyonlu kristal katkıların kullanımıyla sürekli, yüksek konsantrasyonlu kristal katkıların kullanımıyla kesintili (pals modunda) olmak üzere iki modda da çalışabilmektedir. Günümüzde eklemeli imalatta Nd: YAG lazerleri; daha yüksek kontrol kabiliyeti ve verimi sayesinde yerini Yb-fiber lazerlere bırakmaya başlamıştır. Buna rağmen kolay erişim ve uygulama genişliği sayesinde Nd: YAG lazerlerinin kullanımı, özellikle imalat parametrelerinin optimizasyonu gibi çalışmalarda akademik olarak çok sık kullanılmaktadır [92,93]. Güncel olarak; Nd: YAG lazerlerine alternatif olarak; daha geniş absorbsiyon bandı, düşük operasyon eşiği ve yüksek verimi gibi avantajları sayesinde Nd: YVO_4 lazerlerin eklemeli imalatta kullanılan lazer çeşitleri içerisinde yükselişe geçtiği görülmektedir. Nd: YAG lazerler ile aynı çalışma prensibine sahip Nd: YVO_4 lazerlerinde 1064 nm dalga boyları elde edilmektedir ve yaygın olarak "StereoLitografi Aparatı" (SLA) sistemlerinde UV ışığın eldesindeki enerji kaynağı olarak fotopolimerlerin seçici kürlenmesinde faydalanılmaktadır [94].

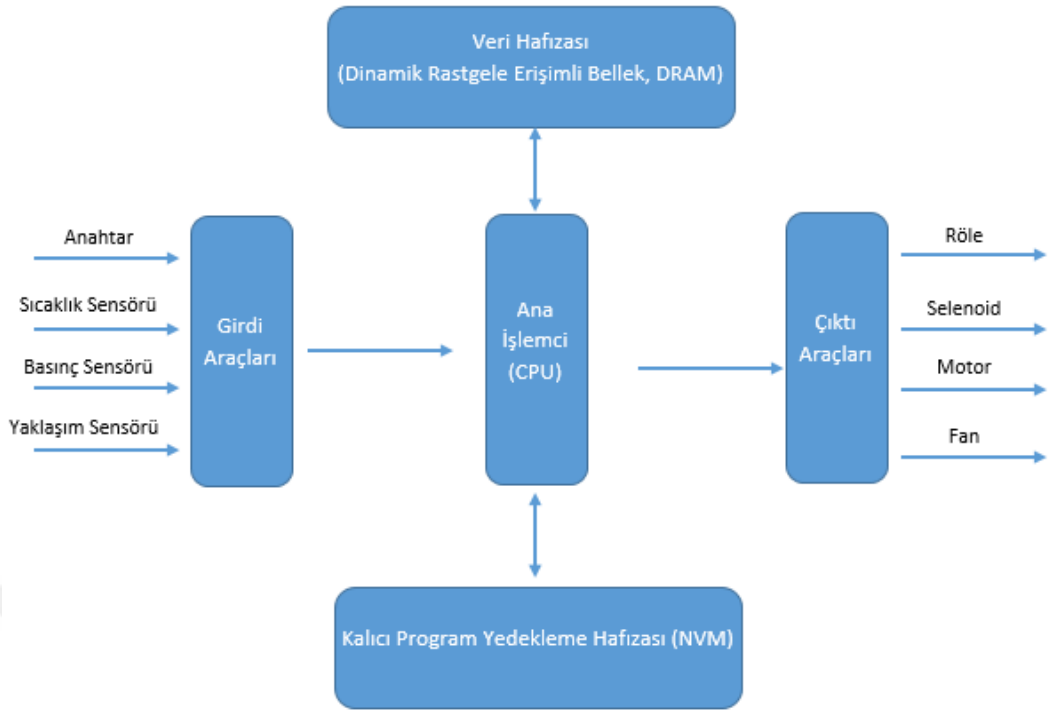
2.4.2 Baskı Teknolojisi

Son yıllarda mürekkep-jet veya damlacık yazım teknolojilerinde büyük gelişim gözlenmektedir [95]. Çözünürlük üzerine geliştirmeler ve maliyetlerdeki düşüşler nedeniyle çok renkli, yüksek çözünürlüklü baskı teknolojilerinin kullanımıyla elde edilen endüstriyel parçalar hayatımızda daha fazla yer almaya başlamıştır. Malzeme kontrolü ve güvenilirliği, çözünürlük ilerlemelerinde büyük katkı sağlamıştır. İlk zamanlar yalnızca düşük viskozitelere sahip renkli mürekkepler, atmosfer koşullarında yazıcı başlığına beslenmekteyken; günümüzde damlacık oluşturma haznesinde çok daha yüksek basınçlar elde edilebilmesi sayesinde çok daha viskoz malzemelerin hatta ergiyik malzemelerin yazdırılması mümkün hale gelmiştir [96]. Bu şekilde; toz yataklı sistemlere bağlayıcı yazılabilmesi gibi [97], ışıkla kürlenebilen ve eriyik reçinelerin damlacık biriktirmeyle metotlarıyla yazılabilmesi sağlanmıştır [98]. Damlacık kontrol teknolojisinin yazıcı başlıklarına

entegrasyonuyla birlikte düşük maliyetli ve yüksek çözünürlüklü eklemeli imalat teknolojilerinin geliştirilmesinin önü açılmıştır [99].

2.4.3 Programlanabilir Mantıksal Denetleyici (Programmable Logic Controller, PLC)

Eklemeli imalat için CAD modellerinin girdileri, standart bilgisayar teknolojisiyle elde edilen büyük hacimli veri dosyalarıdır. Bu dosyalar, eklemeli imalat makinesine geldiklerinde sensör girişi ve sinyal aktüatörlerine ihtiyaç duyan bir dizi proses aşamalarına indirgenir. Proses ve makine kontrolü mikro işlemci sistemlerinden ziyade mikro-kontrolör sistemleri kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Endüstriyel mikro-kontrolör sistemleri, endüstriyel proseslerin kontrolünü sağlayan "Programlanabilir Mantıksal Denetleyici" (PLC)'lerin temelini oluşturmaktadır [100]. Endüstriyel sistemlerin tasarım ve imal edilmesi, eklemeli imalat makinelerinde olduğu gibi, modern PLC yazılımlarının sağladığı koordinasyon ve kontrollerin çeşitli imalat aşamalarına tanımlanması ve imalat bloklarının bu çevrede pozisyonlandırılmasıyla gerçekleşmektedir. PLC çalışma (RUN) moduna alındığında ilk önce çıkış hafızası sıfırlanır. Sonra girişlere bağlı bulunan sensör, buton, sınır anahtarı vb. elemanlardan alınan sinyaller okunarak giriş hafızasına kaydedilir ve PLC'nin program hafızasına yüklenen kontrol programı komutları sırası ile işletilir. Giriş değişkenlerine bağlı olarak elde edilen sonuçlar çıkış hafızasına aktarılır. Çıkış hafızasındaki bilgiler PLC çıkışlarına bağlanan iş elemanlarını çalıştıracak şekilde çıkışlara aktarılır ve tekrar girişler okunur. Tüm bu işlemlerin gerçekleşmesi için geçen zamana bir tarama çevrimi adı verilir. PLC'nin enerjisi kesilinceye kadar ya da DUR konumuna alınıncaya kadar tarama çevrimi sürekli olarak tekrar eder [101]. Bir tarama çevriminin süresi PLC çalışma hızına, kullanılan komutların niteliğine ve kontrol programının uzunluğuna göre değişir. Tipik olarak bir tarama çevrimi süresi 3ms ile 10 ms arasındadır. Eğer bu süre çok uzun olursa girişlerde meydana gelen çok kısa süreli sinyal değişiklikleri algılanamayabilir [102]. Şekil 2.13'te PLC blok diyagramı gösterilmiştir [103].



Şekil 2.13 PLC blok diyagramı [103]

2.4.4 Malzeme Teknolojisi

Erken dönem eklemeli imalat teknolojisinde kullanılan malzemeler, o dönem içerisinde piyasada mevcut olan ve başka proseslerde de kullanılan malzemelerle sınırlıdır. Eklemeli imalatın özgün olması ve kullanılan konvansiyonel malzemelerin yeni uygulamalar için ideal olmaktan çok uzak olması nedeniyle mevcut malzemeler ilk başlarda oldukça yetersiz kalmaktadır. Örneğin; eklemeli imalatta kullanılan ilk fotopolimer reçineler son derece kırılgan ve dayanıksızdır [105]. Aynı şekilde ilk lazer ergitme sistemlerinde kullanılan tozlar da makine içerisinde çabuk bozulma eğilimindedir ve nihai ürünlerin mekanik özellikleri oldukça zayıftır [106]. Teknolojinin daha iyi kavranmasıyla birlikte, eklemeli imalata özel yüksek performanslı malzemelerin geliştirilmesi üzerine yapılan çalışmalar hız kazanmıştır [107]. Çıktı kalitesinin daha iyi eldesi için, farklı proseslerin farklı çalışma parametrelerine göre özel olarak tasarlanan ve sentezlenen malzemelerin kullanımı yaygınlaşmıştır [108]. Sonuç olarak, eklemeli imalat cihazlarıyla üretilen parçalar daha hassas, daha dayanıklı ve daha uzun ömürlü hale gelmiştir [104].

2.5 Eklemeli İmalatın Geleneksel Yöntemlere Göre Başlıca Avantajları

Eklemeli imalat bütünüyle yenilikçi bir teknoloji özelliğindedir. Firmaların üretim verimliliğini artırmak için faydalanabileceği birçok fırsat ve potansiyele sahip olmakla birlikte önümüzdeki on yıl içerisinde kendi başına bir imalat normu oluşturması beklenmektedir. Bazı akademik çalışmalara göre, özellikle tedarik zincirindeki karmaşıklıkları azaltmakta eklemeli imalatın çok güçlü bir araç niteliği taşıması belirtilmektedir [109].

Eklemeli imalat teknolojisi, birçok otorite tarafından ürün geliştirme ve imalat alanında "devrim" niteliğinde değerlendirilmektedir. Bazı araştırmalarda, eklemeli imalatın yığın imalat için optimizasyonu sağlandığında; özellikle karmaşık geometrilere sahip, elektro-kimyasal enerji sistemleri gibi hassas uygulamalarda ihtiyaç duyulan parçaların imalatında, konvansiyonel seri imalat yöntemlerine kıyasla daha yüksek üretim verimlerinin elde edilebileceği kaydedilmiştir [110]. Öncelikle; eklemeli imalatın "hızlı imalat" karakteri ele alındığında, yalnızca parçanın üretim süresinin kısaltılmasıyla sınırlanmamaktadır. Aynı zamanda tüm ürün geliştirme aşamalarının bilgisayar sistemlerince yapılması sayesinde eklemeli imalat teknolojisinin, üretim öncesi aşamalarda da zaman yönünden büyük avantajlar sağladığı görülmektedir [111]. Konvansiyonel üretim yöntemlerinde üretilen parçaların, takip ettiği istasyonların sayısındaki artışla birlikte "hata oluşabilecek süreç" riskinin ve sayısının artmasına karşın, genellikle bir veya iki istasyonda tamamlanan eklemeli imalat parçalarının lojistik ve planlama kaynaklı hata oranları oldukça düşüktür. Üretilecek parçanın karmaşıklığından bağımsız bir şekilde, eklemeli imalat makinelerinde üretim genellikle, tek imalat aşamasında gerçekleşebilmektedir [112]. Ayrıca, geleneksel üretim yöntemleriyle elde edilen parçaların optimizasyonunda bireysel beceri ve uzmanlık gerektiren oyma, taşlama, köşe kırma, vb. işlemlere ihtiyaç duyulabilmekte ve dağınık, kirli, düzensiz atölye ortamları oluşabilmektedir. Eklemeli imalat, bahsedilen çoklu aşamalara sahip üretimleri sadeleştirebilmektedir [113].

2.5.1 Küçük Ölçekli Üretim İmkanı

Geleneksel imalat yöntemleri seri üretimde kullanılma eğilimindeyken eklemeli imalat teknolojileri, küçük ölçekli ve özelleştirilmiş, kişiselleştirilmiş üretimi hedeflemektedir. Takım ve hazırlık prosedürleri göz önüne alındığında 3B yazım teknolojisi, küçük ölçekli üretimde maliyet açısından avantajlı konuma geçmektedir [114]. Özellikle medikal uygulamalar gibi bazı "vakaya özgün parça" gerektirebilen alanlarda implant, iskele, vb. ürünlerin standart olarak yalnızca birkaç ölçüde üretilmesi, hastaların iki ölçü arasında kaldığı durumlarda uygulama prosedürlerini sancılı ve meşakkatli bir hale getirebilmektedir. Dental kaplamalar gibi uygulamalarda, kaplamanın düzgün yerleştirilebilmesi için hekim veya teknisyenin manuel olarak parça üzerinde işlemler yapması gerekmekte ve prosedürün başarılı olabilmesi için operatör uygulayıcının tecrübeli olması gerekmektedir. Eİ teknolojisi sayesinde "özelleştirme" ve "vakaya özgü imalat" için gereken efor azalmakta ve karşılaşılabilecek problem çeşitliliği minimuma indirilebilmektedir [115].

2.5.2 Düşük Maliyetli Üretim

Eklemeli imalat teknolojisinin aksine geleneksel yöntemler genellikle operasyon, montaj ve tetkik aşamalarında hassas işçilik çalışmaları gerektirmektedir ve uygulamaya hazır parça elde edebilmek için uzmanlık gerekmektedir. Ana malzemeden uzaklaştırılan malzeme hurda olmakta ve bir dizi işlemden geçirilmeden aynı proseste tekrar kullanılamamaktadır [116]. Havacılık uygulamalarında kullanılan bazı parçaların imalatında, ana malzemenin %90'ı uzaklaştırılmakta ve yığın malzemenin yalnızca %10'u kullanılmaktadır. Eİ teknolojisiyle hammaddeden daha yüksek verimle faydalanılabilmesi ve hurdanın büyük oranda azaltılması sağlanmaktadır. Ayrıca, Eİ teknolojisinde kullanılacak hammaddelerin teslim sürelerinde de avantaja sahip olduğu görülmektedir [117]. Örneğin; Eİ makinesinde kullanılacak, piyasada mevcut titanyum alaşımı tozların 3 hafta gibi sürelerde temin edilebilmesine karşın, aynı alaşımın geleneksel yöntemlerde kullanılan biyet gibi primer formlarının satın alma ve temini bir yılı aşkın sürelere çıkmaktadır. Çünkü billetlerin istenen ölçü ve mikroyapıda ekonomik olarak üretilebilmesi için yüklü miktarlarda döküm işleminin yapılması gerekmektedir. Bu sebeple; toz olarak piyasadan temin edilebilen titanyum

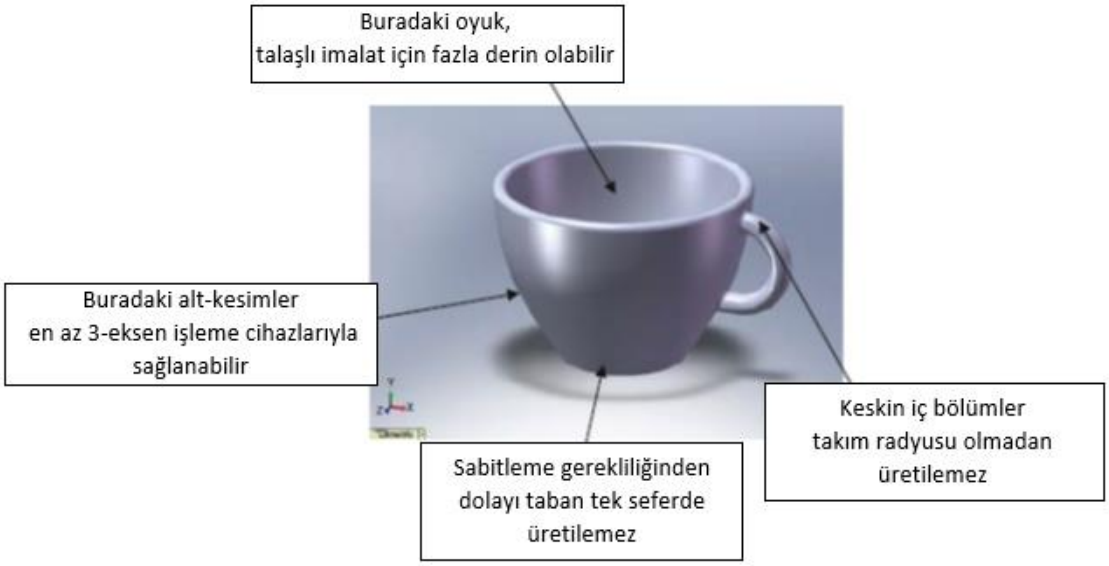
alaşımları, envanter maliyeti ve toplam üretim zamanı gibi kriterler göz önüne alındığında, "düşük sayıda" üretimler için tercih edilmektedir [118].

2.5.3 Kısa Tedarik Zinciri

Günümüzde konvansiyonel imalat endüstrilerinde ürünler, müşterilere ulaştırılmadan önce dağıtılmakta veya depolarda bekletilmektedir. Satılmamış ürünlerin birikmesiyle ilave maliyetler ortaya çıkmaktadır. Ayrıca belirli ürünlerde ileri lojistik yöntemleri kullanılarak, mümkün olan en kısa rotalarda teslimat yapılmaktadır. Lokal olarak üretilmesindense fason işçilik ile elde edilen ürünlerin daha düşük maliyetle lojistik kontrolünün sağlanması durumunda, ürünler direkt olarak fason imalat firmalarından müşterilere ulaştırılmaktadır. Bugün için; birçok alanda, siparişe göre üretim ile stoğa yapılan üretim, miktar olarak yarışmaktadır. Özellikle direkt kullanılmayan, yedek parça gibi alanlarda eklemeli imalat, parçaların lokal olarak doğrudan üretilebilmesiyle tedarik zincirini kısaltma avantajını beraberinde getirmektedir [119,120].

2.5.4 Tasarımda Optimizasyon

Eklemeli imalat, uygulama yerine göre üretilecek parçaların performans geliştirme aşamalarında kullanıcılara kolaylık sağlamaktadır [121]. Örneğin; toplam ağırlığı azaltılmak istenen ve belirli mekanik özellikleri karşılaması beklenen bir otomotiv parçası, geleneksel yöntemlerle üretilemediği halde; eklemeli imalat sistemleri sayesinde iç boşluklara sahip, kanallı yapılarda üretilebilmektedir [122]. Geleneksel yöntemlerle üretilecek parçalarda parça karmaşıklıklarında sınırlamalarla karşılaşılmaktadır (Şekil 2.14). Yük dağılımı, gerilim dağılımı gibi parçanın ömrünü direkt olarak ilgilendiren konular göz önünde bulundurulduğunda, keskin köşeler, dik kalıp boşlukları gibi tasarımlara sahip bölümler, geleneksel yöntemlerle yapılan imalatlarda zorluklarla karşılaşmaktadır [123].



Şekil 2.14 CNC işlemede karşılaşılan geometrik kısıtlamalar [123]

2.5.5 Endüstriyel Verimlilik

Endüstriyel verimlilik bağlamında; eklemeli imalat teknolojileri sayesinde kullanıcılar satın aldıkları ürünleri tamir etme veya iyileştirme işlemlerini kendi ürettikleri parçalar sayesinde yapabilmektedir. Basit yedek parçalar, direkt 3B dosyaları olarak indirilebilmekte ve yazdırılabilmektedir. Bu sayede kullanıcılar aslında birer mini-üretici durumuna gelmektedir. Yığın özelleştirmeler düşük maliyetlerle gerçekleştirilebilmekte ve butik tasarımlara teslimat süresi gibi zaman kayıpları yaşanmadan ulaşılabilmektedir. Eklemeli imalat sayesinde yalnızca talep doğrultusunda parça değişimlerine yönelik imalatlar gerçekleştirilebilmektedir [124]. Teknoloji sayesinde bayiler, dağıtıcılar ve servis sağlayıcıları talep edilen parçaların lokal olarak üretimini gerçekleştirmekte ve ihtiyaca yönelik birebir müşteri memnuniyeti sağlayabilmektedir. Bu sayede ana malzemelerin teslimat süreleri bir sınır olmaktan çıkmaktadır. Buna bağlı olarak tedarik zincirleri kısalmakta ve nakliye, depolama gibi malzeme hareketi yönetim maliyetleri büyük oranda azaltılmaktadır. Tasarımların dijital olarak aktarılabilmesi sayesinde lojistik ihtiyaçlar azalmakta ve sonuç olarak üretimin "merkezcil" karakteri ortadan kalkmaktadır. Yani, uygulama ucuna gerek konum yakınlığı, gerekse entegrasyon kolaylığı sayesinde lojistik maliyetler ve lojistik kaynaklı çevresel etkiler azaltılmaktadır (Tablo 2.2). Bu durum aynı zamanda üretimden satışa gereken zaman ihtiyacını azaltmaktadır [125].

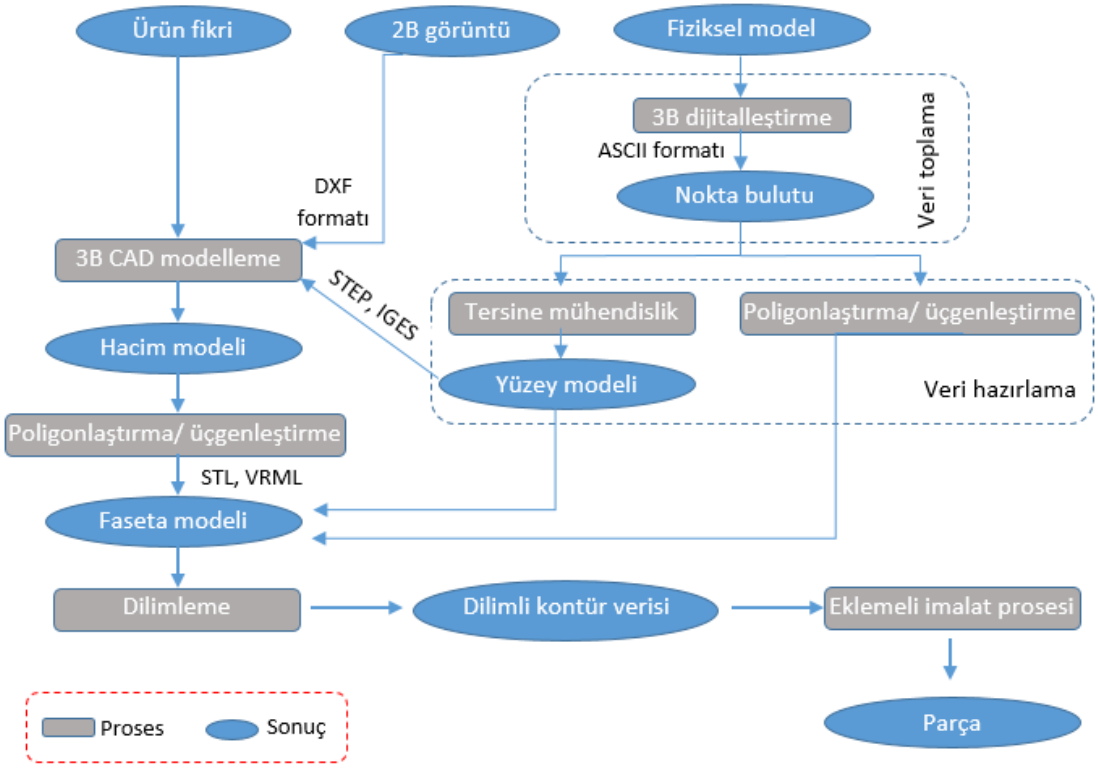
Tablo 2.2 Eklemeli imalatın, üretim verimliliği ve tedarik zinciri üzerine etkisi [126]

Üretim Verimliliği	**Tedarik Zinciri Gelişimi**
Yığın özelleştirme	Kısa yalın üretim süresi
Talep doğrultusunda üretim	Envanter azaltma
Merkezcil üretimin terkedilmesi	Parsel boyutunun azaltılması
Çoklu malzeme becerisi	Pazara ulaşım süresinin kısalması
Tüketicilerin mini-üretici konumuna gelmesi	Nakliye masraflarının azaltılması
Tümleşik sistem ve alt sistemlerin yazdırılabilmesi	Müşteri talebine çabuk cevap oluşturma
Kalite gelişimi	Hurda miktarının azaltılması, sürdürülebilirliğin iyileştirilmesi

3
TASARIM, YAZILIM VE STANDARTLAR

3.1 Eklemeli İmalatta Dijital Akış

Eklemeli imalat proseslerinde; imalat malzemelerinin nihai parçalara dönüştürüldüğü fiziksel işlem akışlarından önce, Şekil 3.1'de gösterildiği gibi, eklemeli imalat makinesi için talimatların üretildiği ve uygulandığı bir dizi dijital akış basamağı bulunmaktadır [127]. Proses; genellikle bir ürün fikriyle, fotoğraf gibi iki boyutlu (2B) bir görselin, CT benzeri taramalardan elde edilmiş 2B görsel serilerinin veya da tersine mühendislikle kendisine ait geometrik bilgilerin alındığı 3B modellerin bir araya getirilmesiyle başlamaktadır. Bu bilgiler; katı modelleme, metroloji veya görüntü re-konstrüksiyonu yazılımlarıyla hacim veya yüzey modelleri olarak dijital modellere dönüştürülmektedir. Daha sonrasında veriler hata kontrolünden geçirilerek ihtiyaç varsa düzeltilmekte ve (gerekiyorsa) destek yapıları eklenmektedir. Bu işlemler genellikle eklemeli imalata özgün-özel yazılımlarla gerçekleştirilmektedir. Kontrol ve düzeltme işlemlerini takiben model, sanal olarak dilimlenerek makinenin imalatı gerçekleştirebilmesi için gereken talimatlar elde edilmektedir [128].

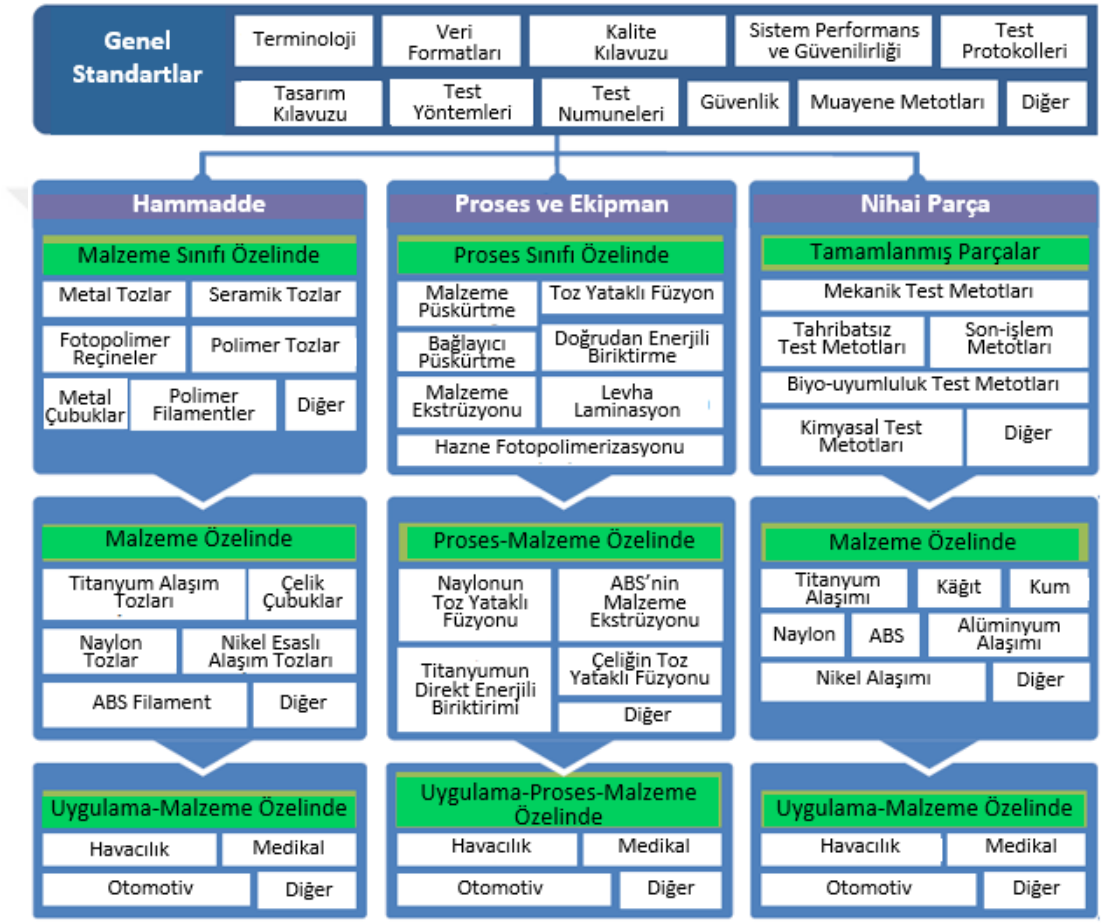


Şekil 3.1 Ürün fikrinden gerçek parçaya dijital ve fiziksel iş akışı [129]

3.2 Mevcut Eklemeli İmalat Standartları

Eklemeli imalata ilişkin standartların geliştirilmesi üzerine yapılan çalışmalar, yaygın olarak Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO/TC 261) ve Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu (ASTM F42) tarafından organize edilmektedir. Günümüze kadar yapılan eklemeli imalat standardizasyon çalışmaları arasında terminoloji, birbirinden bağımsız prosesler, proses zincirleri (donanımsal ve yazılımsal), test prosedürleri, kalite parametreleri, müşteri-tedarikçi antlaşmaları, temel elemanlar üzerine yapılan standartlaştırma çalışmaları öne çıkmaktadır [130-132]. Veri işleme üzerine yapılan son ilavelerde daha çok; mevcut standartlarla ilişkiler ve proses özelinde detaylandırmalar ele alınmaktadır. 2013 yılında, ISO ve ASTM ortak bir hedef belirlemiş ve çoğu eklemeli imalat malzemelerine, proseslerine ve uygulamalarına, kategori standartlarına kolay uygulanabilecek, genel standartların da dahil olduğu global bir standart seti geliştirme çalışmaları başlatmıştır (Şekil 3.2). Bu çalışmaların amacı; bir malzeme

veya proses kategorisine özgün gereksinimlerin tanımlanması, malzeme ve proses özelinde spesifik standartların geliştirilmesidir [133]. ISO ve ASTM haricinde; Almanya'da (VDI FA 105 ve DIN NA 145-04-01AA), İspanya'da (AEN/CTN 116), Fransa'da (AFNOR UNM 920), İsveç'te (SIS/TK 563), Amerika Birleşik Devletleri'nde (SA AMS-AM) ve Birleşik Krallık'ta (BSI AMT/8) olmak üzere çeşitli eklemeli imalat standardizasyon çalışmaları yürütülmektedir [133-135].



Şekil 3.2 ASTM F42 komitesine göre eklemeli imalat standartlarının sınıflandırılması [136]

3.3 Eklemeli İmalat İçin Tasarım (DfAM)

Eklemeli imalat için tasarım (DfAM) literatürü, tasarımcıların parçaları tasarlama aşamasındaki fikirlerini yönlendirmeyi amaçlamakta ve geleneksel imalat yöntemlerindeki tasarım perspektifinden farklı olarak eklemeli imalat için gereken tasarım kriterlerini vurgulamaktadır (Tablo 3.1). Eklemeli imalat, substraktif

yöntemlerle üretilmesi güç geometrilerdeki parçaların üretimi için yeni seçeneklere sahip olup, özgün parçaların üretiminde ekonomiklik açısından uzun süreli yığın özelleştirme kabiliyetine sahiptir [137,138]. Ayrıca eklemeli imalat, substraktif metotlardan oldukça farklı sınırlamalara sahiptir. Bu yüzden imalat için tasarım (DfM), eklemeli imalat prosesleri için uygulanamamaktadır [139]. Bu farklılıklar, eklemeli imalatın hızlı prototiplemeden doğrudan hızlı imalata evrilme eğilimine paralel olarak artan öneme sahiptir. Örneğin; geleneksel imalat yöntemlerinde karmaşık parçaların imalatı için sonraki aşamalarda daha uzun montaj uygulamaları gerekirken, eklemeli imalatta üretilen parçalar tek seferde ve bir bakıma ön-montajlı halde elde edilmektedir [140]. Tıpkı DfM gibi, eklemeli imalat içerisinde de hem hızlı prototipleme, hem de direkt hızlı imalat için yeni tasarım kriterleri ve kılavuzlarına ait çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Thompson ve arkadaşları tarafından yayınlanan; güncel eğilimler, vaka çalışmaları, olasılık ve sınırlamalar gibi konulara ait eklemeli imalat için tasarım kuralları üzerine kapsamlı bir araştırma raporu literatürde mevcuttur [128].

DfAM üzerine mevcut literatür, üç farklı gruba ayrılabilir [142]. İlk grupta; eklemeli imalatta kullanılacak spesifik tasarım metotları önerilmekte veya DfAM'ın tüm tasarım aşamasında nasıl bir bölümü kapsadığı tanımlanmaktadır. Klahn ve arkadaşları, eklemeli imalat için tasarımda iki strateji üzerinde durmaktadır. Bunlardan ilkinde "üretim-esaslı tasarım stratejisi" benimsenerek hızlı prototipleme için eklemeli imalattan faydalanılmakta ve ikincisinde ise "fonksiyon-esaslı tasarım stratejisi" benimsenerek eklemeli imalatın özgün avantajlarıyla doğrudan nihai parça üretimi üzerinde durulmaktadır [141]. Campbell ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, özelleştirilmiş eklemeli imalat parçaları için parametrik bilgisayar destekli tasarım yaklaşımından faydalanılmıştır [138].

İkinci grupta; eklemeli imalatın sınırlarını zorlamak için çeşitli yaklaşımlar incelenmektedir. Çok küçük bölümlerin eldesi veya destek yapılarına ihtiyacın kaldırılması gibi sınır belirleyici yaklaşımlar içerisinde ayrıca metallerin yazdırılması, biyolojik dokuların veya diğer özel malzemelerin işlenmesi gibi özel uygulamalara ait çalışmalar çevresinde yoğunlaşılmaktadır. Örneğin; metal eklemeli imalatta, uygulanabilir nihai parçaların üretimi için özelleştirilmiş şartlar ve aşırı

sıcaklıklara ihtiyaç duyulurken, biyo-baskı çalışmalarında proses ihtiyaçları tamamen farklı şekilde ortaya çıkmaktadır [143,144].

Üçüncü gruptaysa; eklemeli imalata özgün sınırlamaların belirlenmesi ve eklemeli imalat için genel tasarım kılavuzlarının oluşturulması üzerine odaklanılmaktadır. Bu kılavuzlar, özellikle CAD modelin oluşturulması ile prototipin üretilmesi ve sonuç kalitesine etkiyen tasarım-proses faktörlerinin belirlenmesi amacıyla geliştirilmektedir [145-147].

DfAM kılavuzlarının tanımlanmasına ait literatürlerde; parça yönlendirme, imalat kısımlarının dahil edilmesi, aşırı noktaların basitleştirilmesi gibi ana fikirler üzerinde durulmaktadır. Bu kılavuzların önemi, farklı eklemeli imalat proseslerinde kullanılabilmeleri ve çoğu tasarım için uygulanabilir olmalarından gelmektedir. Geliştirilen bazı kılavuzlar tasarım prosesi için öneme sahipken, diğer kılavuzlar parçanın eklemeli imalat makinesinde nasıl yönlendirileceği gibi teknolojinin nasıl kullanılacağı hakkında bilgi vermeyi amaçlamaktadır [148,149].

Tablo 3.1 DfAM kılavuzlarında ortak karşılaşılan kriterler ve literatür çalışmaları [128, 141, 142, 147-153, 155-157]

Kriter	**Açıklama**	**Referans**
Desteklerin uzaklaştırılması	*Destek yapılarının uzaklaştırılması yüzey kalitesini büyük oranda düşürerek, son-işlemler için gereken süreyi artırmaktadır. *Keskin iç kenarlar, katmanların oluşturulmasında destek yapılara olan ihtiyacı azaltabilmektedir.	[128,157] [149,150]
Parça oyma	*İşlevsellik devam ediyorsa, kalın duvarlar ve boşluklu iç-yapılar sayesinde baskı süresi azalabilmektedir.	[147]
İmalat özellikleri	*Eklemeli imalatta çoğunlukla alt kesme ve koniklik açısı gerekmemektedir.	[141]
Parça yönlendirme	*Bazı şekiller, yönlendirmeye bağlı olarak daha iyi baskı kalitesine sahiptir. *Yönlendirme; özellikle yuvarlak kısımların üretilmesi gerektiği durumlarda yüzey kalitesi üzerinde büyük öneme sahiptir.	[151-153] [150-153]

Tablo 3.1. DfAM kılavuzlarında ortak karşılaşılan kriterler ve literatür çalışmaları [128, 141, 142, 147-153, 155-157] (devamı)

Parça yönlendirme	*Parçaların z-yönünde biriktirilmesine bağlı olarak yönlendirme, parçanın düşey ve yatay dayanımlarında farklılıklara yol açmaktadır.	[150-153]
Kenetli kısımlar	*Eklemeli imalat sistemlerinde genellikle imalat hacmi sınırlıdır ve büyük parçaların üretimi, üretilen küçük parçaların birleştirilmesiyle gerçekleştirilebilmektedir. * Birleştirilen, kenetlenen kısımlardaki açıkların minimumda olmasına dikkat edilerek, boyutsal sapmaların önlenmesi amaçlanmalıdır.	[142] [148]
Parça sayısını azaltmak	*Eğer eklemeli imal edilmiş parça nihai ürünse, montaj parçalarının sayısı azaltılabilmektedir.	[147,151]
Tanım işaretleme	*Firma tarafından çok sayıda ve çeşitte parça üretiliyorsa, modelleri işaretlemek kolaylık sağlamaktadır.	[154]
Keskin köşelerden kaçınma	*Keskin köşelerden kaçınılarak daha iyi dairesel hassasiyetler elde edilebilmektedir.	[148]
Yuvarlak iç kısımlar	*Kenarların yuvarlatılması, dağınık destek yapılarının uzaklaştırılmasını kolaylaştırmaktadır.	[148]
Sivri uçların köreltilmesi	*Düşey uçlar imalat düzlemine paralel olarak, yatay uçlar ise imalat düzlemine ortogonal biçimde köreltilmelidir.	[155]
Kısa sarkıntılar	*Sarkıntıların kısa tutulması, imalat sırasında yıkılmaları önleyici tedbirlerdendir.	[156]

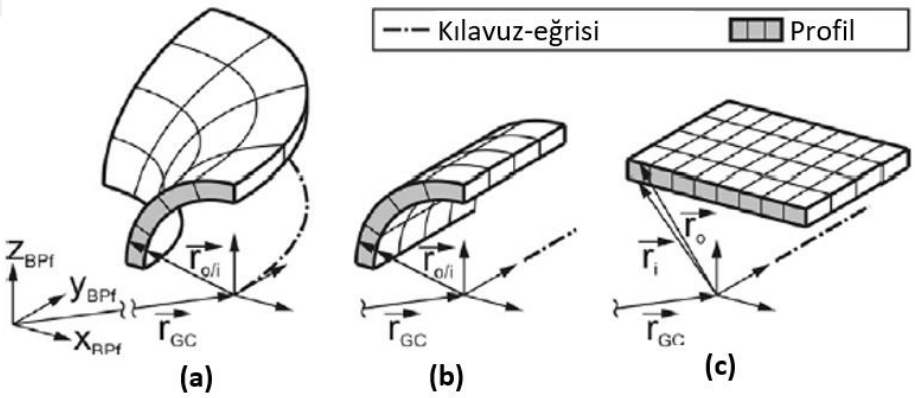
3.3.1 Standart Eleman Tanımları

Eklemeli imalat prosesleri içerisinde parça imalatı için uygulanan çalışma prensiplerindeki farklılıklara bağlı olarak, prosesten bağımsız tasarım kurallarının geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu yöntemin temeli, standart elemanların tanımlanmasına dayanmaktadır. Standart elemanlar, teknik parçaların tasarımında kullanılan geometrik bölümlerden meydana gelmektedir ve silindir gibi temel geometrik şekillerden oluşan basit elemanlar (1), ek yerleri gibi temel elemanların birleştiği kısımlar (2) ve iki veya daha fazla basit elemanların ve elemanların

birleşim yerlerinin (ek) bir arada kullanıldığı kümeleşmiş bölümler (3) olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır [158]. Ayrıca, her bir standart elemanın niteliği; örneğin, bir silindirin dış çapı gibi "atıf değerleri" ile geometrik şekle ait tanımlar gerçekleştirilebilmektedir. Standart elemanların yüksek kalitede üretilmesi ve yeterli DfAM'ı desteklemek için, bu atıf değerlerin tasarım kuralları çerçevesinde belirli aralıklarda belirlenmiş olması gerekmektedir. Belirlenen uygun aralıkların anlaşılması için tekrarlı baskı çalışmalarıyla, ideal atıf değerleri saptanabilmektedir [159].

3.3.1.1 Basit Elemanlar

Eleman dönüşümleri ve kümeleşmiş yapıların temelini basit elemanlar oluşturmaktadır. Bunlar kolay, sade ve matematiksel olarak tanımlanmış geometrik şekillere ait profillerin, kılavuz eğrileri boyun ilerletilmesiyle meydana gelmektedir. Bu yüzden temelde üç çeşit basit eleman oluşturulmaktadır: (1) çift-eğrili elemanlar, (2) tek eğrili elemanlar ve (3) eğrisiz elemanlardır (Şekil 3.3). Profillerin ve kılavuz eğrilerindeki tanımların çeşitliliği ile; küre, silindir veya düzlem gibi geometriler elde edilerek imalat odacığında net bir şekilde konumlandırılmaktadır [148].

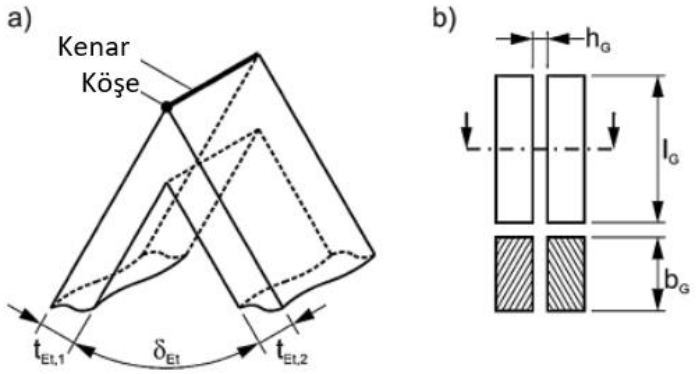


Şekil 3.3 Basit elemanların genel formları; (a) çift eğrili, (b) tek eğrili, (c) eğrisiz [148]

3.3.1.2 Eleman Dönüşümleri (Birleşme- Eklenme)

Teknik parçalar tasarlanırken; önceden tanımlanmış basit elemanların birbiri ile kombine edilebilmesi gerekmektedir. Bu sebeple, çeşitli eleman dönüşüm stratejilerileri geliştirilmiştir. Katmanlı üretim prensibinde; sıkı bağlanmış elemanların dönüşümü ve bağlanmamış elemanların dönüşümü olmaz üzere iki

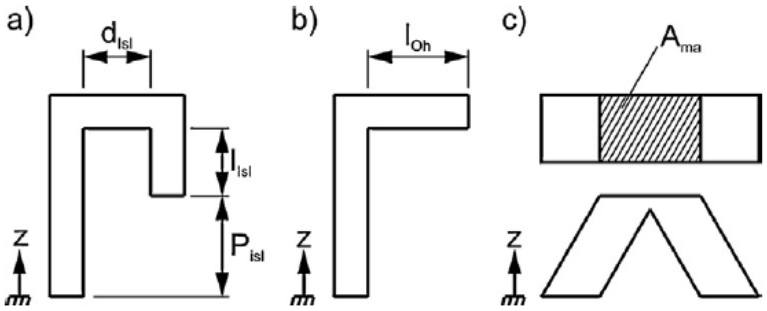
belirgin eleman dönüşümü yaygın kullanıma sahiptir (Şekil 3.4). Her iki dönüşüm şekli de, birleştirilen basit elemanların türüne, şekline ve pozisyonuna göre çeşitlilik göstermektedir. Birleştirilen elemanların kalınlıkları (t_{ET}), dönüşüm açısı ∂_{ET} ile birlikte kenar ve köşeler daha çok sıkı bağlı eleman geçişlerinin atıf değerlerini; birleştirilen elemanların ara mesafeleri ise daha çok bağlanmamış elemanların geçişlerinin atıf değerlerini ifade etmekte kullanılmaktadır. Aralık yüksekliği h_G, uzunluğu l_G ve genişliği b_G değerlerinden faydalanılarak bağlanmamış-eleman geçişleri karakterize edilmektedir [159].



Şekil 3.4 Eleman dönüşümleri; (a) sıkı bağlı, (b) bağlanmamış elemanlar ve atıf değerleri [159]

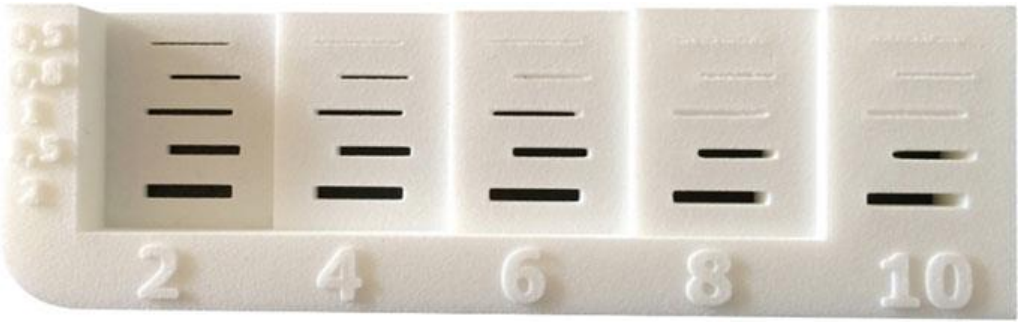
3.3.1.3 Kümelenmiş Yapılar

Kümelenmiş yapılar, basit elemanların ve dönüşümlerinin uzaysal düzenlemelerini ifade etmektedir. Eleman geçişlerine benzer şekilde, basit elemanların çeşitli kombinasyonlarıyla da aynı kümeleşmiş yapılar oluşturulabilmektedir. Kümeleşmiş yapılara ve atıf değerlerine örnek olarak; adalar, askılar ve akümülasyonlar verilebilir (Şekil 3.5). Adalar; parçanın imalatının başından sonuna kadar ana gövdeden daha yüksek parça kısımlarını ifade etmektedir ve genellikle başlangıç pozisyonu $P_{Isl.}$, uzunluk $l_{Isl.}$ ve ana yapıya uzaklık $d_{Isl.}$ atıf değerleriyle tanımlanmaktadır. Askılar; kendisi altında katmanların bulunduğu ve imalat düzlemine paralel olarak uzatılan, altı boş kısımları ifade etmektedir ve atıf değeri olarak askıda kalan kısmın uzunluğu (l_{OH}) ile karakterize edilmektedir. Akümülasyon küme yapılarıysa; parça katmanında küçük bir bölümde çok fazla malzemenin kümeleştirildiği kısımları ifade etmektedir ve malzemenin yığıldığı alan (A_{Ma}) atıf değeri ile karakterize edilmektedir [148, 159, 160].



Şekil 3.5 Kümeleşmiş yapılar ve atıf değerleri; (a) ada, (b) askı, (c) malzeme akümülasyonu [148, 159, 160]

Spesifik olarak her proses ve malzeme özelinde değişiklik gösteren tasarım kurallarının yanında [161,162]; tüm geometrilere, malzemelere, eklemeli imalat teknolojilerine ve parçalarına ortak olarak uygulanabilen bir dizi genel tasarım kuralları bulunmaktadır [152]. Eklemeli imalat mühendislerinin veya tasarımcılarının ilk seferde optimum parçanın imalatını gerçekleştirebilmesi için gereken bu genel kurallar içerisinde, örneğin toz yataklı füzyon proseslerinde; parça üzerindeki minimum delik boyutunun doğrudan katman kalınlığına bağlı olarak sınırlandığı görülmektedir. Kalınlık artışı, dar deliklerin etrafında ergimesi veya sinterlenmesi arzu edilmeyen tozların füzyonuna neden olabilmektedir (Şekil 3.6). Bununla birlikte çeşitli toz yatak füzyonlu sistemlerde lazer tarama parametreleri, farklı sıcaklıklar, parça yönlendirmeleri ile değişik delik boyutlarında farklı sonuçlar elde edilebilmektedir [164].



Şekil 3.6 Katman ve parça kalınlığına bağlı delik kalitesi; 2-4-6-8-10 mm parça kalınlıklarında (yatay sayılar), 2-1.5-1-0.8-0.5 mm delik genişlikleri (düşey sayılar) [164]

3.3.2 DfAM: Avantaj ve İmkanlar

Eklemeli imalat için tasarım (DfAM) çerçevesinde; tasarım imkanları, faydaları ve serbestlikleri temel olarak üç ana gruba ayrılabilir. Bunlar sırasıyla; (1) parça seviyesinde makro ölçekli tasarım imkanları, (2) malzeme seviyesinde mikro/nano ölçekli tasarım imkanları ve (3) ürün seviyesinde çoklu-ölçekli tasarım imkanları şeklindedir [128].

3.3.2.1 Parça Seviyesinde Makro Ölçekli Tasarım İmkanları

Eklemeli imalatın malzeme ve geometrik özgürlüğünün bir araya getirilmesiyle parça seviyesinde estetik, fonksiyonel, ekonomik ve ergonomik açıdan birçok kazanım elde edilebilmektedir [165].

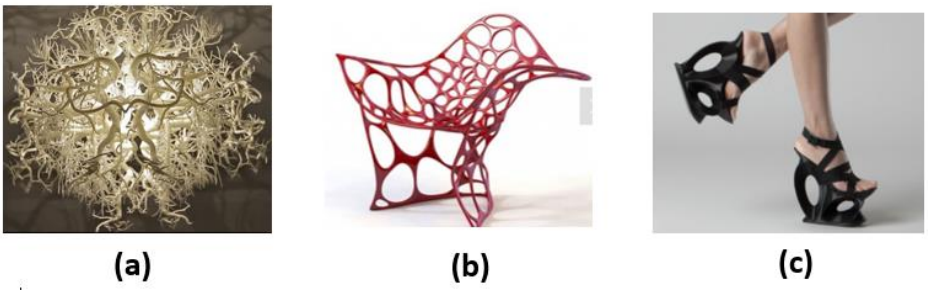
Malzeme çeşitliliği ele alındığında; eklemeli imalat teknolojilerinde çok geniş bir aralıkta polimer, seramik, metal ve kompozit malzemelerin kullanımı söz konusudur [166]. Ayrıca kağıt, ahşap, suni mantar, köpük ve kauçuk gibi organik malzemelerin de işlenebildiği yöntemler (örn. levha laminasyon), döküm uygulamaları için kum kalıp ve maçaların üretilebildiği yöntemler, kil ve çimento kullanılarak büyük yapıların üretildiği sistemler, yenilebilir ürünlerin baskılarının gerçekleştirildiği sistemler, doku ve organların yazılabildiği biyo-yazıcılar gibi alışılmış dışı eklemeli imalat proseslerinin geliştirilmesiyle de eklemeli imalat teknolojilerinde kullanılan malzeme çeşitliliği muazzam bir genişliğe ulaşmıştır [167-170].

Bazı eklemeli imalat proseslerinde tam renkli parçalar üretilebilmektedir (Şekil 3.7). Renklendirme işlemleri; hammaddelere renk eklenmesiyle (kağıt veya toz üzerine mürekkep püskürtme gibi), modelin farklı bölgelerinde farklı hammaddelerin kullanılmasıyla veya tek bir hammaddede (reçine gibi) pigmentlerin farklı seviyelerde enerjilerle uyarılmasıyla gerçekleştirilmektedir [171,172]. Parçaların renkli üretilmesi, boyama ve dekoratif işlemler gibi aşamaları ortadan kaldırmakta ve özellikle model geliştirmede eğitimsel amaçlı (örneğin bir doku içerisinde farklı renkte gösterilen tümör ve diğer organik kısımlar) olarak, modelin anlaşılırlığını kolaylaştırmaktadır [173].



Şekil 3.7 Tam renkli 3B model örnekleri; (a) Stratasys Objet Connex3 makinesiyle üretilmiş bisiklet kaskı [174], (b) cerrahi planlama amaçlı üretilmiş insan karaciğeri modeli [175]

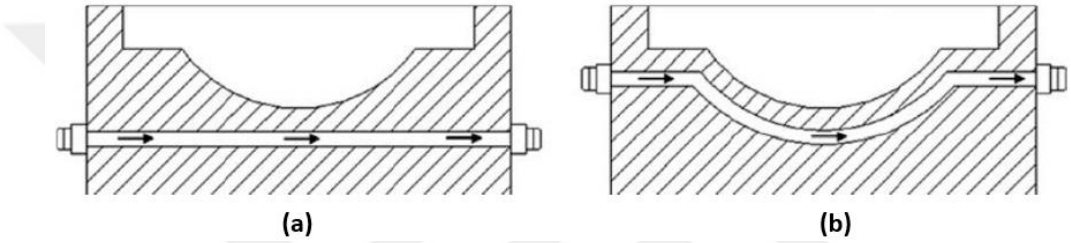
Özgün, ilgi çekici geometrik formların üretilebilmesi imkanı sayesinde eklemeli imalat; endüstriyel tasarımcılar ve sanatçılar tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır (Şekil 3.8). Örneğin; mücevherat sektöründe doğrudan imalat ve/veya hassas döküm için paternlerin oluşturulmasında yaygın olarak eklemeli imalat sistemleri kullanılmaktadır [176,177]. Ayrıca iç mekan tasarımlarında aydınlatma aksesuarları, kahve sehpaları, kitaplık parçaları gibi dekoratif ürünlerde; ayakkabı, cüzdan, kişisel aksesuarlar gibi giyim ve moda sektörlerinde eklemeli imalatla üretilmiş birçok parça bulunmaktadır [178,179].



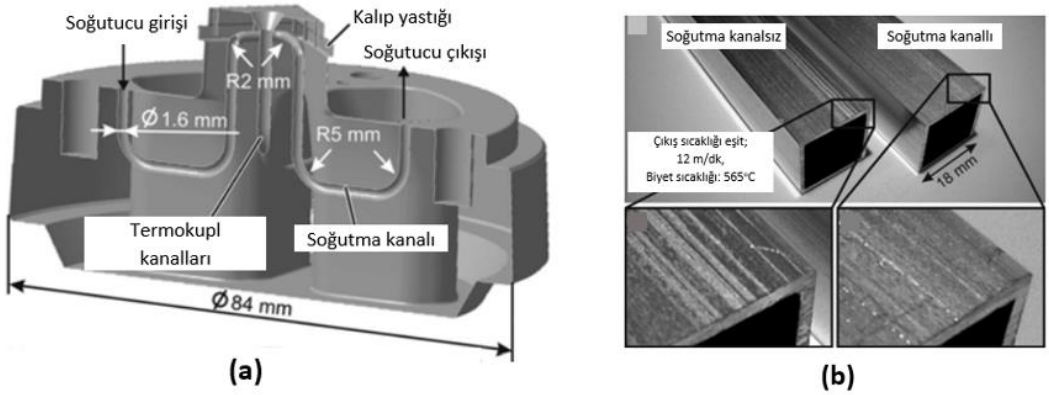
Şekil 3.8 Dekorasyon ve moda uygulamalarına ait tasarım örnekleri; (a) Hilden ve Diaz tarafından DLP ile üretilmiş lamba tasarımı, (b) Olivero Tasarım tarafından FDM ile üretilmiş sandalye tasarımı, (c) CubePro MJ cihazıyla üretilmiş ayakkabı tasarımı [180-182]

Eklemeli imalat, işlevselliğin artırılması ve performansın geliştirilmesi için gerek duyulan karmaşık iç bağlantılı yapıların üretilebilmesine imkan sağlamaktadır. Örneğin; endüstriyel robotlar için entegre hava kanalları ve kablo kanalları, entegre aktüatörler ve üniversal tutucular için dirsekler, akustik sönümleme cihazları için

karmaşık iç kanallar, cerrahi cihazlar için dahili mikro kanatlar gibi çeşitli uygulamalarda eklemeli imalat teknolojilerinin tasarım özgürlüklerinden faydalanılmaktadır [183-187]. Tasarım özgürlüğüne bağlı olarak eklemeli imalatın belki de en yaygın kullanım alanı, konformal soğutma uygulamalarıdır. Konformal soğutma kanalları sayesinde kalıplama teçhizatının ömrü uzatılarak, uygun soğutma sayesinde proses verimliliği ve kalitesi artmaktadır (Şekil 3.9 ve Şekil 3.10). Endüstriyel enjeksiyon kalıplama uygulamaları üzerine yapılan çalışmalarda da yalın sürenin kısaldığı, üniform sıcaklık dağılımının elde edildiği, çevrim sürelerinin kısaldığı, korozyon davranışının azaldığı, bakım periyotlarının seyrekleştiği ve maliyetlerin ciddi oranda düştüğü belirtilmektedir [188-190].



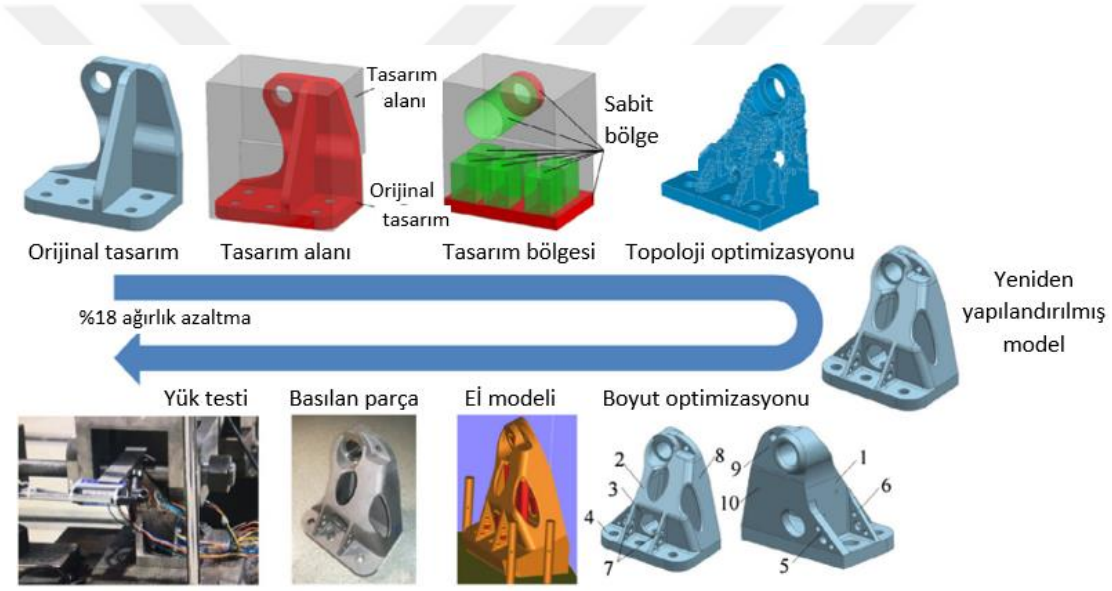
Şekil 3.9 Soğutma kanallarının şematik gösterimi; (a) konvansiyonel soğutma kanalları, (b) konformal soğutma kanalları [191]



Şekil 3.10 SLM ile 1.2709 sıcak iş takım çeliğinden kalıp üretimi; (a) konformal soğutma kanallı kalıp, (b) soğutma kanalı bulunan ve bulunmayan iki aynı kalıp için profilin yüzey kusurları [188]

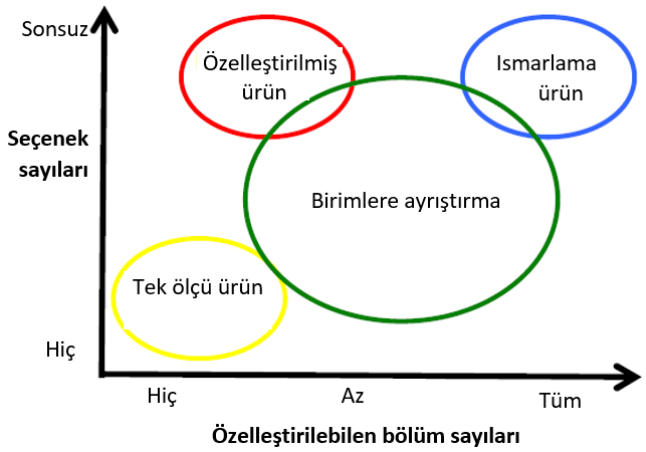
Eklemeli imalatta makro-yapısal topoloji optimizasyonları gerçekleştirilebilmektedir [194]. Topoloji optimizasyonları, malzemenin arzu edilen işlevselliği (rijitlik gibi) açısından verilen yük setlerinin ve sınırlarının, minimum malzeme kullanımıyla birlikte üniform gerilim dağılımı gibi kritik

değerlerin göz önünde bulundurularak gerçekleştirildiği, parçanın belirli bir alan içerisinde nereye konumlandırılacağı gibi tanımlamaları içeren bir matematiksel yaklaşım bütünüdür. Makro-yapı topoloji optimizasyonunda; yapının tek çeşit homojen bir malzemeden oluştuğu kabul edilmektedir. Genellikle yapısal alanlarda uygulansa da; termal ve yapısal serbestlik dereceleri gibi daha çok fizik prensibinin bir arada incelendiği çalışmalar da literatürde mevcuttur. Makro-yapısal topoloji optimizasyonu özellikle, parça ağırlığının azaltılmasıyla birlikte önemli derecede enerji tasarruflarının sağlanabildiği havacılık ve otomotiv endüstrilerinde yaygın olarak kullanılmaktadır [193-196]. Şekil 3.11'de topoloji optimizasyonuna dair bir çalışma örneği gösterilmiştir [193].



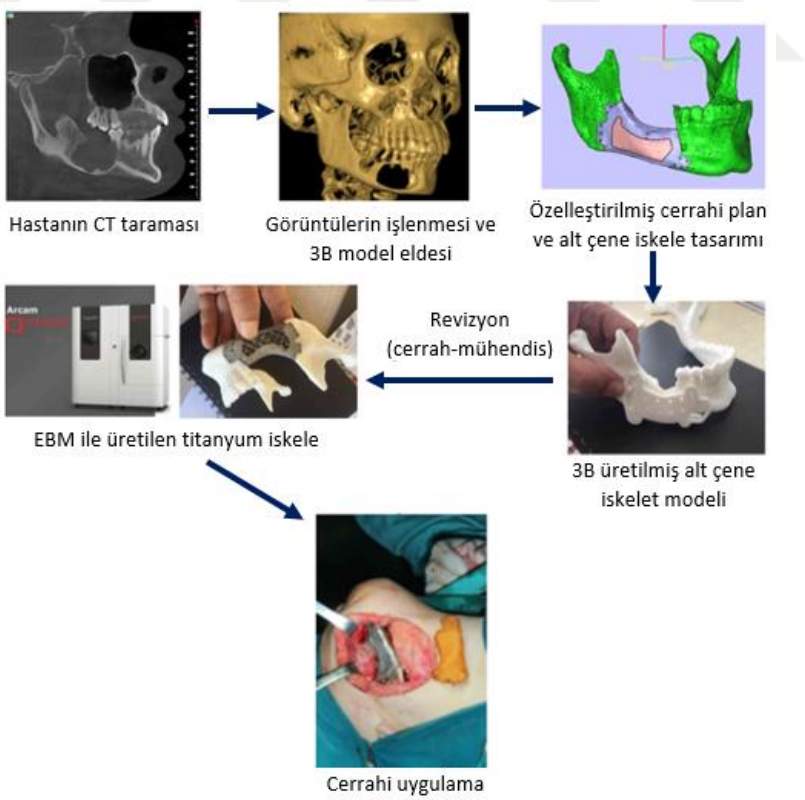
Şekil 3.11 Topoloji optimizasyonuyla ağırlığı azaltılarak SLM ile üretilmiş bir braket [193]

Eklemeli imalatın direkt dijital akışı ve serbest form geometri kabiliyeti birleştirilerek her dereceden özelleştirilebilir parçaların imalatı gerçekleştirilebilmektedir. Bu durum; kişi veya nesnelere özgü, özel geometrilerde parçaların imalatına ve çeşitli varyasyon setlerinin tanımlanmasıyla birlikte seri imalat özel parçaların elde edilebilirliğine olanak sağlamaktadır. Şekil 3.12'de özelleştirme türlerine dair özet grafik verilmiştir [197].



Şekil 3.12 Özelleştirme türleri [197]

Özellikle medikal ve dental endüstrilerinde eklemeli imalat; işitme cihazları, dental köprü ve taçlar, implantlar, takma diş ve damaklar, yumuşak ve sert dokular için biyomedikal implantlar, pimler, ortotikler ve daha birçok "kişiye özel" olarak geliştirilmiş parçaların imalatında yaygın olarak kullanılmaktadır (Şekil 3.13) [198,201].



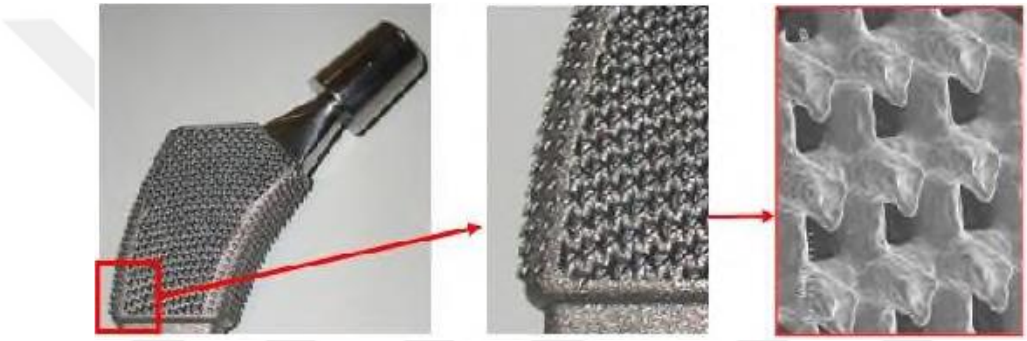
Şekil 3.13 Eklemeli imalatla üretilmiş, özelleştirilmiş alt çene iskelesi [202]

3.3.2.2 Malzeme Seviyesinde Mikro-Nano Ölçekli Tasarım İmkanları

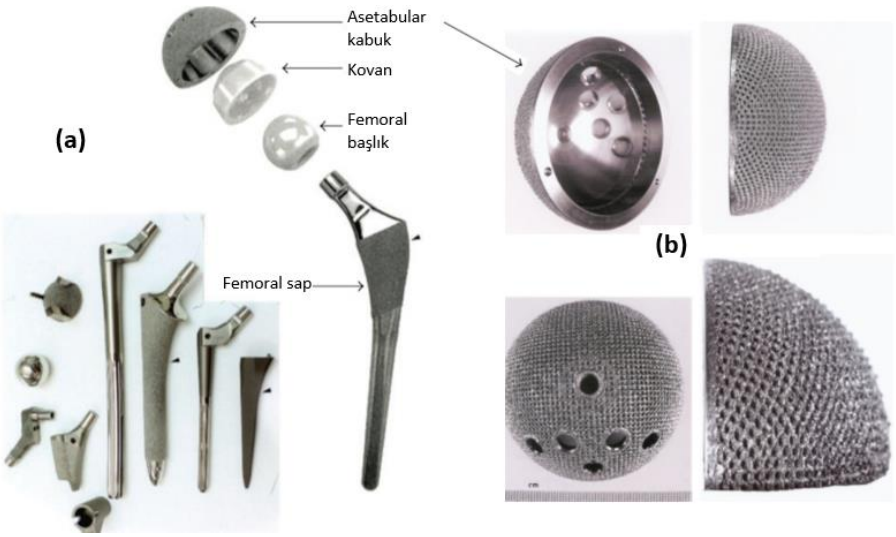
Eklemeli imalat, tasarımcılara; malzemelerin düzenlenmesi ve bir arada kullanılmasıyla birlikte mikro, nano ve mezo-yapılarda yeni özelliklere, geometrilere ve işlevlere sahip parçaların üretilmesi imkanı sağlamaktadır. Ayrıca eklemeli imalatın malzeme biriktirme ve geometri oluşturma işlemlerini eş zamanlı olarak gerçekleştirmesi, özel alaşımların ve kompozit yapıların elde edilebilmesine olanak sağlamaktadır. Örneğin; toz kullanımlı sistemlerde çeşitli tozlar karıştırılarak alternatif bağlayıcıların kullanılmasıyla standart, tek çeşit hammadde kullanımının dışına çıkılabilmektedir [203]. Bununla birlikte mekanik dayanımın artırılması, termal genleşme katsayısının değiştirilmesi, elektriksel olarak ayarlanabilir rijitliğe sahip kompozit yapıda yeni malzeme çeşitlerinin geliştirilmesi gibi çeşitli çalışmalar literatürde mevcuttur [204,205]. Benzer şekilde porozite, mikroyapı ve malzeme özellikleri gibi malzeme biliminin çalışma alanı olan konularda metal, seramik, polimer ve kompozit malzemelerin kullanılmasıyla proses parametrelerine bağlı olarak farklı davranışlarda malzemelerle eklemeli imalat sistemleri kullanılarak çalışılabilmektedir [206].

Malzeme özelliklerini kontrol edebilmek için her katman oluşumundan sonra çeşitli son işlemler uygulanabilmektedir. Örneğin; seçici lazer erozyonu ve/veya lazerle yeniden ergitme gibi ek işlemlerle, SLM ile üretilmiş parçaların yoğunlukları artırılarak, yüzey pürüzlülüğü azaltılabilmektedir [207]. Martina ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; SLM ile üretilmiş Ti-6Al-4V parçalara merdane geçişli soğuk düzleştirme işlemi uygulandığında tekstürsüz, eş eksenli mikroyapılar elde edilmiş, dövme ile üretilen parçalara kıyasla benzer çekme dayanımında ve %13'e kadar daha yüksek sünekliklerde mekanik özelliklerin elde edildiği kaydedilmiştir [208]. Benzer şekilde, Gu ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; tel-ark eklemeli imalat (WAAM) yöntemiyle üretilen alüminyum alaşımı parçalara soğuk merdane geçişleri uygulanarak porozitenin önemli ölçüde azaltıldığı, artık gerilmelerin daha üniform dağıldığı ve mekanik dayanımın arttığı raporlanmıştır [209]. Mekanik işlemler dışında, eklemeli imalat ile üretilen özellikle metal alaşım parçalara çeşitli ısıl işlemlerin uygulanmasıyla birlikte içyapı değişimlerine bağlı olarak, üretilen parçaların mekanik özellikleri iyileştirilebilmektedir [210-212].

Mikro veya nano ölçekli çözünürlükteki eklemeli imalat prosesleri kullanılarak özelleştirilmiş yüzeyler ve poroziteler elde edilebilmektedir. Günümüzde poröz kaplamalarla kıyaslandığında en yaygın uygulama; biyomedikal implantların gelişmiş fiksasyonu ve osseointegrasyonudur [213]. Örneğin; kalça protezi yapılacak hastalardaki kemik kusurlarının giderilmesinde yaygın olarak eklemeli imalatla üretilmiş poröz asetabular destekleyiciler kullanılmaktadır (Şekil 3.14 ve Şekil 3.15). Eklemeli imalatın gelişmiş geometri serbestliği ve imkanı sayesinde daha fazla medikal sabitleyici parçalar artık geleneksel yöntemlerden ziyade eklemeli imalat sistemleriyle üretilmektedir [214,215].

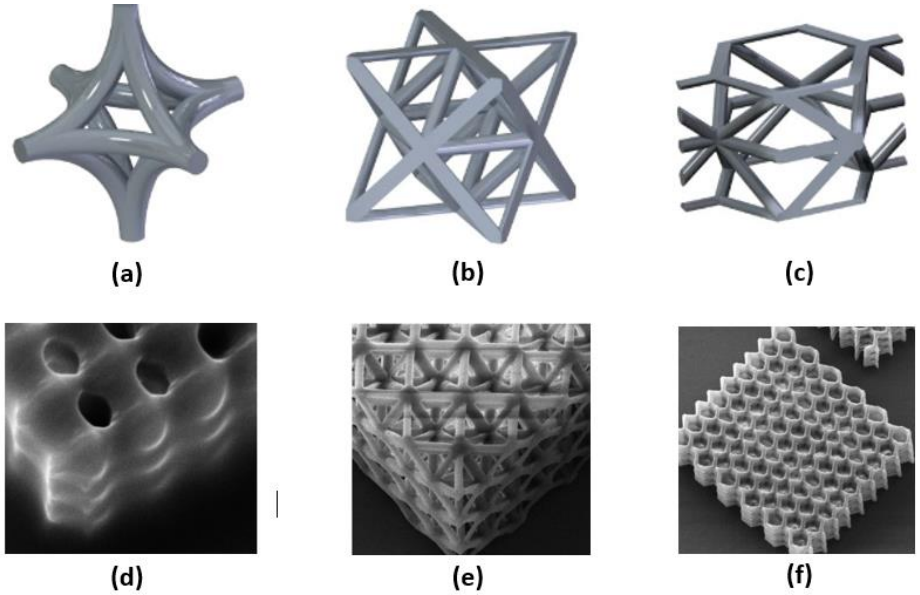


Şekil 3.14 Primer fiksasyonun geliştirilmesi hedeflenerek DMLS ile üretilmiş kalça implantı [215]



Şekil 3.15 Kalça kemiği implantları; (a) ticari implantlar, (b) EBM ile üretilmiş Ti-6Al-4V asetabular kabuk [214]

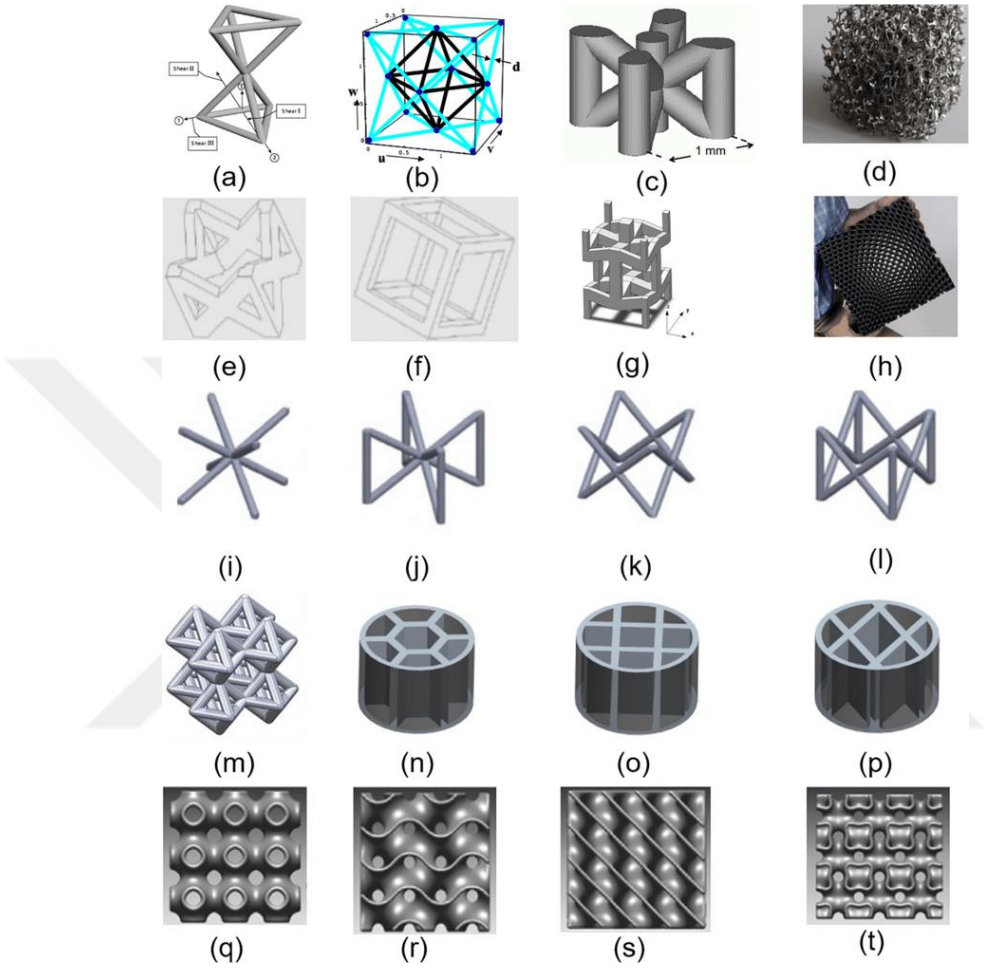
Eklemeli imalatla, özgün mekanik, termal, biyolojik ve optik özelliklerde üç boyutlu kafes ve kiriş yapıları üretilebilmektedir (Şekil 3.16). Buna örnek olarak; yüksek rijitliğe ve düşük ağırlığa sahip kafeslerin veya fotonik kristallerin eklemeli imalatı verilebilir. Sandviç yapılarda kafes ve kirişler bir arada kullanılabilmekte veya harici yüzeylerin hizalanmasıyla dayanımın artırılmasında bu kafeslerden faydalanılabilmektedir [216,217].



Şekil 3.16 Çoklu-foton-stereolitografi ile üretilmiş mikro-kristal kafes yapıları; (a) lineer olmayan bindirme hücresi, (b) oktet hücre, (c) hekzagonal hücre, (d) lineer olmayan bindirme kafes yapısı, (e) oktet kafes yapısı, (f) hekzagonal kafes yapısı [218]

Hücresel yapılar, birim hücrenin şekli ve hacim kesrinin belirlenmesini takiben, çoğaltılmasıyla elde edilmektedir. Çoğaltılıp dizilen birim hücrelerin boyutları, şekli, yönlenmesi ve sınır koşulları; parçanın porozitesini, mekanik özelliklerini, deformasyon ve kırılma mekanizmalarını doğrudan etkilemektedir. Bu yüzden birim hücrenin yapısı, istenen özelliklerin karşılanabilmesi için ideal olarak seçilmeli veya tasarlanmalıdır [219,220]. Biyomedikal mühendislikte; hücre tutunması ve ilerlemesi, besinlerin ve metabolik atıkların iletimi, biyo-uyumluluk, biyo-çözünürlük, biyo-bozunurluk ve biyomekanik özellikler gibi kriterler göz önünde bulundurularak kafes yapıları optimize edilmektedir [221]. Orta ve küçük ölçekli hücresel yapıların optimizasyonunda genellikle topoloji optimizasyonundan faydalanılmaktadır. Ancak uygulanan topoloji optimizasyonunun periyodik tekrar,

homojenizasyon problemleri gibi kıstasların göz önünde bulundurularak gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Standart olarak kullanılan kafes yapılarında belirli bir şekil ve hacim sınırlaması bulunmamaktadır (Şekil 3.17) [222,223].



Şekil 3.17 Eklemeli imalatta yaygın olarak kullanılan kafes çeşitleri; (a) Kagome, (b) sekiz kiriş, (c) MS1 kafes, (d) stokastik köpük, (e) dikme dokuma, (f) kare kolineer/kübik, (g) girintili öksetik, (h) uzaysal varyanlı kafes, (i) hacim merkezli kübik, (j) düşey dirsekli hacim merkezli kübik, (k) yüzey merkezli kübik, (l) düşey dirsekli yüzey merkezli kübik, (m) oktahedron, (n) bal peteği, (o) kare, (p) elmas, (q) P-tipi TPMS, (r) giroidal TPMS, (s) D-tipi TPMS, (t) I-WP-tipi TPMS [223]

Bazı eklemeli imalat proseslerinde birden fazla malzeme bir arada kullanılarak, parça imalatı gerçekleştirilebilmektedir [224]. Bu işlem genellikle farklı hammaddelerin kullanılmasıyla veya takviye elemanlarla kompozitleştirilmiş malzemelerin kullanılmasıyla gerçekleştirilmektedir. Çoklu-malzemeli eklemeli imalat yöntemleriyle bilek atelleri, entegre elektronikler ve daha birçok uygulama

alanında parçaların üretimi gerçekleştirilebilmektedir [225,226]. Literatürde daha çok "çoklu-malzemeli eklemeli imalat" (MM-AM) olarak ifade edilen sistemlere ait bazı örnek çalışmalar Tablo 3.2'de gösterilmiştir [227].

Tablo 3.2 MM-AM kompozisyon örnekleri ve bazı özellikler [227-243]

Kompozisyon	**Yöntem**	**Özellikler (↑: artış, -: etki yok, ↓: azalma)**	**Ref.**
Polimer Esaslı			
ABS + karbon fiber (CF)	FDM	↑↑ Çekme dayanımı, - porozite	[228]
ABS + Fe/Cu	FDM	↑ Termal iletkenlik, ↓ çekme dayanımı	[229]
PCL + TCP	FDM	↑ Osteo-iletkenlik, ↑ biyo-aktivite	[227]
PLA + CF	FDM	↑ Eğme dayanımı	[230]
Metal- Seramik			
16NCD13 + TiC	LC	↑ Sertlik, ↓ yüzey kusurları	[231]
AZ91D + Al + SiC	LC	↓ Aşınma dayanımı, ↑ sertlik, ↑ dendritik mikroyapı	[232]
CpTi + Zr	LENS	↓ Aşınma dayanımı, ↑ hücre tutunması, ↑ sertlik	[233]
SS316 + Al_2O_3	LENS	↑ Sertlik, ↓↓ porozite	[234]
SS316 + BN	LENS	↑ Sertlik, ↑ aşınma dayanımı	[235]
SS316 + YS-Zr	LENS	↑↑Sertlik, ↑↑ mikron seviyesinde malzeme kontrolü	[236]
Ti6Al4V + TiC	LMD	↑ Sertlik, ↑ UTS	[237]

Tablo 3.2 MM-AM kompozisyon örnekleri ve bazı özellikler [227-243] (devamı)

Metal-Metal			
Cp-Ti + Ti-Ni-Si	LC	↑↑Sertlik, ↑↑ aşınma dayanımı	[238]
IN718 + Cu	LENS	↑ Termal iletkenlik, ↑ termal difüzyon katsayısı	[239]
IN718 + Ti6Al4V	LENS	↑ İşlevsellik, ↑ koherent bimetalik yapı	
SS316 + Ti64+ NiCr	LENS	↑ NiTi ve Cr_2Ti fazı	[240]
Ti64 + Ti + Al	DMD	↑Sertlik, ↑yüzey kalitesi, ↑çatlak	[241]
304L + IN625	LMD	↑ Koherent bimetalik yapı, ↓çatlama davranışı	[242]
Ti64 + Nb	LMD	↑Termal performans	[243]

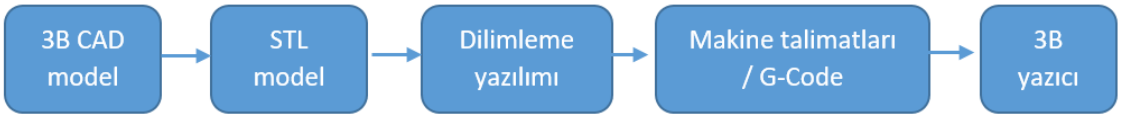
3.4 Eklemeli İmalatta Yazılım

Eklemeli imalatla parça ve bileşenlerin üretimi, üç boyutlu modeli temsil eden talimat setlerinin bir bilgisayardan, bir arayüz vasıtasıyla eklemeli imalat sistemine gönderilmesiyle gerçekleştirilmektedir. Bu "standart" arayüz, üç boyutlu modele ait bilgisayar destekli tasarım (CAD) verisini, eklemeli imalat makinesinin anlayabileceği formata çevirmektedir [244].

3.4.1 Üç Boyutlu Model Temsilleri

Eklemeli imalatla üretilen tüm parçaların tasarımsal kökeni, CAD sistemlerinden veya 3B tarayıcılardan elde edilmiş modellere dayanmaktadır. Yani modelin sanal ortamda geometrik verilerinin bulunmadığı durumda, eklemeli imalattan söz etmek mümkün olmayacaktır. SolidWorks [245], PTC Creo [246], Siemens NX [247], vb. gibi bir CAD programına aktarılan veya doğrudan CAD programında çizilen modelin,

imalat makinesinin işlem yapabileceği çeşitli dosya formatlarına dönüştürülmesi gerekmektedir. Bu dosya formatı çoğunlukla, kullanılan eklemeli imalat sisteminin çeşidine göre belirlenmektedir. Günümüzde 3B model yazılım çıkışında aktif olarak kullanılan 90'dan fazla dosya formatı bulunmaktadır [248]. Bu formatlar, genellikle üretici firmaların geliştirmiş olduğu kendi CAD yazılımları için geliştirilen, tescilli formatlardır. Yine de, günümüzde yaygın olarak kullanılan ve birçok CAD platformu tarafından rahatlıkla okunabilen bir takım genel kabul görmüş formatlar bulunmaktadır. Popüler formatlar arasında STL (stereolitografi), IGES (başlangıç grafik değişim spesifikasyonu), STEP (standartlaştırılmış grafik değişim formatı), OBJ (obje dosyası), VRML (sanal gerçeklik modelleme dili), NURBS (üniform-olmayan rasyonel kök dil) gibi formatlar örnek olarak verilebilir [249,250]. Her bir formatın kendisine has bir takım avantajlara ve dezavantajlara sahip olmasına bağlı olarak, bazı dosya formatları diğerlerine kıyasla kendisine daha geniş kullanım alanı bulabilmiştir.



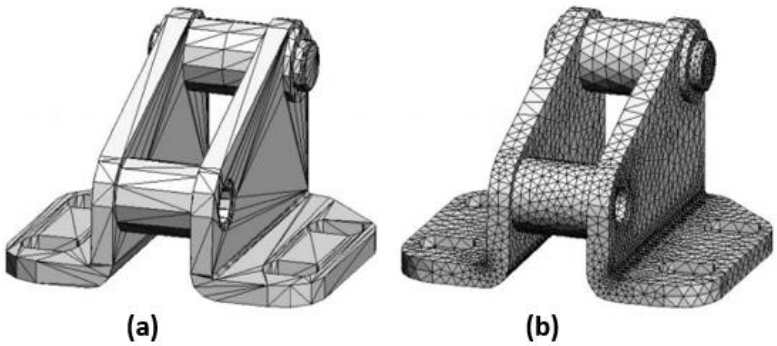
Şekil 3.18 Üç boyutlu sanal modelden, yazdırılan parçaya kadar işlem akışı [251]

Eklemeli imalat dosya formatları, 3B dosya formatlarının alt kümesi olarak düşünülebilir. Teorik olarak tüm 3B dosya formatlarının eklemeli imalatta kullanılabileceği düşünülse de yalnızca birkaç tane dosya formatı yaygın olarak tercih edilmektedir. Eklemeli imalat dosyası, CAD modelinden imalat sistemine bilgi taşıyıcısı görevindedir (Şekil 3.18). Dosya formatının hangi bilgileri taşıyabildiği, imalatı doğrudan etkilemektedir [252].

3.4.1.1 STL Formatı

Üç boyutlu baskı ve eklemeli imalat teknolojileri içerisinde geliştirilen ilk ortak dosya formatı olan STL dosyaları, CAD modelin yaklaşık gösteriminden türetilen faseta modelidir. Üçgensel birçok faseta içeren yüzey ağlarından (mesh) meydana gelmekte olup, her bir üçgen fasetanın x, y, z koordinatlarında tanımlanmasıyla elde edilmektedir. Fasetalar, üç nokta ve noktaların birleşmesiyle oluşan düzleme ait bir

normal vektöründen oluşmaktadır. STL kısaltması, Chuck Hull tarafından geliştirilen ilk 3B yazıcı çeşidi olan STereoLitografi yönteminden gelmekle birlikte çeşitli kaynaklarda "standart üçgensel dil" anlamında "Standart Triangle Language" şeklinde de ifade edilebilmektedir [253]. STL dosyaları en basit açık-kaynak dosya formatlarından olmakla birlikte ASCII (daha büyük dosya boyutu, okunabilir metin bilgisi) veya ikili sistem (binary) kodlamalarının ikisini de desteklemektedir [254]. STL dosyalarında modele dair yalnızca geometrik bilgiler barındırılabilmektedir. Malzeme özellikleri, renk, doku gibi özelliklere dair bilgiler bulunmamaktadır. STL dosyasının boyutu, üçgen faseta sayılarına bağlıdır. Model ne kadar fazla üçgenle tanımlanmışsa, dosya boyutu da o kadar büyük olmaktadır (Şekil 3.19). Çeşitli malzemelerin bir arada kullanıldığı sistemlerin geliştirilmesine kadar, STL dosyaları üç boyutlu nesnelerin yüzeye bağlı hacimsel tanımlamalarında yeterliyken; günümüzde geliştirilen birden fazla malzeme ve/veya renk kullanılarak tek seferde üretilen parçaların imalatında ve çoklu-malzeme yazıcılarda kullanışsız duruma gelmiştir [255].



Şekil 3.19 STL model; (a) kaba örgü, (b) yeniden düzenlenmiş ince örgü [256]

STL dosya formatının kolay anlaşılabilir ve genel geçerliliğe sahip olmasının yanı sıra bir dizi dezavantajı bulunmaktadır. Bu dezavantajlar içerisinde; STL dosyasının imalatla ilgisi olmayan gereksiz miktarda fazlalık bilgi barındırması, yavaş ve hata eğilimli olması, geometri kapalılığına dair kontrol mekanizmasının çok az olması veya hiç olmaması, renk ve doku gibi özelliklere ait bilgilerin depolanamaması, local ölçeklendirme bilgisine sahip olmaması örnek olarak verilebilir [257,271]. STL 3B yazıcı dosya formatının önemli bir avantajı ise indirilebilir model veri tabanlarının ve destekleyici yazılımların genişliğidir [258,259].

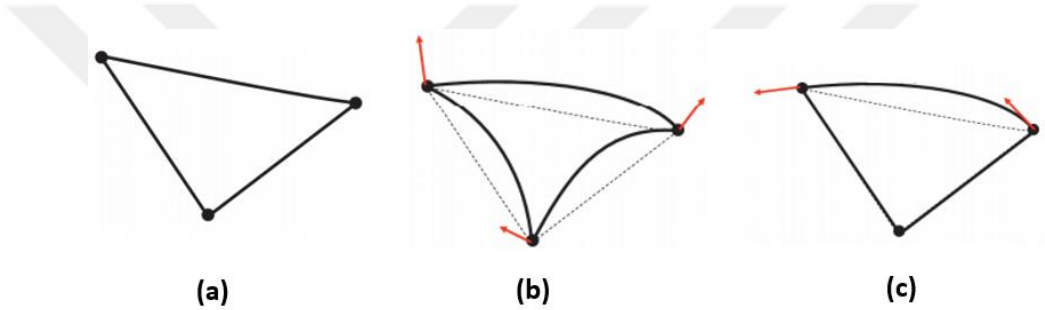
3.4.1.2 OBJ Formatı

Wavefront Technologies tarafından Advanced Visualizer uygulaması için geliştirilen OBJ dosya formatı, hem noktalar, çizgiler, tekstür dikleri, yüzeylerden oluşan poligonal geometrileri, hem de serbest form (eğriler ve yüzeyler) geometrileri bir arada desteklemektedir [260,261]. STL formatından sonra en yaygın olarak kullanılan OBJ dosya formatı, özellikle çok renkli parçaların imalatının gerçekleştirileceği eklemeli imalat sistemlerinde tercih edilmektedir. OBJ, tek 3B grafik formatı değildir, aynı çalışma prensibine sahip FBX, COLLADA gibi 3B formatları da sektörde yaygın olarak kullanılmaktadır. FBX ve COLLADA gibi formatlara göre OBJ formatları; açık kaynaklı lisansı ve basitliği gibi avantajları sayesinde önce çıkmaktadır [262]. OBJ dosya formatları hem ikili sistem (binary) hem de ASCII (okunabilir metin) kodlamalarını desteklemekte ve 3B modele ait geometrik bilgilerin yanında renk, malzeme ve doku özelliklerine ait bilgileri de içerebilmektedir. STL sistemlerinde yapılan üçgen fasetalarla parselleme prensibine benzer şekilde OBJ dosyalarında çeşitli poligonlarla yüzey parselleme işlemleri gerçekleştirilebilmektedir. Kullanılan tanımlayıcı poligonların boyutları, dosya boyutunu ve parça hassasiyetini etkilemektedir. Bununla birlikte OBJ formatlarının bir diğer önemli avantajı; serbest form eğrileri ve buna bağlı olarak serbest form yüzeyleri desteklemesidir [263].

3.4.1.3 AMF Formatı

2009 yılında ASTM F42 Eklemeli İmalat Komitesi tarafından STL uzantılı dosyaların yerini alabilecek yeni bir format üzerine çalışmalar yürütülmeye başlanmıştır. O dönem içerisinde "STL 2.0" ismiyle anılan AMF (*Additive Manufacturing File)* formatı, PDF formatına benzer şekilde, tek bir dosya içerisinde modele ait birçok bilginin yer alabilmesinin amaçlanmasıyla geliştirilmiştir. Bu sayede; eklemeli imalat sistemine sahip kullanıcılar tarafından, yalnızca arzu edilen bilgiler kullanılarak imalat pratikliği ve doğruluğu elde edilebilmektedir. Buna bağlı olarak AMF formatına ait ilk iterasyon 2011 yılında ASTM F42'ye ait alt komite F42.04 tarafından geliştirilmiş ve 2013 yılında ISO ile ortak karar doğrultusunda ISO / ASTM52915 kodlu standart spesifikasyon yayınlanmıştır [264]. AMF dosya formatı, XML (kolay okunabilir işletme dili) esaslı, açık kaynak bir dosya formatıdır ve nesne,

malzeme, tekstür, kümeleşim ve meta-veri olmak üzere beş temel bilgi setine sahiptir. Bu sayede modelin şekli, kompozisyonu, rengi, dokusu ve geometrisi hakkında bilgiler tek dosya içerisinde barındırılabilmektedir. Ayrıca birden fazla farklı malzemenin ve parçanın, tek seferde platformda değerlendirilebilmesi imkanı yani kümeleşim değerlendirmesi özelliğine sahiptir [265]. AMF formatında nesne yüzeyleri, STL formatına benzer şekilde üçgen fasetalarla tanımlanmaktadır. Bu fasetaların STL formatındaki fasetalardan en önemli farkı; düzlemsel üçgenlerin yanı sıra eğrili üçgenlerin dairesel yüzeylere uygulanabilmesidir (Şekil 3.20). Eğrisel üçgenler kullanılarak dairesel yüzeyler, çok fazla üçgen oluşturulmasına gerek duyulmadan tanımlanabilmektedir. Bu da dosya boyutunun çok fazla artırılmadan, aynı hassasiyetlerin elde edilebilmesi anlamına gelmektedir [266].



Şekil 3.20 Üçgen faseta yamaları; (a) düz üçgen, (b) köşe normalleri kullanılarak eğrileştirilmiş üçgen, (c) kenar teğetleri kullanılarak eğrileştirilmiş üçgen [264]

AMF formatı, STL formatına göre her yönden daha üstün özelliklere sahip olsa da eklemeli imalat endüstrisi içerisinde kendisine yer bulamamıştır. Dassault Systems, Autodesk ve Stratasys gibi yalnızca birkaç büyük firma, eklemeli imalat sistemleri içerisine AMF dosya formatını adapte etmiştir. Bunun sebebi olarak ISO ve ASTM'nin piyasadaki kilit öneme sahip eklemeli imalat firmalarıyla iş birliği içerisinde olmadan, resmi bir standart yayınlamış olması düşünülmektedir [272].

3.4.1.4 3MF Formatı

"Üç Boyutlu İmalat Formatı" (3MF), 2015 yılında 3MF Konsorsiyumu tarafından geliştirilen açık-kaynaklı bir dosya formatıdır [267]. AMF formatında karşılaşılan adaptasyon problemine karşı geliştirilen 3MF formatı, Microsoft'un önderliğinde ASTM'nin aksine piyasadaki en büyük pazara sahip üç boyutlu yazıcı firmalarıyla koordineli bir şekilde çalışmanın ürünü olarak ortaya çıkmıştır [273].

Konsorsiyumun kurucu üyeleri içerisinde üç boyutlu teknoloji alanında lider konumdaki 3D Systems, Autodesk, Dassault Systems, FIT, HP, Materialise, Microsoft, Shapeways, Siemens, SLM Solutions, PTC, EOS, Stratasys, Ultimaker gibi büyük firmalar yer almaktadır [268,269]. 3MF formatı, AMF formatında olduğu gibi XML esaslı bir dosya formatıdır ve yüzeylerin tanımlanmasında üçgen fasetalardan faydalanılmaktadır. Ancak AMF formatında olduğu gibi eğrisel üçgen fasetaların kullanılmasına izin verilmemektedir. 3B model verilerinin yanında eklemeli imalat proses bilgilerinin de yer aldığı 3MF dosyalarında; bir tek dosya içerisinde tam renk bilgileri, tekstür desteği, parça verileri doğrultusunda alternatif destek yapıları, özel kafes yapı bilgileri, birden fazla malzeme kullanımı gibi özellikler bir arada bulunmaktadır. Yalnızca üç boyutlu nesnelerin tanımlanması için değil, özellikle eklemeli imalat uygulamaları için geliştirilen 3MF dosya formatının en önemli avantajı olarak yüksek adaptasyon kabiliyeti gösterilmektedir [270].

3.4.1.5 Üç Boyutlu Temsil Formatlarının Karşılaştırılması

Eklemeli imalat teknolojilerinde, önceki bölümde tanıtılmış olan STL, OBJ, AMF ve 3MF dosya formatlarının yanı sıra, X3D [274], JT [275], RPI [276], STH [277], CFL [278], SIF [279], SPF [280], PLY [281] gibi diğer üç boyutlu temsil formatları da yaygın olarak kullanılmaktadır [278]. Tablo 3.3 ve Tablo 3.4'te başlıca kullanılan 3B temsil formatlarının karşılaştırması verilmiştir.

Tablo 3.3 Üç boyutlu temsil formatlarının kapsam karşılaştırması [274-281]

Temsil	Geometri	Geometrik Ölçeklendirme ve Toleranslandırma	Pürüzlülük	Malzeme Bilgisi	Renk Bilgisi	Tekstür Bilgisi	Meta-veri
STL	Düz üçgenler	Yok	Yok	Yok	Yok	Yok	Yok
AMF	Düz veya eğrisel üçgenler	Tek değer	Yok	Çoklu	Çoklu	2B veya 3B harita	Var

Tablo 3.3 Üç boyutlu temsil formatlarının kapsam karşılaştırması [274-281] (devamı)

3MF formatı	Düz üçgenler	Yok	Yok	Çoklu	Çoklu	2B harita	Çeşitli
OBJ formatı	Poligon, eğri veya yüzey	Yok	Yok	Çoklu	Çoklu	2B harita	Var
X3D formatı	Poligon veya NURBS	Yok	Yok	Yok	Çoklu	Var	Var
JT formatı	Üçgen veya sınır gösterimi	Var	Var	Çoklu	Çoklu	Var	Var
RPI formatı	Faseta veya yapısal katı geometri	Yok	Yok	Yok	Yok	Yok	Yok
STH formatı	Düz üçgenler	Yok	Yok	Yok	Yok	Yok	Yok
CFL formatı	Düz poligonlar	Yok	Yok	Yok	Yok	Yok	Yok
SIF formatı	Düz poligonlar	Var	Var	Yok	Çoklu	Yok	Var
SPF formatı	Eğrisel Steiner yamaları	Var	Yok	Çoklu	Çoklu	2B veya 3B harita	Çeşitli
PLY formatı	Poligonlar	Yok	Yok	Çoklu	Çoklu	Var	Yok
SAT formatı	Sınır gösterimi	Yok	Yok	Yok	Çoklu	Yok	Yok

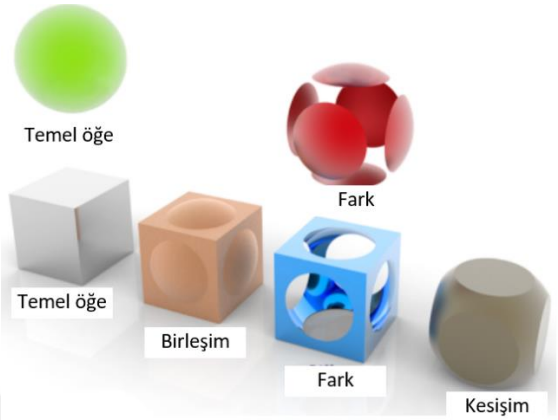
Tablo 3.4 Üç boyutlu temsil formatlarının beceri karşılaştırması [278]

Format ->	STL	AMF	3MF	OBJ	X3D	JT	RPI	STH	CFL	SIF	SPF	PLY	SAT
Hassasiyet	K	O	K	T	T	T	O	K	O	O	T	T	T
Aşırı bilgi kalabalığı	K	T	T	K	K	K	T	O	T	T	T	K	K
Tamir edilebilirlik	T	T	T	O	O	O	K	K	K	K	K	O	O
Uyumluluk	T	T	T	T	O	O	O	O	O	O	O	T	O
İncelenebilirlik	K	O	K	K	K	T	K	K	K	O	O	K	K
Uzatılabilirlik	K	T	T	O	O	O	T	K	K	T	T	O	O
Uyumluluk	T	T	T	O	O	O	T	T	O	T	T	O	O
Erişilebilirlik	T	T	T	T	T	T	K	K	K	K	K	K	K
Uygulama	T	T	T	T	K	K	K	O	O	K	K	O	O
*K: Kısıtlı, T: Tatmin edici, O: Orta													

Heterojen bölgelere sahip nesnelerin topolojik, geometrik ve matematiksel bilgilerinin temsili açısından kullanılan standart üç boyutlu temsil formatlarının yanı sıra multi-disipliner temsil çalışmaları literatürde mevcuttur. Dutta ve arkadaşları tarafından rapor edilen "manifoldsuz sınır temsili" (NM B-Rep) metodunda, heterojen nesneye ait malzeme bilgisi, öncelikle kompozisyon modellemesiyle elde edilmektedir. Daha sonrasında bir matematiksel model ve B-rep tanımlarının birleştirilmesiyle heterojen nesnenin sanal temsili elde edilebilmektedir. Yöntem, mevcut katı modelleme sistemleriyle aynı şematik yaklaşıma sahip olduğundan, kolay adapte edilebilir özelliktedir. Ayrıca yöntemde yalnızca kompozisyon üzerine odaklanılmış ancak mikro-yapısal özellikler üzerine bilgiler yerleştirilememiştir [282]. Kou ve arkadaşları tarafından tasarlanan "heterojen özellik ağacı" metodunda, katmanlı imal edilecek heterojen bölgelere sahip nesnelerin malzeme dağılımının yaklaşık tanımlanması amaçlanmış ve

malzeme çeşitliliğine bağlılık ilişkileri, hiyerarşik olarak organize edilerek çeşitli malzeme gradyanları, model içerisine bilgi olarak yerleştirilmiştir [283].

Katı modellemede yaygın olarak kullanılan "konstrüktif katı geometri" tekniğinde (Şekil 3.21), bir modelleyicinin daha basit nesneleri birleştirmek için Boole işleçlerini kullanarak karmaşık bir yüzey veya nesneler eldesi sağlanmaktadır [284].

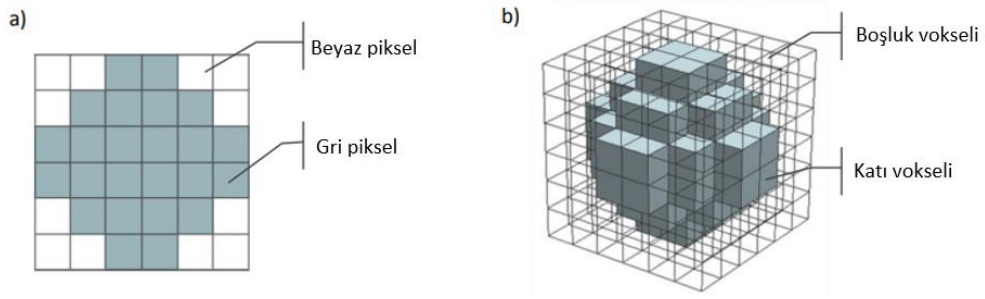


Şekil 3.21 Konstrüktif katı geometri (CSG) modellerinde kullanılan Boole operasyonları örneği [284]

CSG metodunun eklemeli imalatla tanıştırılması Panhalkar ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada raporlanmış ve sistematik ve/veya tekrarlı heterojen bölgelerin tanımlanmasında hem üç boyutlu model bilgileri Boole operasyonları ile birlikte, hem de eklemeli imalat verileri elde edilen CSG modeli ile birlikte temsil edilmiştir [285].

Eklemeli imalat teknolojilerinde sıkça karşılaşılan bir ifade olan "voksel" ifadesi; İngilizce *volume-pixel* kelimelerinin kısaltılması olup "hacim pikseli" anlamına gelmektedir. Voksel, bir noktayı üç boyutlu uzayda tanımlayan grafik bilgisi birimidir. Voksel esaslı modellemede (Şekil 3.22), küp şeklindeki birimler birleştirilerek katı nesneler elde edilmektedir [286]. B-rep, CSG, özellik ağacı gibi gelenekselleşmiş katı modelleme tekniklerine kıyasla voksel esaslı modellemenin basitlik, kesinlik ve özgün tanımlamalarla birlikte tüm geometriler için aynı karmaşıklığa sahip olma ve modele ait heterojenite, anizotropi gibi özelliklerin kolay analiz edilebilir biçimde temsil edilebilmesi gibi avantajları bulunmaktadır [287]. Chandru ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; katman kalınlığını belirleme, dilim oluşturma, yüzey özelliklerini tahmin etme gibi katmanlı imalatla

ilgili problemler incelenmiş ve voksel metoduna bağlı hızlı prototipleme için geometrik çalışma alanı ana hatlarıyla belirlenmiştir. Metodun getirdiği en büyük kısıtlama, parametrik yüzeylerin modellenmesinde yetersiz kalınması ve harici dış sınır hesaplamalarına ihtiyaç duyulmasıdır [288].



Şekil 3.22 Piksel- vokseli temsili; (a) 2B çemberin düşük çözünürlüklü piksel görünümü, (b) 3B kürenin düşük çözünürlüklü voksel görünümü [289]

3.4.2 İki Boyutlu Dilim Temsilleri

3.4.2.1 SLC Formatı

SLC formatı (.slc), eklemeli imalat için iki boyutlu dilim temsilinde kullanılan bir dosya formatıdır. Bazı eklemeli imalat firmaları (3D Systems, Stratasys, POGO, vb.) kendi tescilli dilim formatlarını geliştirmiş olsa da aslında hepsi SLC formatı olarak isimlendirilmektedir [290]. Bu SLC formatları, z eksenindeki tekrarlarda yükselen sıralı kesitleri içermektedir. Her bir kesitte katı model, iç ve dış sınırlarda sürekli çizgilerle tanımlanmaktadır. 3B CAD model, parsellenmiş 3B model ve tersine mühendislik kaynakları gibi çeşitli kaynaklardan gelen model verileri SLC, formatına kolay dönüştürülebilmektedir [278].

3.4.2.2 CLI Formatı

CLI formatı (.cli), Avrupa Toplulukları Komisyonu tarafından eklemeli imalat sistemleri için basit, anlaşılır, verimli ve net bir dilim formatı olması amaçlanarak 1994 yılında geliştirilmiştir. Formatta her katman; kalınlık, belirli sayıda iç/dış kontürler ve tarama (opsiyonel) özellikleriyle tanımlanmaktadır. Kontürler katı modele ait o katmandaki sınırları, taramalar da o katmandaki destek ve doldurma yapılarını belirtmektedir. Bir kontür, kapalı çevrimli sürekli çizgilerle; bir tarama

ise, başlangıcı ve bitiş noktası olmak üzere iki nokta arasındaki hareketle tanımlanmaktadır. CLI formatı imalat makinesinden bağımsız olmakla birlikte, kullanılacak eklemeli imalat makinesinin desteklediği herhangi bir formata çok kolay dönüştürülebilmektedir [291].

3.4.2.3 LEAF Formatı

LEAF formatı (.leaf) Dolenc ve Malela tarafından 1992 yılında geliştirilmiştir. Format, başlık bölümü ve geometri bölümü olmak üzere iki kısımdan meydana gelmektedir. Başlık bölümü, anahtar kelimelerin tanımı, makine özelinde veriler, matematiksel veriler, tarama ve destek yapılarını içeren teknolojik veriler gibi ön-işleme verilerini kodlamakta kullanılırken; geometri bölümü parça modelinin katman esaslı geometrisinin tanımlanmasında kullanılmaktadır. Her bir kontür, birbiriyle kesişmeyen sürekli çizgilerden meydana gelmektedir [292].

3.4.2.4 MAAMF Formatı

Çoklu-malzemeli eklemeli imalat formatı (.mamf), Zhang ve Joshi tarafından 2017 yılında, çoklu-malzeme kullanımlı eklemeli imalat sistemlerinde nesnelerin 2B dilim temsillerinin oluşturulması amacıyla geliştirilmiştir. Formatta, malzeme indisi ve malzeme geometri bölgelerinin kombinasyonu kullanılarak dilimli dosyaya çoklu-malzeme ithaf değerleri atanabilmektedir. Buna bağlı olarak CLI dosya formatının revizyonuyla, geniş aralıkta homojen ve heterojen malzemelerin temsili gerçekleştirilebilmektedir. Bu temsiller, fiziksel nesnenin üretimi için gereken takım yollarının (iz yolu) oluşturulmasında direkt olarak kullanılabilmektedir [293].

3.4.2.5 HP-GL Formatı

Hewlett-Packard Grafik Dili (HP-GL), HP tarafından geliştirilen bir yazıcı kontrol dilidir [294]. HP-GL formatı (.hpgl), bu dili esas almakta ve "HP-GL Çekirdeği" ismi verilen bir dizi talimat seti ve makine özelinde uzantılardan meydana gelmektedir. Çekirdek içerisindeki talimatlar düzen ve durum, vektör, poligon, çizgi ve doldurma atıfları, karakter gibi sınıflara ayrılmaktadır. Bu talimatlardan faydalanılarak, HP-GL formatı, eklemeli imalat teknolojilerinde iki boyutlu dilim kontürlerinin temsilinde

kullanılabilmektedir [271]. Tablo 3.5'te iki boyutlu dilim temsil formatlarının genel karşılaştırması verilmiştir [278].

Tablo 3.5 İki boyutlu dilim temsil formatlarının karşılaştırılması [278]

2D Dilim Temsili	.leaf	.slc	.cli	.hpgl	.mamf
İçerik	Dilim	Dilim	Dilim	Dilim	Dilim
Tür	Sürekli çizgi, dairesel yay	Sürekli çizgi	Sürekli çizgi	Sürekli çizgi	Sürekli çizgi
Hassasiyet	İyi	Orta	Orta	Orta	Orta
Uyumluluk	İyi	Orta	İyi	İyi	Sınırlı
Genişletilebilirlik	İyi	Orta	Orta	Orta	Orta
Erişilebilirlik	Sınırlı	Sınırlı	Sınırlı	Sınırlı	Sınırlı
Uygulama	İyi	İyi	İyi	İyi	Sınırlı

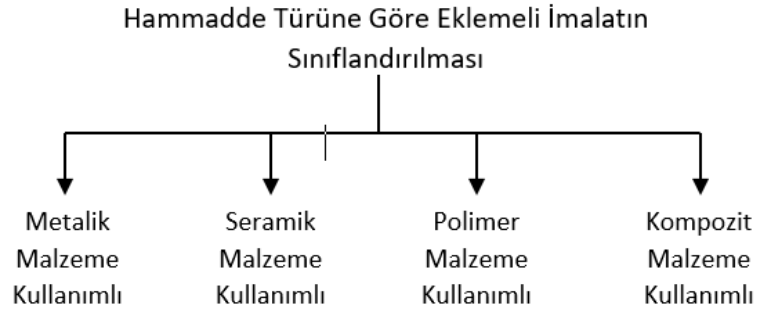
4
EKLEMELİ İMALATIN SINIFLANDIRILMASI

Eklemeli imalat teknolojilerinin sınıflandırılması birkaç şekilde yapılabilmektedir [295]. Genellikle prosesin temelde hangi teknolojiden faydalandığına (lazer, baskı, ekstrüzyon, vb.) bakılarak sınıflandırma yapılmasının yanında [296,297], kullanılan hammaddelerin türüne göre polimer, seramik, metalik [298-300] malzeme kullanımlı olmak üzere veya hammaddelerin fiziksel formuna göre katı, toz, sıvı şeklinde çeşitli sınıflandırmalar yapılabilmektedir [301]. Hammaddenin türü ve fiziksel formuna göre yapılan sınıflandırma metotlarında sıkça karşılaşılan problem, farklı imalat prensibine sahip bazı teknolojilerin bir arada değerlendirilmesi (lazer ile sinterlemenin gerçekleştirildiği toz yataklı SLS sisteminin, bağlayıcı püskürtme yöntemleriyle aynı grupta bulunması gibi) şeklindedir. Bu gibi sebeplere bağlı olarak tüm eklemeli imalat sistemlerini yalnızca kullanılan hammaddenin türüne veya fiziksel formuna göre sınıflandırmak, çeşitli karmaşıklıklara yol açabilmektedir [302].

4.1 Hammaddenin Türüne Göre Sınıflandırma

Eklemeli imalat da dahil olmak üzere tüm üretim proseslerinde, hammaddenin prosese uygun bir şekilde olması gerekmektedir (toz, levha, kablo, sıvı, vb.). Örneğin hazne fotopolimerizasyonunda (VP) ve fotopolimer esaslı malzeme püskürtme (MJ) yöntemlerinde; hammaddenin uygun radyasyona maruz kaldığında çapraz bağ oluşturacak sıvı termoset plastik malzemelerden seçilmiş olması gerekmektedir [303]. Malzeme her ne olursa olsun, uygulamaya yönelik özelliklerinin yeterli olması gerekmektedir. Örneğin; metal toz yataklı sistemlerde genel kural; döküm veya kaynak gibi yöntemlerle üretimi uygun olan metalik malzemelerin eklemeli imalatta uygun bir hale getirilmesidir. Parçanın şeklen bozulması ciddi seviyeye ulaşabilir ve bu yüzden imalat sırasında destek yapısı, soğuma hızları ve lazer tarama stratejisinin kontrol edilmesi gerekmektedir [304]. Bağlayıcı püskürtme (BJ) ve bazı levha laminasyon (LOM) sistemlerinde parçayı bir arada tutacak bağlayıcının

niteliği büyük önem taşımaktadır. Bu durumda birçok hammadde toz veya levha haline getirilebilirse BJ ve LOM sistemlerinde kullanılabilmektedir [305,306]. Bir diğer örnek olarak; ultrasonik pekleştirme yöntemi ele alındığında; prosesin bir levha laminasyon prosesi olmasının yanında bir sonotrot yardımıyla metal levhaların katmanlı olarak birbirine kaynatılmasıyla parça oluşturulmaktadır ve kullanılan hammaddenin ultrason titreşimlerine vereceği tepki, prosesin kalitesinde doğrudan kritik öneme sahiptir [307]. Eklemeli imalat teknolojileri; kullanılan malzemenin türüne göre metal, seramik, polimer ve kompozit malzeme kullanımlı sistemler olmak üzere dört ana başlıkta incelenebilmektedir (Şekil 4.1) [298-300, 314-317].



Şekil 4.1 Hammadde türüne göre eklemeli imalatın sınıflandırılması [314-317]

4.1.1 Polimer Esaslı Malzeme Kullanılan Sistemler

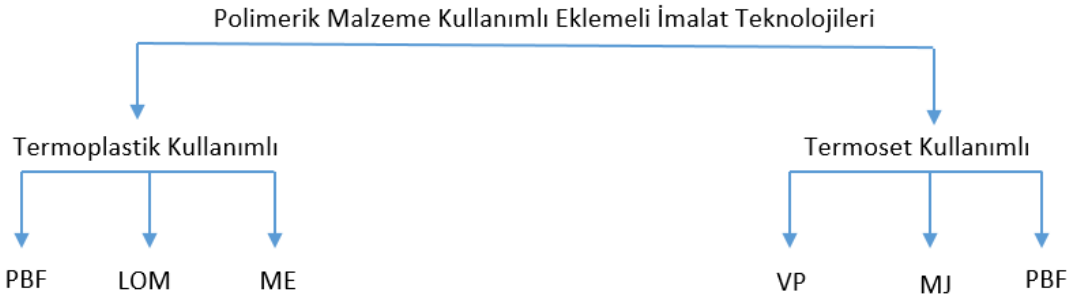
4.1.1.1 Termoplastik Kullanılan Sistemler

Malzeme ekstrüzyonu ve toz yataklı sistemlerde genellikle termoplastik polimerler kullanılmaktadır. İki sistemde de katmanların termal olarak yapışması, farklı prensiplerle gerçekleştirilmektedir [308,309]. Malzeme ekstrüzyonu proseslerinde, ergime karakterlerinden dolayı amorf termoplastikler tercih edilmektedir. ABS, PLA gibi türleriyle piyasada yaygın olarak karşılaştığımız bu polimerler, belirli sıcaklık aralıklarında yumuşama eğilimi göstermekte ve 0,2-0,5 mm gibi çaptaki açıklığa sahip nozüllerden geçirilebilecek yüksek viskoziteli malzemeler haline gelmektedir [310]. Malzeme ekstrüzyon (ME) proseslerinde destek yapılar kullanılmakta ve ardıl işlemlerle (post-process) bu desteklerin

uzaklaştırılması gerekmektedir. Toz yataklı sistemlerde (PBF) ise kızıl ötesi (IR) lazerler, UV ışık kaynakları (lamba) kullanılarak daha önceden pulverize edilmiş yani tozlaştırılmış yarı kristalin hammaddeler belirli paternler çerçevesinde taranarak ergitilmekte veya sinterlenmektedir. PBF'de kullanılan en yaygın termoplastik olarak poliamit 12 (naylon) gösterilebilir [311]. Toz yataklı sistemlerde destek kullanımı gerekmemektedir. Parametrelerin ayarlanmasıyla parça; birden fazla boyun yapısına sahip, oldukça yoğun, isteğe göre düşük veya yüksek poroziteye sahip bir biçimde üretilebilmektedir [312]. Termoplastiklerin kullanıldığı diğer bir eklemeli imalat teknolojisi ise lamine nesne üretimi (LOM) prosesidir. LOM prosesinde PVC gibi termoplastik ince levhalar üst üste kesilerek birbirlerine bağlanmaktadır [313].

4.1.1.2 Termoset Kullanılan Sistemler

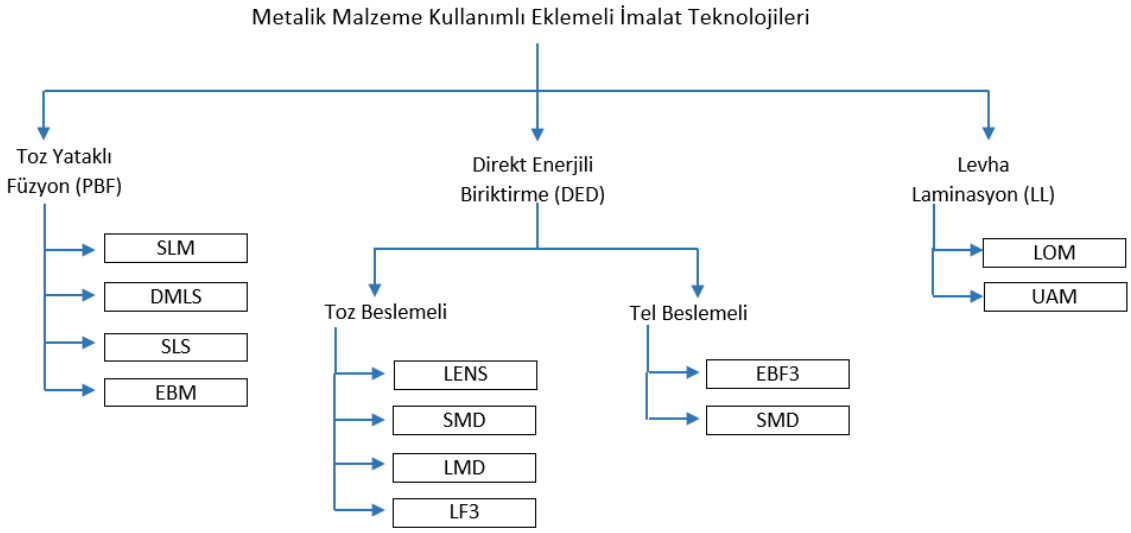
Eklemeli imalatta kullanılan fotopolimerler; monomerler, oligomerler, foto-başlatıcılar ve inhibitör, köpük önleyici ajanlar, antioksidanlar, vb. gibi elemanların bir arada kullanılmasıyla oluşturulmaktadır [318]. Hazne fotopolimerizasyonunda kullanılan ilk fotopolimerler temel olarak, UV foto-başlatıcıları ve akrilat monomerlerini içermektedir. Ayrıca kullanılan ilk reçineler, diğer monomer sınıfı olan vinil-eterler ihtiva edebilmektedir. Akrilat ve vinil-eter esaslı reçinelerde büzülme oranı %5-20 aralığında olduğundan, üretilen parçalarda yırtılma gibi kusurlar ortaya çıkmaktadır [319]. Bu gibi problemlerin ortadan kaldırılması amacıyla daha sonrasında epoksi reçineler kullanılmaya başlanmıştır. Epoksi reçinelerin hazne fotopolimerizasyonundaki başarısı oldukça yüksek olmasına karşın kimyasal bileşimlerinin oluşturulması ve formülasyonlarının geliştirilmesi oldukça zordur [320]. Hazne polimerizasyonu dışında termoset malzemelerin kullanıldığı diğer eklemeli imalat yöntemi ise malzeme püskürtme (MJ) prosesidir. MJ prosesinde kullanılan termoset malzemelerin formülasyonları, hazne fotopolimerizasyonunda kullanılan termoset malzemelerin formülasyonlarıyla benzer özelliklerdedir. MJ teknolojisinde birden fazla püskürtme başlığı kullanılarak çoklu malzeme kullanımı imkanı bulunmaktadır [321].



Şekil 4.2 Polimer esaslı malzeme kullanılabilen bazı eklemeli imalat çeşitleri [308-321]

4.1.2 Metalik Malzeme Kullanılan Sistemler

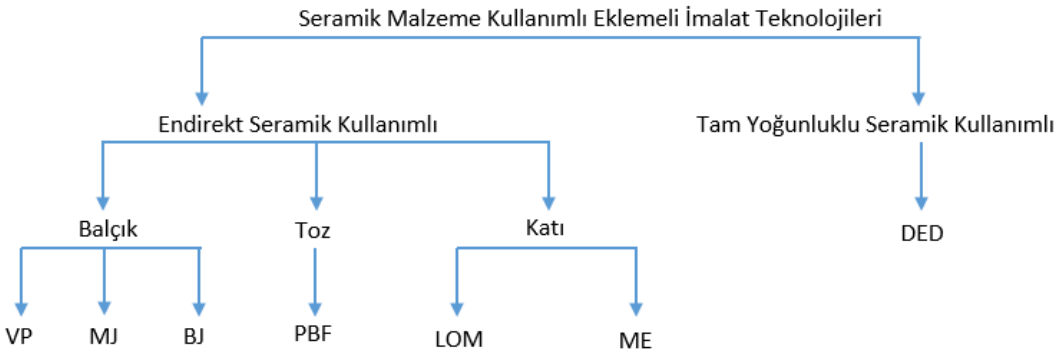
Yüksek hassasiyet ve mekanik dayanıma sahip metal parçaların üretilmesinde kullanılan eklemeli imalat çeşitlerinin başında toz yataklı sistemler (PBF), yönlendirilmiş (direkt) enerjili biriktirme sistemleri (DED) ve levha laminasyon (LL) sistemleri gelmektedir (Şekil 4.3) [322]. Metal PBF sistemlerinde genellikle bir lazer veya elektron demeti enerji kaynağı olarak kullanılarak, yatak içerisindeki metal tozların seçici olarak sinterlenmesi veya ergitilmesi gerçekleştirilmektedir [323]. Metal PBF sistemleri kendi içerisinde benzer çalışma prensiplerine sahip olarak Lazer Cusing (LC), Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS), Seçici Lazer Sinterleme (SLS), Seçici Lazer Ergitme (SLM) ve Elektron Demetli Ergitme gibi çeşitli alt gruplara ayrılmaktadır [324]. Şarj malzemesinin eş zamanlı ergitilip biriktirilmesi esasına dayanan metal DED yöntemleri ise kendi içerisinde Lazer Tasarımlı Net Şekillendirme (LENS), Direkt Metal Biriktirme (DMD), Lazer Metal Biriktirme (LMD), Şekillendirilmiş Metal Biriktirme (SMD), Lazerli Serbest Form İmalat (LF3) gibi alt gruplarda incelenebilmektedir [300, 325, 326]. Levha laminasyon yöntemleri içerisinde ise özellikle Ultrasonik Eklemeli İmalat (UAM) ve Lamine Nesne Üretimi (LOM) yöntemleri, metal eklemeli imalat yöntemleri olarak öne çıkmaktadır [327, 328].



Şekil 4.3 Metalik malzeme kullanımlı eklemeli imalat yöntemleri [322, 325, 328]

4.1.3 Seramik Malzeme Kullanılan Sistemler

Eklemeli imalatla seramiklerin üretimine dair literatürde birçok çalışma bulunmaktadır [329-334]. Yüksek ergime sıcaklığı ve düşük tokluklara sahip olmalarından dolayı seramiklerin eklemeli imalatta direkt olarak kullanılması, polimer ve metal malzemelere göre daha zordur [335]. Alümina ve alümina içeren alaşımların DED ve PBF sistemleriyle işlenmesi mümkün olmakla birlikte tam yoğunluğa sahip parça oluşturulmasında zorluklarla karşılaşılmaktadır. Birçok çalışmada termal yorulmalar nedeniyle üretilen parçaların kırıldığı kaydedilmiştir. DED sistemleri dışında seramik kullanımlı eklemli imalat sistemlerinde seramik malzemeler direkt olarak kullanılmamakta (Şekil 4.4), yani tam yoğunluğa sahip seramik malzemeler üretilememekte ve seramikler, bir başka matris veya takviyeyle birlikte kullanılmaktadır [336,337]. Endirekt seramik kullanımlı eklemeli imalat sistemlerini inceleyecek olduğumuzda; çamur formunda malzeme kullanımlı, toz malzeme kullanımlı ve katı malzeme kullanımlı olmak üzere üç alt grupta inceleme yapılabildiği görülmektedir [338-340].



Şekil 4.4 Seramik esaslı malzeme kullanılabilen eklemeli imalat çeşitleri [336-340]

4.1.4 Kompozit Malzeme Kullanılan Sistemler

Eklemeli imalat teknolojileri için kompozit malzemeler; hammaddenin uygun forma hazırlanması (ergiyik, filament, fibröz, partikül, vb.), homojenlik ve dayanım özellikleri gibi faktörler göz önüne alınarak geliştirilmektedir. Matris ve takviye fazın ara yüzünün uygun bağlanmaya, yük aktarımına ve korozyon direncine karşı gelişmiş özellikler göstermesi gerekmektedir. İnfiltrasyon, kaplama gibi son işlemlere maruz kalmamış durumda, eklemeli imalatta kompozit malzeme kullanımıyla elde edilen parçalar polimer matrisli, metal matrisli ve seramik matrisli olmak üzere üç ana grupta incelenmektedir (Şekil 4.5) [341, 342].

4.1.4.1 Polimer Matrisli Kompozit Kullanılan Sistemler

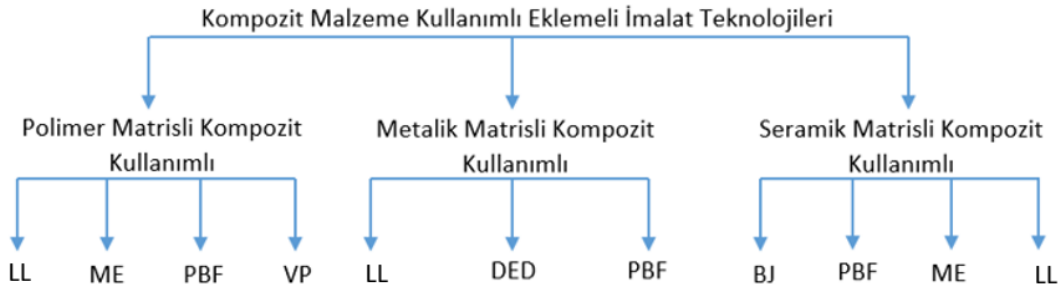
Malzeme ekstrüzyon prosesleri, lamine kompozit parça üretimi için kesikli, heterojen katmanların eldesinde kullanılabilmektedir. Polimer matrise eklenecek takviyelerin, kompoziti nozülden çıkartılabilecek kadar düşük viskoziteye ve parça imalatı boyunca gerekli mukavemete sahip olacak şekilde desteklemesi gerekmektedir [343]. Hammadde genelde polimer matris, yapıştırıcı ajan, plastikleştirici eleman, yüzey aktifleştirici ve partikül, fiber gibi ikincil fazlardan oluşmaktadır. Yapıştırıcılar esnekliği, plastikleştiriciler reolojiyi, yüzey aktifleştiriciler de ikincil fazın dağılımını etkilemektedir [345]. PBF prosesleri de polimer matrisli kompozitlerin kullanıldığı bir diğer eklemeli imalat teknolojisi olarak karşımıza çıkmaktadır. Sıvı faz sinterleme (LPS) gibi yöntemlerle biyoaktif malzemelerin üretimi gerçekleştirilebilmektedir [344]. VP ve LL sistemleri ile de kompozit malzemeler kullanılarak parçalar oluşturulabilmektedir. [346]

4.1.4.2 Metal Matrisli Kompozit Kullanılan Sistemler

Eklemeli imalatla üretilen kompozit malzemeleri genellikle partiküllü kompozitler, fibröz kompozitler ve laminantlar oluşturmaktadır. Metal matrisli kompozitlerin (MMC) kullanımında en çok seçici lazer ergitmeli PBF sistemleri ve metal birikimli DED sistemleriyle karşılaşılmaktadır. Ayrıca BJ sistemlerde partiküller, bağlayıcı yardımıyla birleştirilerek katı oluşturmakta, LL sistemlerinde de levha haline getirilmiş metalik matrisli kompozitlerin üretimi yapılmaktadır [347].

4.1.4.3 Seramik Matrisli Kompozit Kullanılan Sistemler

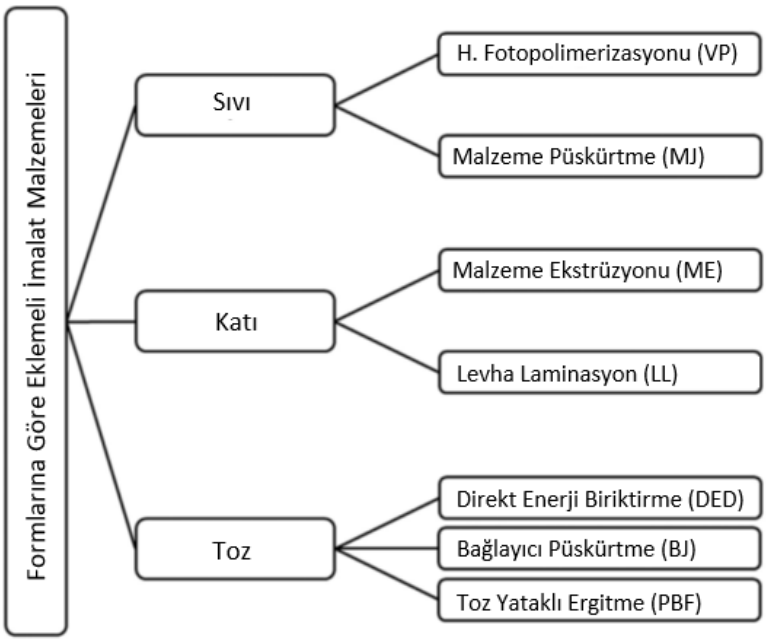
Eklemeli imalatta kullanılan seramik matrisli kompozit malzemelerin gelişiminde özellikle biyomalzeme araştırmaları büyük oranda hızlandırıcı etkiye sahiptir. Seçici lazer sinterleme ile PBF teknolojisiyle biyoseramik iskeleler üretilebilmektedir [350]. Ayrıca bağlayıcı püskürtme (BJ) ve malzeme püskürtme (MJ) teknikleriyle, uygun karakteristik özellikler elde edilmiş seramik matrisli kompozit malzemelerden parça imalatı yapılmaktadır [348, 349]. Malzeme ekstrüzyon (ME) teknolojisinin bir alt uygulama dalı olan donmuş-form ekstrüzyon tekniği ile yüksek yoğunluklarda seramik partiküller içeren çamur kıvamındaki malzemelerin belirli paternlerde katmanlı bir şekilde biriktirilerek katı oluşturulmasıyla parça imalatı gerçekleştirilebilmektedir [351].



Şekil 4.5 Kompozit malzeme kullanılabilen eklemeli imalat çeşitleri [341, 346, 347, 350, 351]

4.2 Şarj Malzemesinin Fiziksel Formuna Göre Sınıflandırma

Eklemeli imalat teknolojileri kullanılan hammaddenin fiziksel formlarına göre sıvı esaslı, katı esaslı ve toz esaslı sistemler olarak üç başlıkta sınıflandırılabilmektedir (Şekil 4.6) [352].

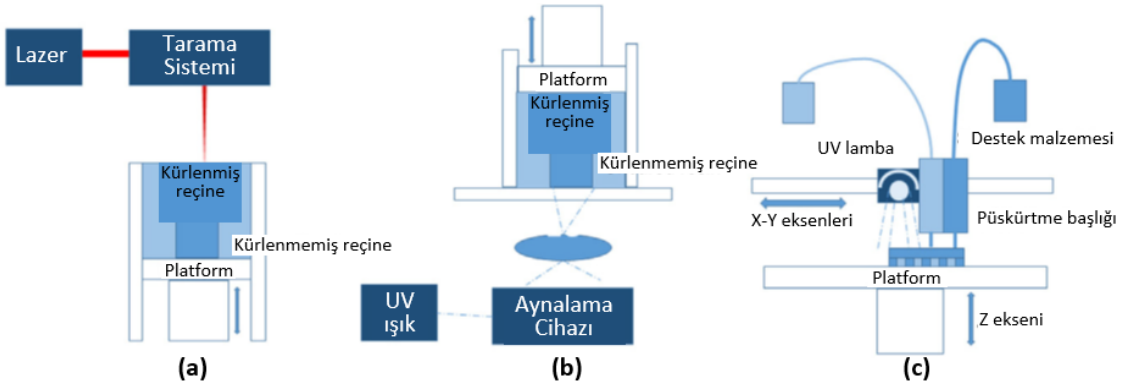


Şekil 4.6 Kullanılan hammaddenin fiziksel formuna göre eklemeli imalatın sınıflandırılması [352]

4.2.1 Sıvı Esaslı Sistemler

Sıvı esaslı eklemeli imalat teknolojilerine örnek olarak hazne fotopolimerizasyonu prosesleri (VP) ve malzeme püskürtme prosesleri (MJ) verilebilir [353, 354]. Hazne fotopolimerizasyonunda, hazne içerisindeki fotopolimer reçineyi kürlemek veya sertleştirmek için genellikle UV dalga boylarında, LED veya lazer kaynakları kullanılmaktadır. Sıvıya gönderilen enerji, bir katman için belirlenen kontürler çerçevesinde sıvı reçineyi katılaştırarak katman oluşumunu tamamlar ve iş parçasının üzerinde üretildiği platform yukarı veya aşağı doğru bir katman kalınlığında hareket ettirilerek, yeni katmanın kürlenmesi gerçekleştirilmektedir [355]. Bu proseslere örnek olarak Stereolitografi (SLA) ve Dijital Işık Prosesi (DLP) teknolojileri verilebilir [356, 357]. Sıvı esaslı prosesler içerisinde fotopolimerizasyon dışındaki grup olan malzeme püskürtme (MJ) prosesinde ise hammaddeden damlacıklar oluşturulup, hedefe gönderilerek, UV ışığı altında

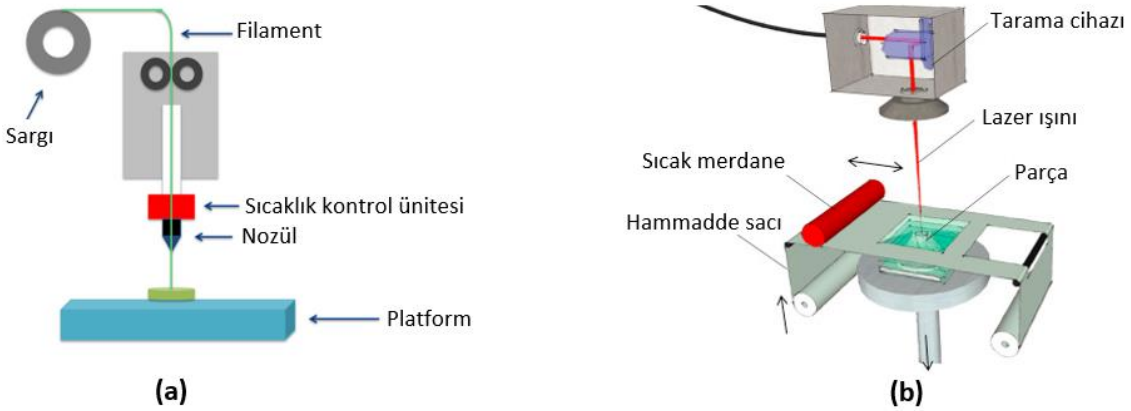
kürlenmektedir. Bu proseslere örnek olarak mürekkep-jet baskı yöntemi verilebilir (Şekil 4.7) [358].



Şekil 4.7 Sıvı esaslı eklemeli imalat örnekleri; (a) SLA, (b) DLP, (c) MJ [359]

4.2.2 Katı Esaslı Sistemler

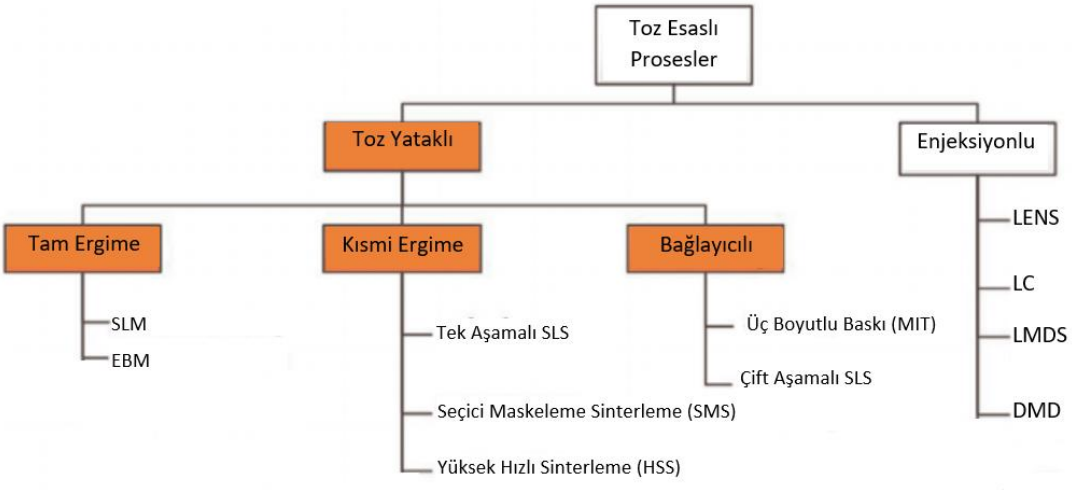
Katı esaslı eklemeli imalat teknolojilerinde; genellikle filament şeklindeki şarj malzemelerinin bir nozülden veya açıklıktan geçirilerek belirli geometriler çerçevesinde ekstrüze edildiği "malzeme ekstrüzyonu" metodu öne çıkmaktadır. Bu tekniğe örnek olarak ergiyik birikimli modelleme yani FDM prosesi verilebilir [360]. Diğer bir katı esaslı eklemeli imalat teknolojisi ise lamine nesne üretimi yani LOM prosesidir (Şekil 4.8). LOM prosesinde, levha formundaki malzemelerin üst üste biriktirilmesi ve bağlanmasıyla katı parça üretimi gerçekleştirilmektedir [361]. Tel beslemeli DED sistemleri de çeşitli kaynaklarda katı esaslı eklemeli imalat çeşidi olarak kabul edilmektedir [364].



Şekil 4.8 Katı esaslı eklemeli imalat örnekleri; (a) FDM, (b) LOM [362, 363]

4.2.3 Toz-Partikül Esaslı Sistemler

Toz esaslı eklemeli imalat sistemleri, genellikle küresel şekilli tozların kullanılarak eklemeli imalatın gerçekleştirildiği sistemlerdir. Kullanılan toz hammaddenin sistem içerisindeki konumuna göre; toz yatak ve toz enjeksiyonu olmak üzere iki ana gruba ayrılabilmektedir (Şekil 4.9). Toz yataklı prosesler kendi içerisinde tozların bağlanma mekanizmasına göre tam ergime, kısmi ergime ve bağlayıcılı birleşme şeklinde farklı alt gruplara ayrılmaktadır. Tozların enjeksiyon şeklinde ergiyik havuzuna beslendiği DED sistemlerinde ise bu birleşme tam ergimenin gerçekleştirilmesiyle elde edilmektedir [365, 366].

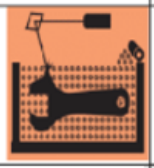


Şekil 4.9 Toz kullanımlı eklemeli imalat sistemlerinin sınıflandırılması ve ticari yöntem örnekleri [365]

4.3 Çalışma Prensibine Göre ASTM Sınıflandırması

İmalat teknolojileri genel manada formatif, substraktif ve eklemeli prosesler olmak üzere üç ana gruba ayrılmaktadır. Hadde ve dövme gibi formatif (şekillendirme) imalat proseslerinde; hammadde gövdesine kontrollü gerilimler uygulanarak istenilen şekillere sahip ürünler elde edilmektedir. Delme, işleme gibi substraktif imalat yöntemlerinde ise, kontrollü malzeme uzaklaştırma işlemleriyle parçalar şekillendirilmektedir [367, 368]. Eklemeli imalatta ise hammadde, tam olarak istenen bölgelerde biriktirilerek parça imalatı gerçekleştirilmektedir [369].

Eklemeli imalat yöntemlerinin sınıflandırılmasında faydalanılan "hammadde formuna göre" veya "hammaddenin türüne göre" yapılan sınıflandırmalarda, imalat prensibi tamamen farklı olsa da aynı grup içerisinde çeşitli yöntemlerin bir arada incelenmesi gibi problemler ortaya çıkmaktadır. Bu problemin ortadan kaldırılması adına ASTM F42 komitesi tarafından yapılan çalışmalar sonucunda 2012 yılında "Eklemeli İmalat Teknolojileri İçin Standart Terminoloji" F2792-12a prosedürü yayınlanmıştır [370]. Bu prosedür dahilinde eklemeli imalat teknolojileri; kullanılan malzeme türü, biriktirme prensibi ve malzemenin katılaşma/ ergime biçimi göz önünde bulundurularak (1) bağlayıcı püskürtme, (2) direkt enerjili biriktirme, (3) malzeme ekstrüzyonu, (4) malzeme püskürtme, (5) toz yatak füzyonu, (6) levha laminasyonu ve (7) hazne fotopolimerizasyonu olmak üzere 7 temel grup olarak sınıflandırılmıştır [371]. Aynı sınıflandırma daha sonrasında ISO/TC 261 komitesi tarafından yine ASTM F42 komitesi ile işbirliği içerisinde ISO/ASTM 52900/2015 prosedürü olarak 2015 yılında yayınlanmıştır (Şekil 4.10) [372].

Foto-polimerizasyon	Toz Yataklı Ergitme (PBF)	Bağlayıcı Püskürtme (Binder jetting)	Malzeme Püskürtme (Mate. jetting)	Katı Levha (Laminasyon)	Malzeme Ektrüzyonu	Direkt Enerji Birikimi (DED)
						
Sıvı fotopolimerin kürleyici ışığa seçici olarak maruz bırakılmasıyla katı oluşumu	Toz malzemenin lazer veya elektron demeti gibi bir ısı kaynağıyla seçici olarak ergitilmesi veya pekleştirilmesi	Sıvı haldeki bağlayıcıların ince toz katmanlarına seçici olarak uygulanmasıyla parça oluşumu	Damlacık halindeki malzemenin katmanlı olarak biriktirilmesiyle katı oluşumu	Yapıştırıcı, ultrason, vb. yardımıyla levha halindeki malzemelerin üst üste biriktirilip lamine edilmesi	Şarj malzemesinin bir nozül veya açıklıktan istenen geometride extrüze edilmesi	Lazer gibi bir enerji kaynağıyla, kablo veya toz formundaki malzemenin, parça üzerindeki ergiyik havuzuna beslenmesi
Malzemeler: Fotopolimer reçineler	Malzemeler: Metaller, Seramikler, Plastikler	Malzemeler: Metaller, Seramikler, Plastikler, Camlar	Malzemeler: Fotopolimerler, Balmumu (wax)	Malzemeler: Metal folyolar, Plastik levhalar	Malzemeler: Termoplastik filamentler	Malzemeler: Metal toz ve kablolar
Ticari İsimler: SLA, DLP, 3SP, CDLP, vb.	Ticari İsimler: SLS, DMLS, SLM, EBM	Ticari İsimler: 3DP, ExOnei, Voxeljet	Ticari İsimler: Polyjet, Projet, MJM	Ticari İsimler: LOM, UAM, vb.	Ticari İsimler: FDM, FFF, vb.	Ticari İsimler: LMD, DMD, LENS, vb.

Şekil 4.10 ISO/ASTM 52900 prosedürüne göre eklemeli imalatın temel yöntemleri [373]

5
EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMLERİ

5.1 Hazne Fotopolimerizasyonu (Vat Photopolymerization, VP)

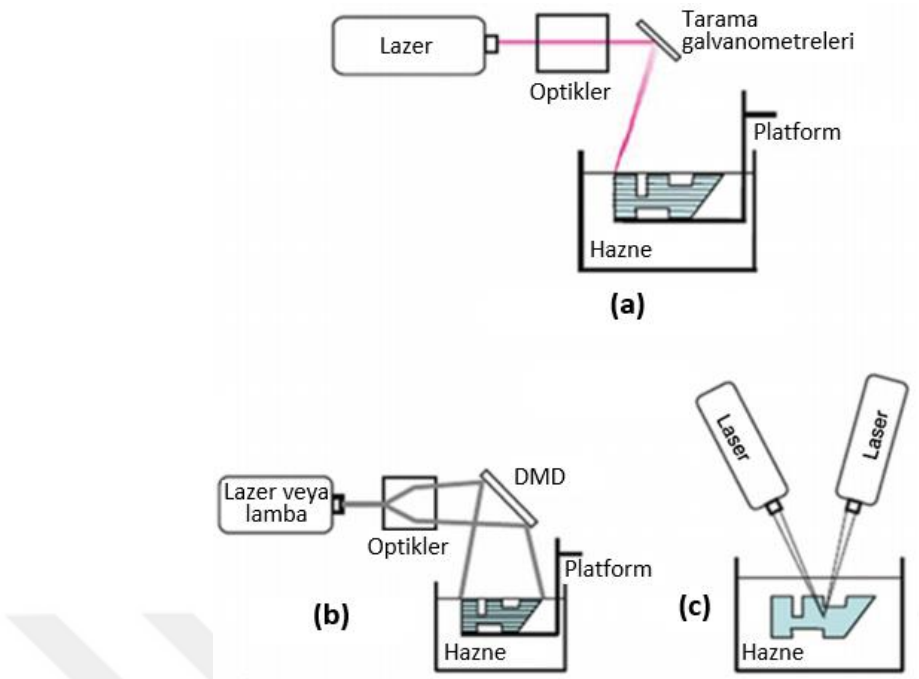
Fotopolimerizasyon proseslerinde genellikle birincil malzeme kullanımını sıvı, radyasyonla kürlenebilir reçineler veya fotopolimerler oluşturmaktadır. Çoğu fotopolimer, mor ötesi (UV) aralıklarında dalga boylarındaki radyasyonlarla reaksiyona girebilmektedir. Bununla birlikte bazı görünür ışık sistemleri de fotopolimerizasyon amaçlı kullanılabilmektedir. Gönderilen ışınlara cevaben bu fotopolimerlerde bir dizi kimyasal reaksiyonlar gerçekleşerek katılaşma meydana gelmektedir. Bu reaksiyonlara genel olarak "fotopolimerizasyon" denilmektedir ve karmaşık yapıda birçok kimyasal basamak içermektedir [374].

1980'lerin ortalarında Charles (Chuck) Hull tarafından UV-kürlenebilir malzemeler üzerinde lazerin etkilerine dair deneyler gerçekleştirilmiş ve bunun sonucunda Hull, katı polimer paternlerinin oluşturulabildiğini keşfetmiştir. Bir önceki kürlenen katman üzerine yeni bir katman fotopolimerin kürlenmesiyle birlikte ilk kez üç boyutlu bir nesne üretimi gerçekleştirilmiştir. Bu önemli gelişme antik Yunanca'da katı anlamına gelen "stereo" ve yazım anlamına gelen "litografi" kelimelerinin birleştirilmesiyle adlandırılan "stereolitografi" sisteminin başlangıcı olmuştur [375]. Chuck Hull'un da kurucularından olduğu 3D Systems firması, kısa zaman içerisinde "hızlı prototipleme" makineleri olarak, ürün geliştirme alanına yönelik ilk stereolitografi cihazlarını piyasaya sürmüştür. O zamandan günümüze kadar birçok stereolitografi esaslı proses ve teknolojiler geliştirilmiştir [376]. Ticari fotopolimerlerin kürlenmesinde gama ışınları, X-ışınları, elektron demetleri, ultraviyole (UV) ve görülebilir ışık gibi birçok radyasyon kaynağı kullanılabilmektedir [377]. Stereolitografi sistemlerinde, en yaygın olarak UV dalga boyları ve görülebilir ışık kaynakları tercih edilmektedir [378].

ISO ASTM 52900:2015'e göre hazne fotopolimerizasyonu; "bir hazne içerisindeki sıvı fotopolimerin, ışıkla aktifleştirilmiş polimerizasyona bağlı olarak seçici biçimde kürlendiği eklemeli imalat prosesi" olarak tanımlanmaktadır. Sıvı hammadde kullanımıyla VP sayesinde mikron ölçeğinde katmanlı imalat veya katmansız sürekli-eklemeli imalat gerçekleştirilebilmektedir [379].

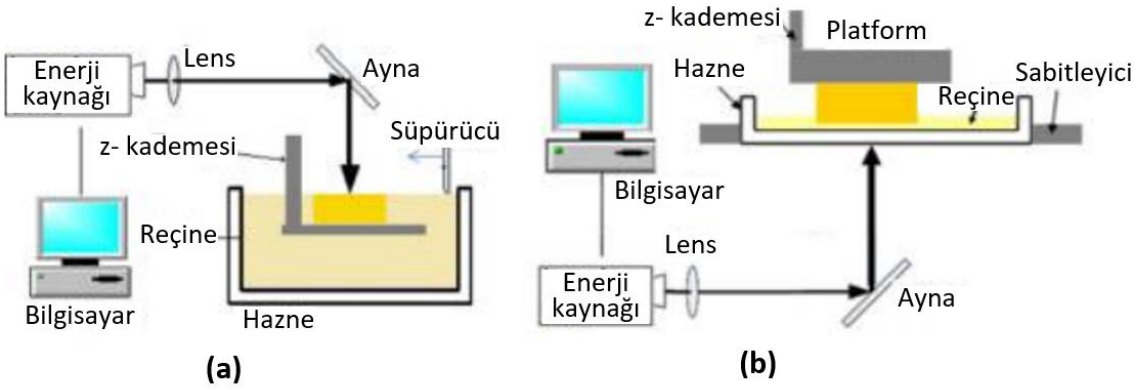
5.1.1 Stereolitografi Düzeneği

Literatürde VP prosesleri üç sınıfta incelenmektedir. Bunlar sırasıyla; (1) vektör tarama (polimerizasyon noktasının taranmasıyla katman oluşumu), (2) maske projeksiyonu (kesitin tek seferde projeksiyonla katılaştırılması) ve çift foton (iki noktasal ışık kaynağının mikron ve mikron altı seviyede kesiştiği noktada polimerizasyonun başlatılması) şeklindedir (Şekil 5.1) [380]. Vektör tarama ve çift-foton yaklaşımlarında doğrudan bir tarama lazeri veya ışın demeti gerekmekte, maske projeksiyonda ise Sıvı Kristal Ekran (LCD), Dijital Mikro-ayna Cihazı (DMD) gibi seçici yansıtma yüzeylerinin lokal olarak aktifleştirilmesiyle alan tarama paternleri oluşturulmaktadır. Çift-foton durumunda, fotopolimerizasyon iki tarama lazerinin kesişim bölgesinde gerçekleşmekte, diğer konfigürasyonlarda ise tek lazer ve farklı foto-başlatıcılarla fotopolimerizasyon gerçekleştirilmektedir. Konfigürasyonlar arasındaki bir diğer fark olarak yeniden kaplama veya yeni bir reçine katmanı ihtiyacı öne çıkmaktadır. Vektör tarama ve maske projeksiyon yaklaşımlarında yeniden kaplama ihtiyacı oluşurken, çift-foton yaklaşımında parçanın reçine yüzeyinin altında üretilmesinden dolayı böyle bir ihtiyaç bulunmamaktadır ve bu sayede daha hızlı ve daha az karmaşık proses zinciri elde edilmektedir [381, 382].



Şekil 5.1 Hazne fotopolimerizasyonunun üç temel çeşidi; (a) vektör tarama, (b) maske projeksiyon, (c) çift-foton tarama [384]

Gönderilen ışık kaynağına bağlı olarak katı oluşturma nokta/alan çeşitlerinin yanı sıra VP prosesleri, enerji kaynağının pozisyonuna göre de serbest yüzey yaklaşımlı veya kısıtlı yüzey yaklaşımlı olmak üzere iki grupta incelenmektedir (Şekil 5.2) [383].

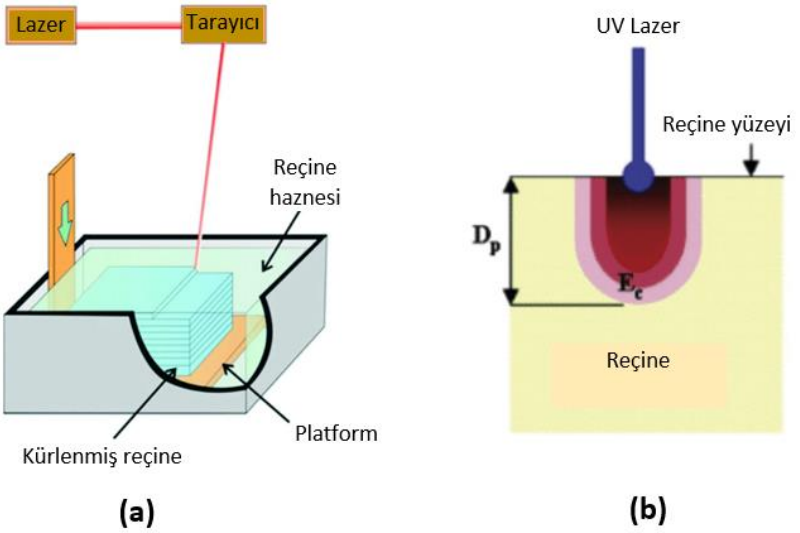


Şekil 5.2 Enerjinin gönderim yönüne bağlı sınıflandırma; (a) serbest yüzey yaklaşımı, (b) kısıtlı yüzey yaklaşımı [385]

Reçinenin katılaşması için gereken ışığın uygulanması, temelde iki yönde gerçekleştirilmektedir. Serbest yüzey yaklaşımında; enerji kaynağı tarafından üretilen ışın hazne içerisindeki sıvı fotopolimere yukarıdan gönderilmekte, kısıtlı yüzey yaklaşımındaysa bu ışın saydam hazneden geçirilerek fotopolimer reçineye alttan gönderilmektedir. Her iki konfigürasyonda da noktasal taramalı (SLA, çift foton, vb.) veya maske projeksiyonuyla (DLP gibi) katılaştırma gerçekleştirilebilmektedir [383].

5.1.1.1 Serbest Yüzey Konfigürasyonu

Serbest yüzeyli stereolitografi düzeneklerinde, sıvı fotopolimerin serbest yüzeyi doğrudan ışığa maruz bırakılarak katılaşma gerçekleştirilmektedir. Katılaşmayı takiben sıvı fotopolimer dolu hazne içerisindeki platform bir katman kalınlığında z-ekseninde aşağı indirilmekte ve bir yayıcı yardımıyla önceden kürlenmiş olan katman üzerine taze reçine serilmektedir. Daha sonrasında bu reçine katmanının da kürlenmesiyle işlem, parça tamamlanana kadar devam etmektedir [386]. Serbest yüzey yaklaşımı literatürde "banyo konfigürasyonu" ismiyle de anılmaktadır. Banyo konfigürasyonunda, foto-aktif reçinenin en üst tabakasının polimerizasyonu, tüm katman kürlenene kadar ışık kaynağı hattının hareket etmesiyle gerçekleşmektedir (Şekil 5.3). Kesit geometrisi doğrultusunda modelde denk gelen kesitin (dilim) tam olarak kürlenmesiyle imalat platform, hazne içerisinde bir katman kalınlığında aşağıya çekilerek, substat üzerine yeni katmanın kürlenerek biriktirilmesi gerçekleştirilir. Banyo konfigürasyonunda kürlenmiş tabakanın kalınlığı; ışık kaynağının yoğunluğu, tarama hızı, derinlik, odak mesafesi ve tesir süresi gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Bununla birlikte kürlenecek reçinenin viskozite, kimyasal kompozisyon gibi özellikleri; prosesin yönlendirme ve imalat hızı gibi parametreleri ile birlikte imalat performansı üzerinde doğrudan etkiye sahiptir. Hazne fotopolimerizasyon yöntemleri içerisinde banyo konfigürasyonları daha çok vektör tarama stereolitografi proseslerinde tercih edilmektedir [387].

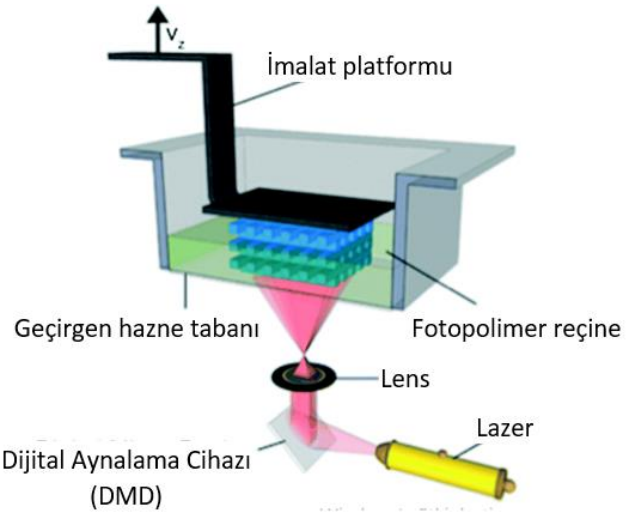


Şekil 5.3 Banyo konfigürasyonu; (a) şematik gösterim, (b) lazer-reçine etkileşimi [388, 389]

5.1.1.2 Kısıtlı Yüzey Konfigürasyonu

Literatürde "yarasa konfigürasyonu" ismiyle de anılan kısıtlı yüzey düzeneklerinde, fotopolimerizasyonu aktifleştirecek ışık kaynağı, sıvı reçine haznesinin altına konumlandırılmıştır (Şekil 5.4). Hazne içerisinde asılı konumda bulunan platform ile haznenin geçirgen tabanı arasındaki ince katmanda polimerizasyon gerçekleştirilmektedir. Daha sonrasında platform, bir katman kalınlığında yükselerek, hazne tabanı ile platform arasındaki boşluğa kürlenmemiş "taze" reçinenin akışı sağlanmaktadır. Taze reçinenin de bir önce kürlenen katman altına bitişik bir biçimde kürlenmesiyle işlemler, parçanın imalatı tamamlanana kadar tekrarlı olarak gerçekleştirilmektedir [390]. Kısıtlı yüzey konfigürasyonlarının, serbest yüzey konfigürasyonlarına göre bir dizi avantajları bulunmaktadır. Üretilecek parçaların yüksekliği hazne yüksekliği ile sınırlı kalmamakta ve banyo konfigürasyonlarında gerektiği gibi haznenin reçineyle tam dolu olması ve buna bağlı olarak aşırı hammadde kullanımı problemi bulunmamaktadır. Hazne tabanı ile platform arasında kürlemenin gerçekleştirileceği kalınlıklarda, az miktarda reçineler kullanılarak imalat gerçekleştirilebilmektedir. Ayrıca bu konfigürasyonda, reaksiyonun hazne içerisinde tabanda gerçekleşmesine bağlı olarak, polimerizasyon sırasında atmosferik oksijene maruz kalma riski ortadan kalkmaktadır. Bununla birlikte kısıtlı yüzey konfigürasyonlarında; üretilen parçanın platformdan alınması

sırasında karşılaşılan olumsuzluklar gibi bir takım dezavantajlarından da bahsetmek gerekmektedir. Yerçekimine bağlı olarak kürlenen katmanlarda çeşitli pürüzlülükler ve strese bağlı kopma davranışları gözlenebilmektedir [391]. Vektör tarama yöntemlerinden ziyade daha çok maske projeksiyon sistemlerinde tercih edilen kısıtlı yüzey düzeneklerinde imalat performansını doğrudan etkileyen faktörler arasında tesir yoğunluğu ve süresi, reçine haznesinin ve yansıtma sisteminin tasarımı, maske elemanının çözünürlüğü ve son-kürleme süresi gibi değişkenler öne çıkmaktadır [392].

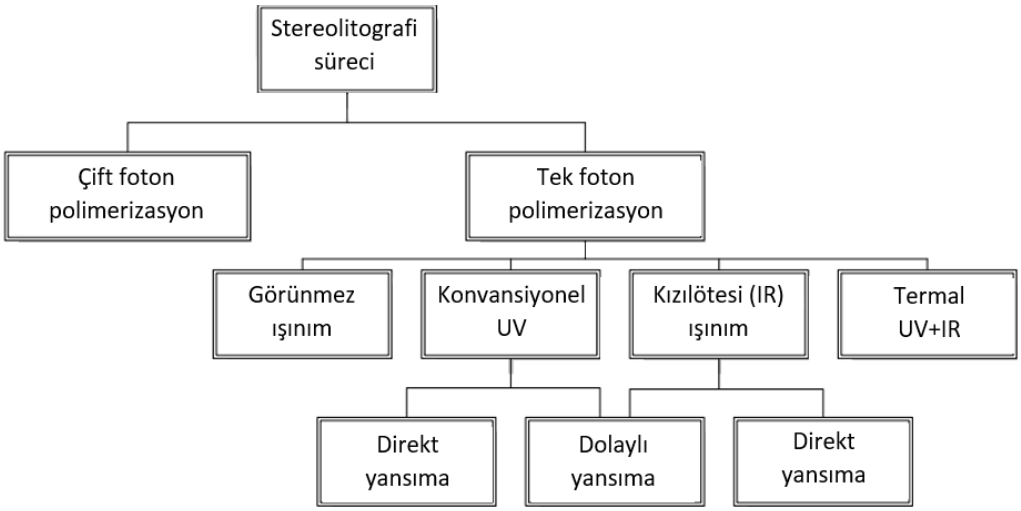


Şekil 5.4 Kısıtlı yüzey konfigürasyonlu bir DLP düzeneğinin şematik gösterimi [393]

5.1.2 Vektörel Taramalı Stereolitografi (L-SLA)

Vektörel stereolitografi (SLA) veya diğer bir adıyla lazer stereolitografi (L-SLA), ASTM F42'ye göre 7 temel prensibe göre sınıflandırılan eklemeli imalat teknolojilerinden "Hazne Fotopolimerizasyonu" grubuna ait olmakla birlikte, günümüzde en yaygın kullanılan eklemeli imalat teknikleri arasındadır. 3D Systems'in kurucusu ve üç boyutlu yazıcıların babası kabul edilen Chuck Hull tarafından 1980'li yıllarda geliştirilmiştir. Noktasal lazer kaynaklarının, sıvı fotopolimer reçine içerisinde vektörel olarak çizgileri taramasıyla polimerizasyon gerçekleştirilerek, katı oluşumu sağlanmaktadır [394].

Stereolitografi kimyasal olarak, reaktif türevleri olan (iyon ve serbest radikaller) çok fonksiyonlu pre-polimerlerin zincir/ bağ yapılarının belirli dalga boylarında lazer enerjisi altında değişerek çapraz bağlı polimer yapıların oluşturulması sürecidir. Işık-polimer etkileşimindeki ilk adım, foto fiziksel bir işlemdir; kimyasal değişiklikleri içermez, ancak elektronları harekete geçirir. Işık, p ve n orbitallerinden kaynaklanan elektronları içeren fonksiyonel gruplar yani kromoforlar tarafından tutulduğunda, foton bir elektron ya da atom grubu ile etkileşime geçer bu sayede temel durum ve uyarılmış durumlar arasındaki geçiş sağlanır. Stereolitografik proseslerde kür reaksiyonunu başlatmak için farklı metotlar kullanılmaktadır (Şekil 5.5). Bu metotlar temelde çift foton ve tek foton olarak ikiye ayrılmakla birlikte tek foton polimerizasyon metotları kendi içerisinde görünmez ışınım, konvansiyonel UV, kızılötesi ve UV+IR (termal) olmak üzere 4 alt grupta incelenmektedir [395].



Şekil 5.5 Stereolitografik proseslerde kür reaksiyonunu başlatma metotları [395]

Bilgisayarda CAD çizimi oluşturulan bir model, bir arayüz ile dilimlere ayrılır. Bu yazılım, ayrışan dilimlere göre aynaları dolayısıyla lazer ışınını yönlendirerek üç boyutlu cismin enine kesitinin oluşmasını sağlar. İlk kesit oluşturulduktan hemen sonra ikinci kesitin oluşturulabilmesi için cismin bağlı bulunduğu platform hareket ettirilir. Bu şekilde kesitler biriktirilerek üçüncü boyut oluşturulmuş olur. UV radyasyonu sıvı reçinenin yüzeyine çarptığında dağılır ve emilir. Bu etki ışınımın nüfuzunu sınırlar ve böylece kürleme derinliği değişir. Kürleme derinliği C_d, yayılma

derinliği D_P, reçine yüzeyinin maruz kaldığı maksimum enerji E_{maks} ve reçinenin sıvı fazdan katı faza geçmesinde gereken kritik enerji E_C olduğunda derinlik, (5.1) denklemiyle ifade edilmektedir [396]:

$$C_d = D_P \ln (E_{max} / E_C) \quad (5.1)$$

P: lazerin gücü, w_o: lazer ışınının çapı ve v_s *:* tarama hızı olarak ifade edildiğinde, reçine yüzeyinin maruz kaldığı maksimum enerji (5.2) denklemine göre hesaplanmaktadır.

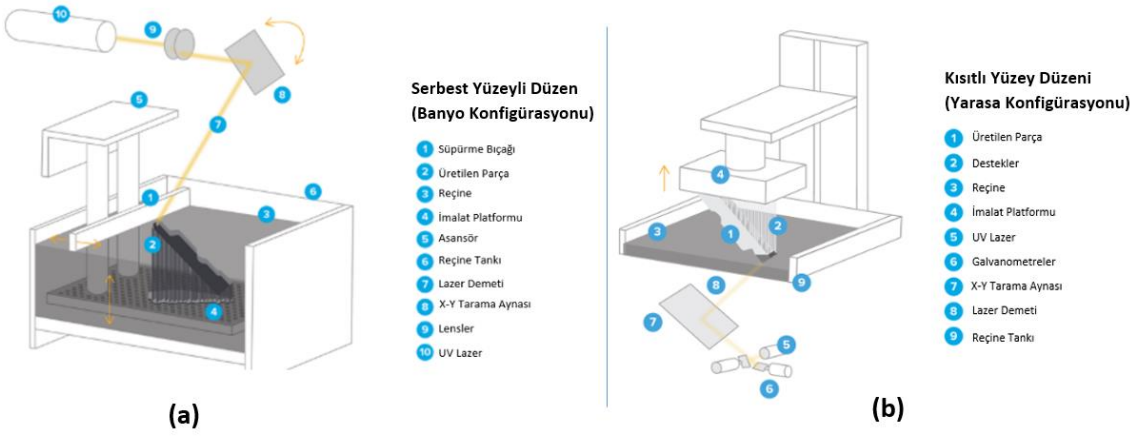
$$E_{max} = (2/\pi)^{1/2} .(P/w_0 . v_s) \quad (5.2)$$

Vektörel SLA sistemlerinin tümünde bir ışık kaynağı (UV, lazer, vb.) kullanımıyla, hedef sıvı reçine kürlenerek sertleştirilmiş plastik parçalar elde edilmektedir. Fiziksel olarak, kullanılan sistemlerdeki farklılıkların temelini, ana komponentlerin (ışık kaynağı, imalat platformu, reçine tankı, vb.) düzeni belirlemektedir (Şekil 5.6) [397].

Serbest yüzey konfigürasyonlarındaki vektörel taramalı stereolitografi sistemlerinde (banyo konfigürasyonu), UV lazer reçine yüzeyine yukarıdan odaklanarak, üç boyutlu modelin, işlemekte olduğu katmana ait kesitini (kontür) takip etmektedir. Bir katman taraması tamamlanınca imalat platformu katman kalınlığına eş mesafede aşağıya iner ve süpürge bıçağı hazne boyunca süpürme hareketi yaparak kürlenmemiş reçinenin bir önceki kürlenen tabaka üzerine akışını sağlar. Bu süpürme işleminin amacı, parçayla tümleştirilecek yeni tabakayı oluşturacak "taze" reçinenin, lazerin işleyeceği bölüme homojen bir şekilde yayılmasını sağlamaktır. Bu işlem dizisi parça tamamlanana kadar devam etmektedir. Banyo yaklaşımlı vektörel taramalı stereolitografi sistemleri, masaüstü sistemler geliştirilmeden önce özellikle büyük ölçekli endüstriyel sistemlerde standart yaklaşım olarak kabul edilmektedir. Çok büyük hacimlerde parçaların üretilebilmesi ve yazım sırasında parçanın yalnızca çok zayıf yüklere maruz kalmasından dolayı yüksek detay ve hassasiyete sahip parçaların üretiminde tercih edilmektedir. Tüm imalat alanının (hazne) reçineyle doldurulmuş olması gerekmektedir ki bu da 10-100 lt aralıklarında hammadde ihtiyacına tekabül etmektedir. Bu yüzden kullanılan hammaddenin değiştirilmesi gibi işlemlerdeki

zaman kaybını oldukça yüksek mertebelere çıkarmaktadır. Ayrıca banyo konfigürasyonlu stereolitografi makinelerinin çok hassas cihazlar olmasından dolayı, kullanıldığı zeminlerin terazi problemleri, sallantılı olması, vb. durumlarda parçanın üst kısmında fazladan kürlenmiş malzeme birikimi gibi ciddi problemler yaşanarak, nihai ürünün kalitesi kötü yönde etkilenecektir [398, 399].

Kısıtlı yüzey konfigürasyonlarındaki vektörel taramalı stereolitografi sistemlerinde ise; saydam ve geçirgen bir taban ve yapışmaz yüzeylere sahip bir hazne kullanılmaktadır. İmalat platformu reçine tankının içerisinde aşağıya doğru giderek, tabanla platform arasında uygun katman kalınlığı kadar bir mesafe bırakarak yeni katmanın kürlenmesini sağlamaktadır. UV lazer; ışığı bir dizi ayna üzerinden doğru koordinatlarda yönlendiren iki adet galvanometric aynaya yönlendirilmekte ve haznenin altında yukarıya doğru odaklayarak, haznenin tabanındaki fotopolimer reçine katmanını kürlemektedir. Dikey imalat platformu ve yatay tank hareketinin kombinasyonuyla kürlenen tabaka tabandan ayrılarak, imalat platformu bir katman mesafesinde yukarıya çıkmakta ve kürlenecek "taze" reçine, aradaki mesafeye akmaktadır. Parçanın şekli katı olarak tamamlanana kadar bu işlemler tekrarlı olarak gerçekleşmektedir. Daha gelişmiş sistemlerde ise, hazne ısıtılarak nispeten daha kontrollü ortam sağlanmakta ve/veya süpürücü bıçak tarafından tankın taranmasıyla, katmanlar arası taze reçine akışı sağlanmakta ve yarı kürlenmiş reçine topakları uzaklaştırmaktadır [400].



Şekil 5.6 Vektörel taramalı stereolitografi düzenekleri; (a) banyo konfigürasyonu, (b) yarasa konfigürasyonu [401]

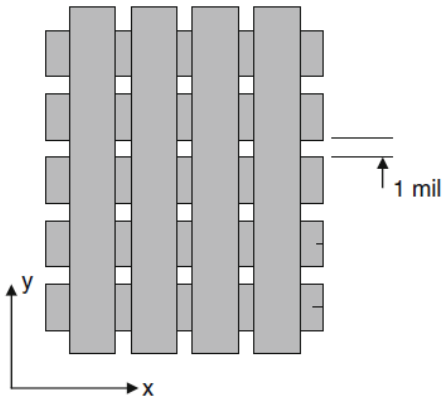
Tablo 5.1 Serbest ve kısıtlı yüzey konfigürasyonlarının karşılaştırılması [400]

	Serbest Yüzey Konfigürasyonu	**Kısıtlı Yüzey Konfigürasyonu**
Avantajlar	**-** Daha hızlı proses **-**Parça üzerindeki kuvvetler çok daha düşük -Parçaların açılı üretilmesi şart değil, bu sayede daha düşük miktarlarda destek malzemesi ihtiyacı -Yazıcılar genellikle daha güvenilir	-Parçanın hazne içerisinden çekilmesine bağlı olarak daha küçük makine hacimleri -Katman kalınlıklarının kolay kontrolü
Dezavantajlar	-Daha fazla reçine ihtiyacına bağlı olarak daha büyük makine hacmi -Serbest yüzey ve parça yüzeyi arasındaki taze reçine kalınlığının düzenli kontrol gerektirmesi -Reçine değiştirmek zor, reçine tankını değiştirmek maliyetli	-Optimum baskı şartlarının sağlanabilmesi adına geçirgen pencerenin (hazne tabanında) düzenli olarak değiştirilmesi gerekliliği -Yerçekimine bağlı olarak parça üzerindeki kuvvetlerin risk oluşturması -Parçanın açılı üretilmesine bağlı olarak süre ve maliyet artışı

Vektörel taramalı stereolitografi proseslerinde; yüksek geometrik hassasiyet ve boyutsal kararlılık, zorlayıcı hedefler arasında öne çıkmaktadır. Buna bağlı olarak dilimleme algoritmaları, imalat tarzları ve malzeme özellikleri üzerine günümüze kadar büyük gelişmeler kaydedilmiştir [402]. Stereolitografiyle üretilen parçaların üstün hassasiyetlerde elde edilebilmesi, dikkatli olarak dengelenmesi gereken bir dizi önemli faktöre bağlıdır. Stereolitografi prosesinin temel imalat bloğu olan kürlenmiş tekil katmanların fotopolimerizasyonla oluşturulması, prosesin doğası gereği büzülme eğilimlidir ve artık gerilmelere sahip yapıların ortaya çıkmasına neden olabilmektedir [403]. Yapı içerisindeki bu artık gerilmeler genellikle

parçanın çarpılmasına neden olmaktadır. Gargiulo ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; toplam büzülmenin yalnızca sıvı-katı geçişiyle değerlendirilmemesi gerektiği, aynı zamanda polimerizasyon dinamiklerinin de mekanik özellikler ve parça çekmesinde büyük öneme sahip olduğu belirtilmiştir [404].

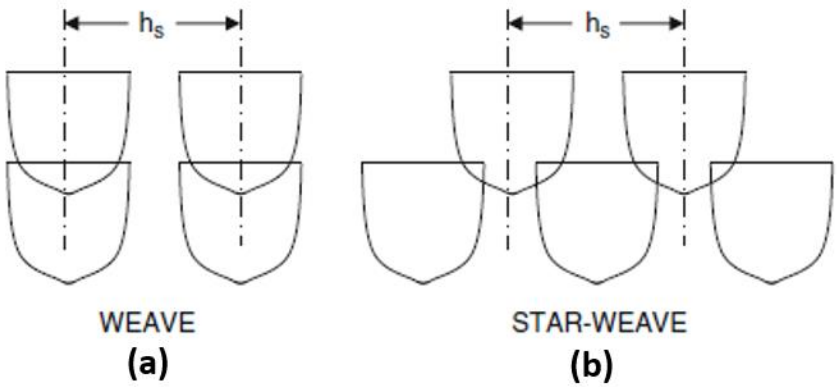
Artık gerilmeleri minimuma indirmede lazer tarama paternleri, imalat parçasının geometrik olarak çarpılma davranışında büyük tesire sahiptir [405]. Tarama stratejisi, reçine yüzeyindeki tüm kesitsel alanın tanımlanmasında faydalanılan polimerizasyonun gerçekleştirilme hatlarıdır ve polimerizasyona bağlı büzülme davranışlarının kontrol edilebilmesi amacıyla geliştirilmektedir. Konig ve arkadaşları, katmanların tek yönde tarandığı durumda çekme kuvvetlerinin tarama yönünde oluştuğunu ve parçada tek taraflı kıvrılmaların meydana geldiğini raporlamıştır [406]. Özellikle imalat sırasında değil, son kürleme aşamasında oluşan eğilme problemlerinin doğurmuş olduğu büyük hassasiyet problemleri, 1990'lı yılların sonlarında Örgü (WEAVE) tarama paterninin geliştirilmesiyle büyük ölçüde ortadan kalkmıştır. WEAVE'in gelişimi; son kürleme işlemi uygulanan parçalardaki bozulmaların, hazneden alınan parçanın yarı-kürlenmiş bölgelerinin yüzdesiyle orantılı olmasının gözlenmesiyle ortaya çıkmıştır. Diğer bir motivasyon ise; büzülmenin, ışın maruziyetini geciktirmesi ve bu geciktirmenin lazer taramasında meydana gelen etkileşim üzerinde önemli bir faktör olduğunun farkedilmesidir. Lazer tarama çizgilerinin birbirleriyle büzülme sırasında etkileşime girmelerini önlemek amacıyla, paralel lazer çizgileri arasında bir lazer çizgisinden biraz daha fazla olacak şekilde mesafe bırakılması üzerine çalışmalar yapılmıştır. WEAVE türü taramalar iki set paralel lazer taramalarından oluşmaktadır (Şekil 5.7). İlki, x-eksenine paralel, aralarında 1 mil mesafe bulunan ("mil", stereolitografi sistemlerinde standartlaşmış bir ölçü birimidir ve 1 mil = 0.001 inç = 0.025 mm eşitliğindedir) ve kürleme derinliği katman kalınlığından 1 mil daha az olacak şekilde; ikincisi ise y-eksenine paralel, aralarında 1 mil mesafe bulunan, kürleme derinliği katman kalınlığından 1 mil daha az olacak şekildedir [407].



Şekil 5.7 Örgü (WEAVE) tarama paterni [407]

WEAVE taramasının geliştirilmesi büyük başarılar getirmiş olsa da, kullanımında bazı kusurlarla da karşılaşılmaktadır. Geniş ve düz yüzeylerde köşeler bozulmakta ve bu köşelerin üstüne gelen katmanlarda, yine aynı köşelerde bozulma dereceleri giderek artmaktadır. Ayrıca delikli bir düzlemde delik kenarlarında mikrofissürler oluşmakta ve bu mikrofissürler gözle görülecek boyutlara ulaşmaktadır. Yalnızca son kürlemede değil, aynı zamanda parçanın üretilmesi sırasında da iç gerilmelerin büyük oranda oluştuğu gözlenmiş ve "yıldız örgü" (STAR-WEAVE) tarama paternlerinin geliştirilmesine zemin hazırlanmıştır [408].

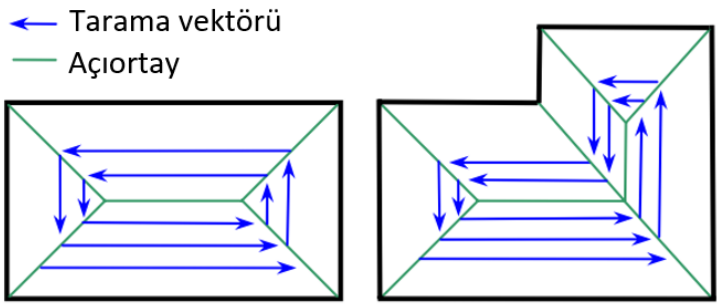
STAR-WEAVE tarama paterni (SW), WEAVE tarama paterninin geliştirilmesinden bir yıl kadar sonra Ekim 1991'de ilk kez yayınlanmıştır. WEAVE'in bilinen tüm eksikliklerine yönelik geliştirilen STAR-WEAVE, dönemin mevcut reçineleriyle yapılan stereolitografik imalatlarda parça büzülmelerine ve WEAVE tarama paterninin beraberinde getirdiği sorunlara çok iyi cevap oluşturmaktadır. WEAVE paterninin yetersizlikleri iki temel olgu üzerine yoğunlaşılmasını sağlamıştır; büzülmenin varlığı (1) ve maruziyetle ilişkili olarak büzülmenin gecikmesi (2). Bu olgular parçada direkt olarak iç gerilmelerin oluşmasına neden olmaktadır. Yıldız-örgü, ismini örgü tarama paternine göre geliştirilen üç özelliğinden almaktadır. Bu geliştirilen özellikler; çapraz tarama, alternatif dizilim ve tekrar tarama şeklindedir. Çapraz tarama direkt olarak gözlenen mikrofissürleri hedef almaktadır [409, 410].



Şekil 5.8 İki katmandan geçen tarama vektörleri; (a) WEAVE, (b) STAR-WEAVE [411]

WEAVE'deki tarama vektörlerinin birbirine direkt temas etmeyen dikey "duvar" yapıları oluşturması ve STAR-WEAVE tarama vektörlerinin bir alttaki tabakaya direkt olarak üstten değil, çaprazlı biçimde işlendiği görülmektedir (Şekil 5.8). Bu durum sayesinde bir katmandan diğer katmana geçişlerde tam örtüşme sağlanarak vektörler arasındaki bölgelerdeki gerilim konsantrasyonları önlenmekte hem de mikrofissürlerin önüne geçilmektedir. İnce bir kesit düşünüldüğünde; WEAVE paterninin her zaman sabit davranışta ve "düz yapıda olduğu" ve buna bağlı olarak yalnızca belirli vektörlerden oluştuğu görülmektedir. İlk önce, x-ekseni vektörleri soldan sağa ve ileri geri şeklinde çizilmektedir. Daha sonrasında y-ekseni vektörleri ileri geri ve soldan sağa doğru çizilmektedir. Y-ekseni vektörleri çizildikçe büzülme, maruziyeti geciktirmektedir. Takip eden vektörler çizildiğinde, önceki vektörlerde büzülme yine de oluşmakta ancak önceki katman üzerine örtüşmeli birleşme gerçekleşmektedir. Etki olarak y-ekseni vektörlerinin ardıl büzülmeleri soldan sağa doğru büzülme "dalgaları" oluşturmaktadır ve bu da büyük ölçüde iç gerilmelerin oluşmasına neden olmaktadır. Bu iç gerilmeler de çarpılmalara yol açmaktadır [412].

Tarama stratejileri üzerine yapılan karşılaştırmalı bir çalışmada; Nickel ve arkadaşları, ızgara şeklinde paralel taramaların yerine, köşegen spiral tarama paternlerinin kullanımıyla daha düşük ve üniform yön sapmalarının elde edildiğini belirtmektedir. Bu bakış açısıyla, endüstriyel stereolitografinin standart taraması haline gelmiş "paralel ızgara" yaklaşımlı tarama paternlerinin yerine "açıortay" tarama gibi çeşitli alternatif yöntemler geliştirilmiştir [405].



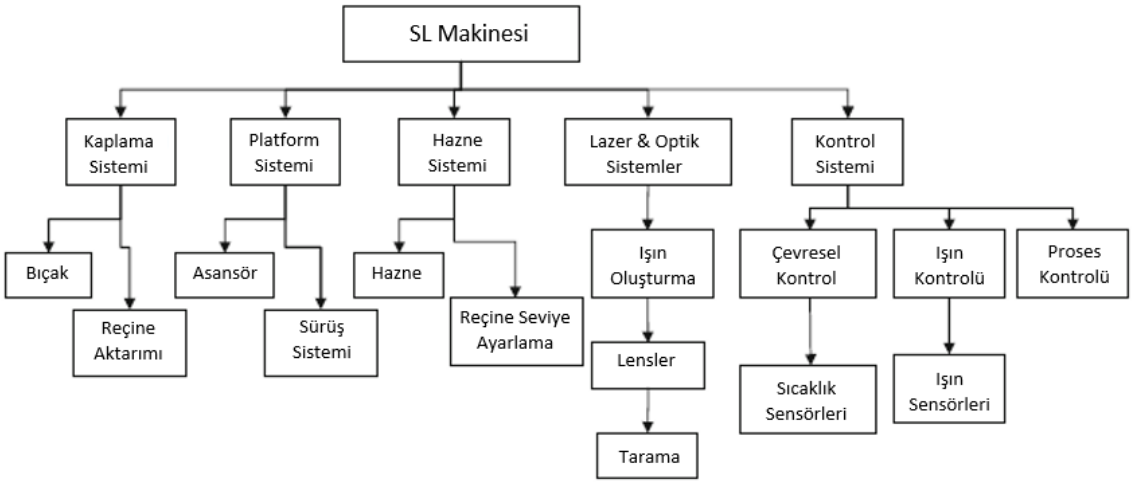
Şekil 5.9 Açıortay tarama prensibi [413]

Açıortay taramanın geliştirilmesi; genel kontürü takip eden dağıtılmış relaksasyonun artık gerilmeleri daha homojen şekilde yayacağı hipoteziyle ortaya çıkmıştır. Izgaralı SW taramalarla kıyaslandığında; açıortay taramalarda relaksasyon miktarının, özellikle açıortay sayısına bağlı olarak arttığı belirtilmektedir. İsminden de anlaşılabileceği gibi açıortay taramalarda öncelikle açıortaylardan oluşan iskeletler elde edilmekte, daha sonrasında kürleme vektörleri içten dışa veya dıştan içe olacak şekilde köşeli spiral şeklinde ilerlemektedir (Şekil 5.9). Bu durum, özellikle serbest formlu eğrilere sahip geometrilerde oldukça karmaşık açıortay yaratma aşamalarını beraberinde getirmektedir. Operasyon sırasında tarama işlemi iki açıortay arasında gerçekleşerek, açıortay iskeletini takip etmektedir. Bir çevrim tamamlandığında lazerin, spot çapının yarısı kadar ötelenmesiyle yeniden tarama başlatılarak kesit tamamlanana kadar işlemler tekrarlı olarak gerçekleştirilmektedir. Hon ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada aynı numuneler için 20'şer x ve y taramasıyla elde edilen boyutsal sapmalar, SW ve açıortay taramaları yapılarak hesaplanmış, açıortay taramalarda standart sapmaların 0.00996, SW taramalarda ise standart sapmaların 0.01214 olduğu kaydedilmiştir [413].

Epoksi esaslı fotopolimerlerin 1992-1993 yıllarında geliştirilmesiyle birlikte bu reçinelerin kürlenme karakterlerine göre yeni tarama paternlerine ihtiyaç duyulmuştur. Bu ihtiyaçlara cevap verme amacıyla ACES (Accurate, Clear, Epoxy, Solid) geliştirilmiştir. ACES yalnızca bir tarama paterni olmamakla birlikte, parçanın inşa edilmesindeki stiller ailesidir. ACES'in geliştirilmesindeki amaç, STAR-WEAVE'deki reçine kürlenmesinde oluşan hataları önleyerek parça hassasiyetini

geliştirmektir [414]. ACES'te reçine katmanının kürlenmesi %96'dan %98'e çıkartılmıştır. Bu sayede son kürleme büzülmeleri ve ilişkili gerilmeler, kıvrılmalar, katlanmalar azaltılmıştır. ACES'in önemli avantajı; tarama boşlukları, ekstra kürleme, doluluğa bağlı düzlemsel ekstra kürleme gibi parametrelerin, WEAVE ve SW paternlerinin aksine kontrol edilebiliyor olmasıdır. Örneğin; WEAVE ve STAR-WEAVE'de katılaştırılan çizgiler arasında 0.001 inç boşluk varken, ACES'te tarama boşlukları kullanıcı tarafından ayarlanabilmektedir. ACES'in öncelikli önermesi; bir katmanı bir önceki katmana bağlamadan önce daha fazla miktarda reçinenin kürlenebilmesidir. Bu da iki boyutlu doldurma (hatch) vektörlerinin ve aradaki boşlukların örtüşecek şekilde üst üste bindirilmesinden geçmektedir. Yani WEAVE gibi boşlukların ve vektörlerin üst üste gelmesi değil, vektör ve boşlukların sıralı biçimde üst üste gelmesiyle doluluğun daha homojen sağlanması temeline dayanmaktadır. Bunun sonucu olarak, katmandaki her nokta birden fazla taramaya maruz bırakılmaktadır. Dolayısıyla, katman için kür derinliğine karar verirken bu çoklu taramaların göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Ayrıca ACES, tarama vektörlerinin iki geçişinden faydalanmaktadır. Bunlardan birisi x-eksenine paralel, diğeri y-eksenine paraleldir. İlk geçişte reçine, istenen katman kalınlığından 1 mil daha az derinliğe kürlenmektedir. Sonra ikinci geçişteyse kalan reçine kürlenerek katman, bir önceki katmana bağlanmaktadır. WEAVE ve STAR-WEAVE tarama paternlerine kıyasla ACES paterninde daha fazla sayıda tarama vektörü gerekmektedir [415].

Günümüzde ticarileşmiş vektör taramalı stereolitografi cihazları için temel sistemler birbirine benzemekle birlikte, mevcut komponentler arasında pek fazla fark bulunmamaktadır. Bir stereolitografi makinesi; kaplama (veya serme) sistemi, platform sistemi, hazne sistemi, lazer ve optik sistemi, kontrol sistemi olmak üzere 5 temel alt sistemden meydana gelmektedir (Şekil 5.10) [416].



Şekil 5.10 Vektör taramalı stereolitografi makinelerinin alt sistemleri [416]

Tipik olarak yeniden kaplama (serme), süpürme bıçağının hafif daldırılmış biçimde kürlenecek "taze" fotopolimerin kürlenme alanına aktarılmasıyla gerçekleştirilmektedir (serbest yüzey yaklaşımlı konfigürasyonlar için). Serme işlemi; bir katmanın kürlenmesini takiben platformun katman kalınlığınca hareket etmesiyle, süpürme bıçağının bir uçtan bir uca, lazerle etkileşime girecek sıvı yüzeyinin düzleştirilmesi olarak tanımlanmaktadır [417]. Süpürme bıçağı genellikle reçineyle içi dolu, çok küçük boşluklara sahip zefir yapıdadır. Bir vakum sistemi, reçineyi hazneden çekerek bıçağa doldurmaktadır. Tekrar kaplama boyunca bıçağın haznede ilerlemesiyle reçine, önceki kesitin katılaştırıldığı bölgelerde getirilmektedir. Bıçağın hazne içerisinde reçinesiz bölgeyle karşılaştığı anda, bıçak içerisindeki reçinenin ağırlığı, vakum kuvvetinden daha fazla olduğu için, reçine bu bölgelere dökülmektedir. Bıçak ayarı düzgün yapılmadığında üretilen parçaya çarparak (ve muhtemelen bir önceki kürlenen tabakayı sıyırarak) "bıçak kırması" kusuru ortaya çıkmaktadır. Bıçak aralığı (bıçağın altı ile reçine yüzeyi arasındaki mesafe) ve süpürme bıçağının hızı, kullanıcı kontrolündeki önemli değişkenlerdendir [418]. Platform sistemi, üretilecek parçayı destekleyen imalat platformu ve platformun yukarı-aşağı hareket etmesini sağlayan asansör sisteminden meydana gelmektedir. Asansör, sürüşünü genellikle vida adımlı milden almaktadır. Hazne sistemi, seviye ayarlama aracı ve otomatik tekrar dolum bölümlerinden oluşan ve reçineyi bir arada tutan tank sistemidir [419]. Optik sistem; lazer, odaklama ve ayarlama optikleri ve haznenin yüzeyinde lazer

demetinin hareketini sağlayan iki adet yönlendirici aynadan oluşmaktadır. Modern stereolitografi makineleri genellikle daha stabil karakteristikleri olan katı-hal lazerlerine sahiptir. 3D Systems'in stereolitografi makineleri örnek olarak verilecek olursa, 1.062 nm dalga boyuna sahip (kızıl ötesine yakın) ışıma çıktısı olan Nd-YVO_4 lazerlerinin kullanıldığı görülmektedir. İlave optik cihazlarla frekans üçe katlanarak 352 nm yani UV dalga boyu dolaylarına ulaşılmaktadır. Bu lazerler 0.1-1 W aralığında güce sahip olup, diğer eklemeli imalat ve malzeme proseslerinde kullanılan lazerlere kıyasla daha zayıftır [420]. Kontrol sistemi; üç temel alt sistemden oluşmaktadır. İlki, makine operasyonunun sekanslarını kontrol eden bir proses kontrolörüdür. Genellikle, parça veya parçalar özelinde hazırlanmış, çeşitli operasyonların tanımlandığı imalat dosyasına göre çalışmaktadır. Komutlar çeşitli alt-sistemlere gönderilerek bıçağın çalıştırılması, reçine seviyesinin veya hazne yüksekliğinin ayarlanması gibi bir dizi operasyonu aktif hale getirmektedir. "Bıçak kırması" gibi kusurların önlenmesi için, süpürme bıçağındaki kuvvetleri ve reçine yüksekliğini kontrol edebilmek amacıyla çeşitli sensörlerden faydalanılmaktadır. İkinci temel alt sistem; ışın kontrolörü tarafından operasyon tanımlamaları doğrultusunda spot genişliğini, odak derinliğini, tarama hızını ayarlamak adına aksiyon dönüşümlerini oluşturmaktadır. Üçüncü kontrol grubunda ise; reçine haznesindeki ve çevresel sıcaklıklar, nem miktarı gibi koşullar takip edilmektedir. Bu koşullar ve koşul takip sistemleri, makine modeline göre değişkenlik gösterebilmektedir [421].

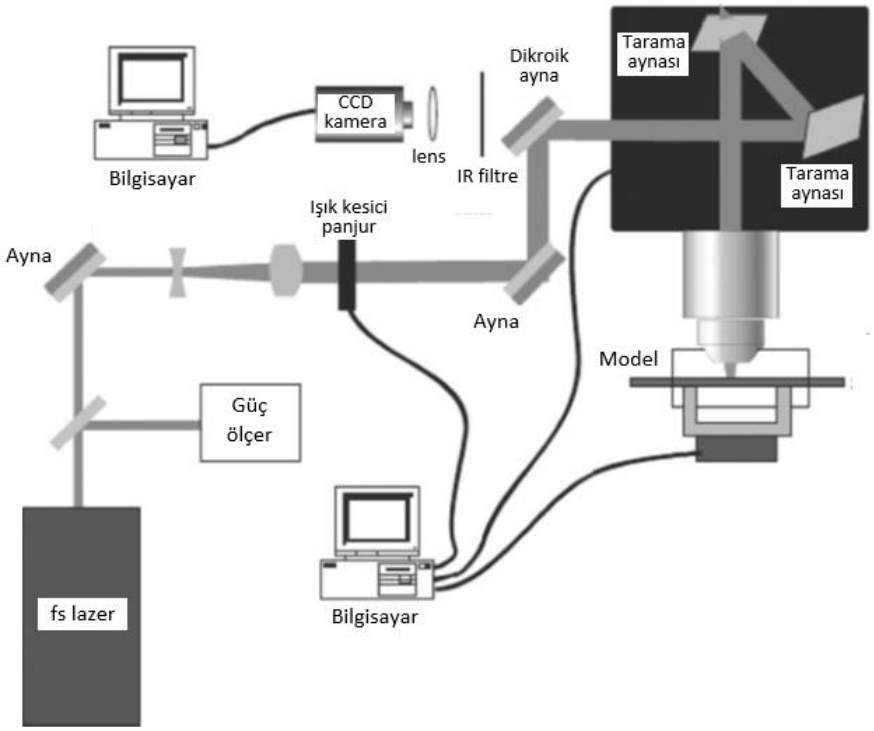
5.1.2.1 Kızılötesi Stereolitografi (Infrared Stereolithography, IR-SLA)

Kızılötesi stereolitografi sistemleri, ısıya duyarlı reçinelerin kızılötesi ışınlarla kürlendiği özgün bir stereolitografi çeşididir [422]. UV başlatıcılı konvansiyonel stereolitografinin aksine IR stereolitografi, termal bir polimerizasyon sürecidir. Proseste genellikle λ=10.6 μm IR salınımlı CO_2 lazer, odağı kontrol eden özel bir tarama başlığı ve hareketli platformlar kullanılmaktadır. Lazer demetiyle ısıya duyarlı reçine malzemesi arasındaki etkileşim; lazerin pals enerjisi, tesir süresi, tarama hızı, lazer ışınının genişliği ve reçinenin diğer optik/termal parametrelerine bağlı olarak değişiklik göstermektedir [423].

Kızılötesi stereolitografi sistemleri genellikle epoksi esaslı özel reçinelerde kullanılmaktadır. Polimerizasyon reaksiyonları termal olarak başlatılmaktadır. IR fotonları (ışık partikülleri), kimyasal kürlenme reaksiyonunu başlatacak yeterli enerjiye sahip değildir. Bunun yerine, kızılötesi lazerden soğurulan enerji, reçinenin ısınmasına yol açarak belirli bir zaman sonra polimerizasyonun başlamasına yol açmaktadır. Başlangıç aşamasındaki temel prensip; absorbe edici tepkenin ışık enerjisini, lokal olarak ortama taşımasıdır [424]. UV ışınlar da reçine içerisinde ısınmaya yol açmaktadır. Ancak UV lazerlere kıyasla çok daha yüksek güçlerin kullanıldığı IR-lazer sistemlerinde ısı artışı çok daha hızlı gerçekleşmektedir. Direkt foto-kürlemeye kıyasla termal kürlemenin avantajları arasında; reçinenin dolgu partikülleri ihtiva etmesi durumunda UV ışının geçişinin bloklanmasına karşın IR ışın geçişinin daha kolay olması ve nüfuz derinliği artışı, IR ışımalı lazerlerin daha düşük maliyetlere sahip olması öne çıkmaktadır [425].

5.1.2.2 Çift Foton Fotopolimerizasyonu (Two Photon Photopolymerization, TPP)

Çift foton başlatıcılı polimerizasyon kürleme prosesleri (TPP), femtosaniyelik (10^{-15}s) lazer palslerinin sıvı reçine içerisine odaklanarak mikro/nano boyutlarda yapıların elde edilmesinde kullanılan stereolitografi prosesleridir (Şekil 5.11) [426]. Bu durumda hedef molekül; daha yüksek ve sabit bir tekil fotonun yerine, daha düşük enerjilerde iki fotonu eş zamanlı olarak absorbe etmektedir. Çift fotonun eş zamanlı absorbsiyonuna bağlı olarak molekülün elektriksel uyarımı, gönderilen ışığın yoğunluğuna bağlıdır ve mikron altı seviyelerde üç boyutlu çözünürlükler elde edilebilmektedir [427]. Lim ve arkadaşları tarafından geliştirilen ve "nano stereolitografi" ismiyle anılan çift foton polimerizasyon esaslı sistemde; 780 nm dalga boyuna sahip Ti:safir lazer ışınları, her adımda 2.5 nm x-y çözünürlüğüne sahip iki adet galvanomerik ayna ve z ekseninde hareketin sağlandığı piezoelektriksel platformlar kullanılmaktadır. Fotopolimer reçinenin voksel matrisli tarama metodu veya kontür öteleme metoduyla kürlenmesiyle mikro-parçalar üretilmektedir [428].



Şekil 5.11 Tipik TPP düzeneği [429]

Maruo ve arkadaşları, 1996 yılında çift foton esaslı bir mikro-stereolitografi geliştirmiş ve sistemde kilitli modlu Ti: safir lazerlerden 770 nm dalga boylarında ışınımlarla, reçine haznesi içerisinde fotopolimerizasyon gerçekleştirerek mikron seviyesinde parçalar üretmiştir. Kullandıkları reçine, üretan akrilat monomerler/oligomerler ve UV foto-başlatıcılarının karışımından meydana gelmektedir [430]. Kawata ve arkadaşları, yine aynı prensibe sahip geliştirmiş oldukları sistemde 120 nm çözünürlükte yaklaşık 7 μm boyutlarında bir boğa modelini elde ettiklerini kaydetmiştir. Çeşitli reçinelerin kullanıldığı TPP çalışmaları literatürde mevcuttur [431-435].

5.1.2.3 İğne Ucu Katılaştırma (Integrated Hardened Stereolithography, IH-SLA)

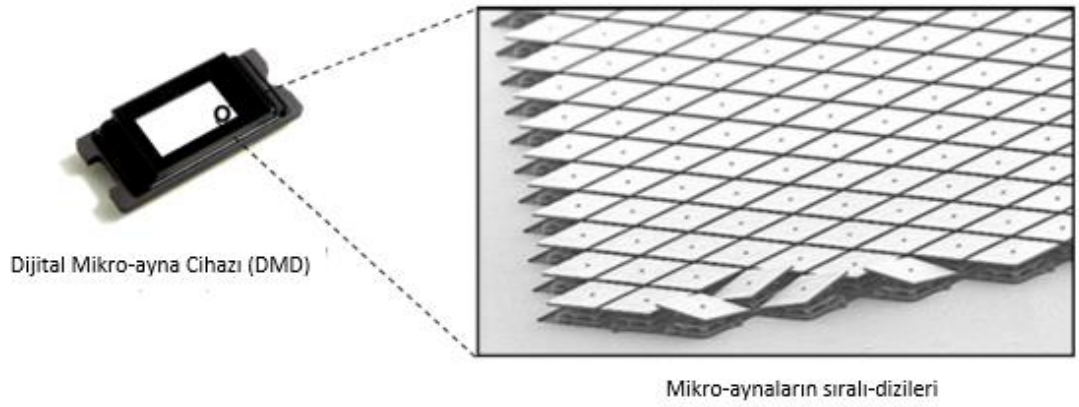
TPP metoduna benzer şekilde 1998 yılında Ikuta ve arkadaşları tarafından "süper entegre sertleştirilmiş polimer stereolitografi" (Super IH, IH-SLA) sistemleri geliştirilmiştir [436]. TPP proseslerine benzer şekilde; yüksek yoğunluğa sahip lazer odak noktası, hazne içerisinde yalnızca o vokselin fotopolimerizasyonuna yol açarak katılaştırmayı sağlamaktadır. Sistem, tek fotonlu polimerizasyon sistemidir. Buna

bağlı olarak 0.4 μm gibi çok yüksek çözünürlükler elde edilebilmektedir. Çok pahalı femtosaniye lazerlerine ihtiyaç duyulmamaktadır. Henüz ticarileşmemiş olmakla birlikte IH-SLA sistemleri üzerine çok az sayıda çalışma bulunmaktadır [437].

Literatürde IH-SLA prosesiyle birlikte, fotonlu uzaysal şekillendirme, üç boyutlu optik polimer modelleme, mikro foto-şekillendirme, mikro-stereofotolitografi gibi isimlerle anılan ve benzer prensiplere sahip mikron ve mikron altı seviyesinde imalatların gerçekleştirildiği fotopolimerizasyon proseslerine genel olarak "mikro stereolitografi" denilmektedir. Kavram ve terim karmaşıklarının önüne geçmek adına; stereolitografi makineleri ölçek bazında üç ana gruba ayrılabilir. Bunlardan ilki olan "taramalı mikro stereolitografi" makinelerinde; ışık demetiyle vektörel olarak sıvı reçinenin tabakalar halinde kürlenmesiyle parça imalatı gerçekleştirilmektedir. İkinci grupta yani "tümleşik mikro stereolitografi" makinelerinde reçine yüzeyine yüksek çözünürlüklü görüntüler düzlemsel olarak yansıtılarak parça imalatı gerçekleştirilmektedir. Üçüncü grup olan "mikron altı mikro stereolitografi" makinelerinde ise polimerizasyon reaksiyonu reçinenin yüzeyinde değil, içerisinde gerçekleştirilmektedir [438].

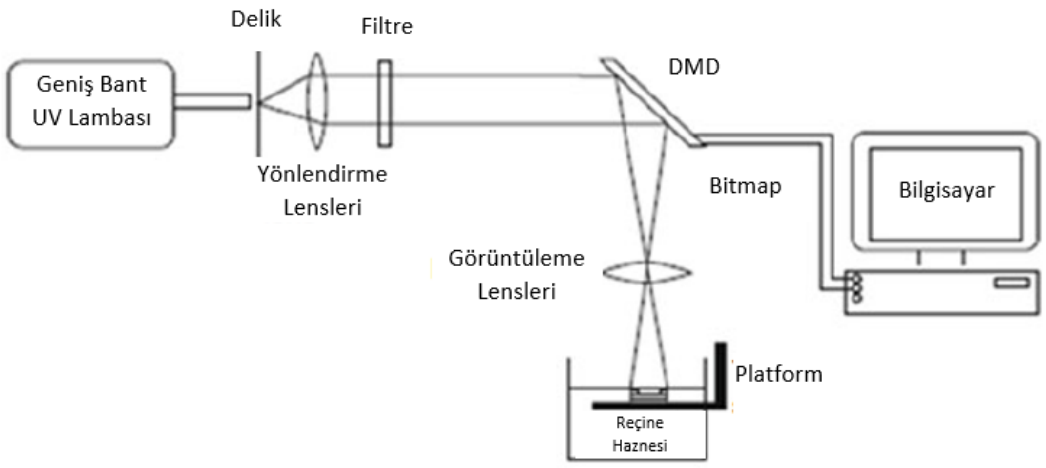
5.1.3 Maske Projeksiyonlu Hazne Fotopolimerizasyonu (Mask Projection Vat Photopolymerization, MPVP)

Maskeleme esaslı hazne fotopolimerizasyonu proseslerinde, bir maske yardımıyla UV enerjisinin iki boyutlu paternleri seçici olarak reçine yüzeyine yansıtılmaktadır (Şekil 5.13). SLA proseslerinin aksine, hareketsiz bir başlık (maske) kullanılarak vektörel değil, direkt alan veya kontürsel tarama gerçekleştirilmektedir. Dijital Işın Prosesi (Digital Light Processing, DLP™) teknolojisinin gelişmesiyle ekonomikleşen MPVP sistemlerinde 5 μm gibi küçük bölümlerin üretilebilmesi, dijital mikro-aynaların (DMD) kullanılmaya başlanması sayesinde gerçekleşmiştir (Şekil 5.12) [439]. Genel olarak; üretilen parçanın boyutları ve üretilen kısımların çözünürlüğü, maskenin boyutlarına ve kontrol edilebilen en küçük birim (piksel) veya DMD'nin özelliklerine bağlıdır [440].



Şekil 5.12 DMD yansıtma yüzeyinin yakından görünümü [440]

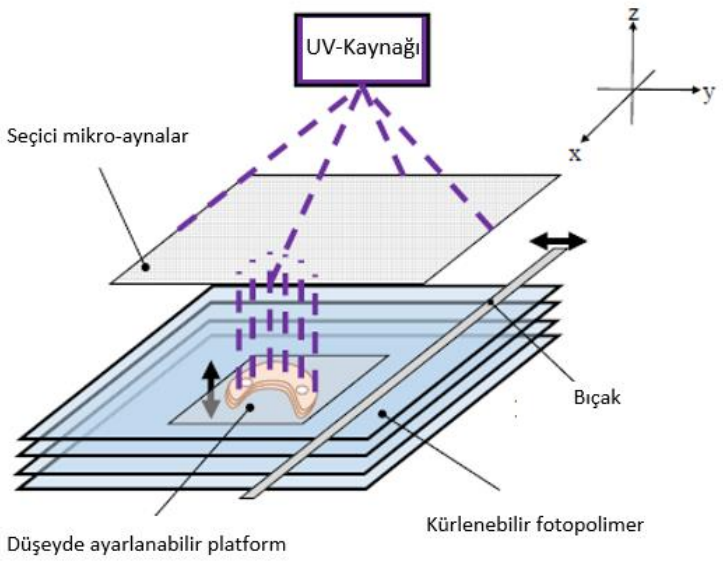
Üretimde en yüksek çözünürlüğe sahip (en küçük mikro-aynalar), en büyük DMD sıralı dizileri (çerçeve olarak, en geniş) kullanıldığı varsayımında bulunsak bile, MPVP prosesinde elde edilebilir kısım boyutları, optik eleman seçimine bağlı olarak yine de sınırlarla karşılaşacaktır. Yüksek büyütme oranlarına sahip projeksiyon lenslerinin (Q>1) daha geniş alanların taranmasına, yüksek küçültme oranlarına sahip lenslerin ise daha iyi çözünürlüklerin elde edilmesine imkan sağlamasından, optimum lens kullanımı, MPVP sistemlerinde çok ölçekli üretimi bu çerçeve içerisinde sınırlandırmaktadır [441]. MPVP sistemleriyle hassas ve büyük ölçekli üretimlerin gerçekleştirilebilmesi, prosesin mikron skalasında ve aynı zamanda büyük alanlarda çalışabilmesini gerektirmektedir. Büyük ölçekli üretim için üç temel kriterin karşılanması gerekmektedir. Bunlar; (1) yüksek çözünürlüklü kısımları yansıtabilme, (2) kısımların üretimini büyük ve sürekli alanlara aktarabilme ve (3) üretim sırasında parçada oluşturulabilecek hasarların önlenmesi şeklindedir [442].



Şekil 5.13 Maske projeksiyonlu hazne fotopolimerizasyon prosesinin genel gösterimi [442]

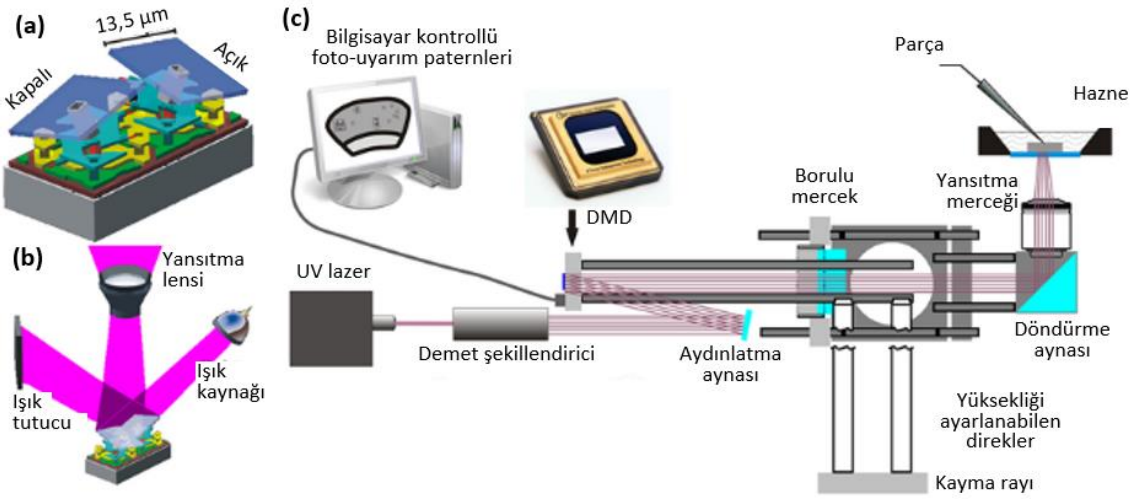
5.1.3.1 Dijital Işık Prosesi (Digital Light Processing, DLP)

Dijital ışık yansıtma veya ticari ismiyle "Dijital Işık Prosesi" (DLP), hazne fotopolimerizasyonu esaslı eklemeli imalat sınıfının, maske projeksiyon kategorisinin içerisindeki "alan" taramalı bir proses çeşididir. Bir UV demetinin, fotopolimer reçineye uygulanması sonucu kürlenme reaksiyonlarıyla katı parça oluşturma esasına dayanmaktadır. Projektörlerle yansıtılan UV dalga boyuna sahip ışıklar; fotopolimer reçine yüzeyinde CAD verileri doğrultusunda, üretilecek parçanın 2B kesitinin maske ile "bir katmanın tek seferde kürlenmesi" gerçekleştirilecek şekilde yansıtılmaktadır (Şekil 5.14). Seçici mikro-aynalar ve mikro-lensler, kürlenmenin arzu edildiği bölgelere ışın demetlerini odaklayarak katılaşmayı gerçekleştirmektedir [443].



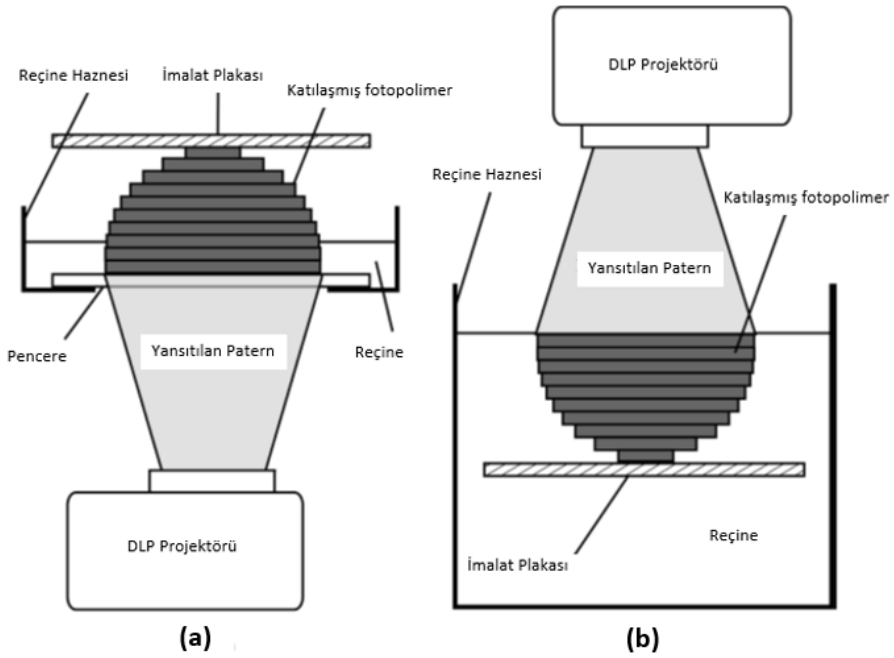
Şekil 5.14 DLP prensibinin şematik gösterimi [444]

DLP teknolojisinde rehber görevine sahip seçici mikro-aynalarla UV-ışınları yalnızca istenen alanlara gönderilerek, tüm tabakanın tek seferde kürlenmesi gerçekleştirilmektedir. Bu sayede, vektör taramalı SL makinelerine kıyasla kürlenme reaksiyonuna bağlı olarak parça imalatı daha hızlı gerçekleşmektedir. Minimum kürleme boyutu, mikro-aynaların sayısına bağlı olarak değişmektedir. Mevcut sistemlerde; sıralı-diziler için 4160 x 2080 gibi sayılara varan tek-tip mikro-aynaların sıralanmasıyla, 30 μm'a kadar yatay çözünürlükler ve 10 μm'a kadar düşey çözünürlükler elde edilebilmektedir [445]. DLP projektörünün kalbini DMD çipi oluşturmaktadır. DMD basit olarak, yarı iletken bir ışık şalteri şeklinde düşünülebilir. DMD çipinin üzerine mikro-aynalar yerleştirilmiştir ve bu aynalar, elektrik sinyaline cevap olarak eğilme, yatma hareketi yaparak, kaynaktan gelen ışığın yönlendirilmesini sağlamaktadır (Şekil 5.15) [446].



Şekil 5.15 Dijital mikro-ayna cihazının (DMD) işlevine ait prensip ve DMD'nin foto-stimülasyona entegrasyonu; (a) kapalı ve açık pozisyonda iki DMD mikro-aynası, (b) iki aktif aynalı DMD örneği, (c) DLP prosesinde fotopolimerizasyonun gerçekleşmesini sağlayan ışığın ilerleyişi [446]

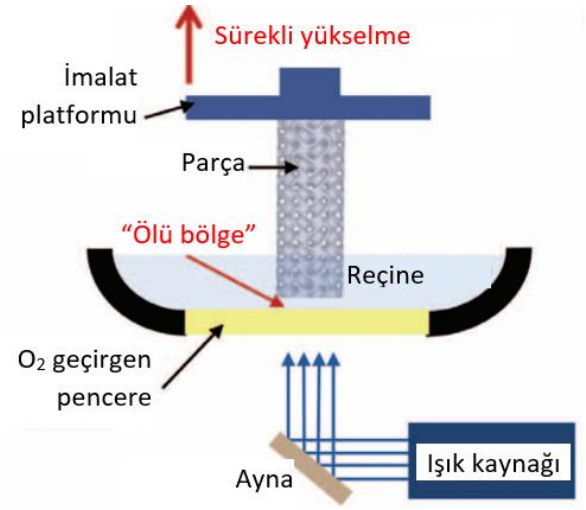
DLP sistemleri; vektör taramalı stereolitografi sistemleriyle aynı şekilde serbest yüzey (banyo konfigürasyonu) ve kısıtlı yüzey (yarasa konfigürasyonu) olmak üzere iki farklı konfigürasyona sahiptir (Şekil 5.16). Yeni katmanda fotopolimerizasyonun gerçekleştirilebilmesi için henüz kürlenmemiş reçinenin kürlenecek bölgeye akışı, bu iki konfigürasyonda farklılık göstermektedir. Yarasa konfigürasyonlu DLP sistemlerinde fotopolimerizasyonun, hazne tabanında gerçekleşmesine bağlı olarak, parçanın hazne tabanından alınabilmesi için açılı olarak imal edilmesi gerekmektedir. Işık kaynağının yukarıdan gönderildiği banyo konfigürasyonlarında ise henüz kürlenmemiş sıvı reçinenin serbest bir şekilde, kürlenmiş katmanın üzerine akması/serilmesi beklenmektedir [447].



Şekil 5.16 DLP konfigürasyonlarının şematik gösterimi; (a) kısıtlı yüzey, (b) serbest yüzey [448]

5.1.3.2 Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi (Continuous Liquid Interface Production, CLIP)

Çeşitli kaynaklarda sürekli dijital ışık imalatı (*Continuous Digital Light Production,* CDLP), sürekli dijital katman imalatı (*Continuos Digital Layer Manufacturing,* CDLM) gibi farklı ticari isimlerle de anılan sürekli sıvı arayüz üretimi (*Continuous Liquid Interface Production,* CLIP), kısıtlı yüzey konfigürasyonlu bir maske projeksiyonlu hazne fotopolimerizasyon prosesi çeşididir [449]. Proses süresince, imalat platformu ve hazne tabanı arasında ince bir film şeklinde kürlenmemiş sıvı reçine bulunmaktadır. Haznenin alt kısmında bulunan ve oksijen geçirgenliğine sahip bir membran pencere tarafından "ölü bölge" denilen kürlenmemiş reçine katmanı muhafaza edilmektedir. Ölü bölge tarafından kürlenme kontrollü olarak önlenerek, oksijenle temas halindeki reçinenin sıvı halde kalması sağlanmaktadır (Şekil 5.17). Buna bağlı olarak kısıtlı yüzeyli DLP proseslerinde veya vektör taramalı stereolitografi sistemlerinde olduğu gibi kürlenen katmanın yükselmesiyle, araya sıvı reçinenin dolması gibi bir süre bekleme gerekliliği ortadan kalkarak kesintisiz yani katmansız imalat gerçekleştirilebilmektedir [450].



Şekil 5.17 CLIP prosesinin şematik gösterimi [451]

CLIP, oksijen geçirgen mercekler ve programlanabilir sıvı reçine kullanarak yüksek mekanik özelliklere sahip, yüksek çözünürlüklü parçalar üretmek için kullanılan yeni bir eklemeli imalat teknolojisidir. Tumbleston ve arkadaşlarının CLIP prosesini kullanarak gerçekleştirmiş olduğu çalışmada, 100 µm altındaki çözünürlük değerlerinde onlarca santimetrelik monolitik polimerik parçaların sürekli üretimi gerçekleştirilmiştir [450]. Ayrıca, CLIP teknolojisi ile karmaşık katı parçalar, reçine kullanılarak 100mm/saat basım hızının üstünde bir hızla üretilebilmektedir. Bu basım hızı, 3B baskının saatler yerine dakikalar içinde yapılabilmesine izin vermektedir. CLIP teknolojisinde yumuşak elastik malzemeler, seramikler ve biyouyumlu malzemelerin (katkı formunda) işlenmesi gerçekleştirilebilmektedir [452].

5.1.3.3 Sıvı Kristal Ekran Baskı (Liquid Crystal Display, LCD)

Tümleşik mikrostereolitografi (normal stereolitografiden daha yüksek çözünürlüğe sahip maske projeksiyonlu stereolitografi) yöntemleri içerisinde ilk geliştirilen yöntem olan LCD kullanımlı eklemeli imalat sistemleri, 1995 yılında Bertsch tarafından geliştirilmiştir. LCD yansıtma ekranındaki her bir piksel, içerisindeki moleküllerin yönlendirilmesinin kontrollü olarak değiştirilmesiyle geçirgen veya opak hale geçen küçük hücrelerdir. Bu hücrelerin geçirgenlik/opaklık davranışlarının kontrol edilebilmesi, bir enerji kaynağından gönderilen ışının modüle edilebilirliği fikrini ortaya çıkarmıştır [453].

İlk tümleşik mikro stereolitografi cihazlarının geliştirildiği dönemde, LCD'ler UV ışıkla uyumlu olmadığı için, görünür ışık dalga boylarındaki ışınımlarla reaksiyona girebilecek yeni reçine formülasyonlarının geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Görünür ışık dalga boylarının UV ışınımlara göre daha düşük enerjilere sahip olmasıyla dönem içerisinde yalnızca birkaç tane foto-başlatıcının direkt olarak polimerizasyon prosesini başlatabilecek nitelikte olması, çok karmaşık reçine formülasyonları üzerine çalışmalar yapılmasına yol açmıştır. Geliştirilen reçinelerde çok yüksek büzülme ve polimerizasyon sonrası ağarma davranışları ortaya çıkmış ve buna bağlı olarak parça hassasiyetlerinde iyi sonuçlar elde edilememiştir. Sonuç olarak argon-iyon lazerleri ve halojen lambalar kullanılmaya başlanmıştır [454,455].

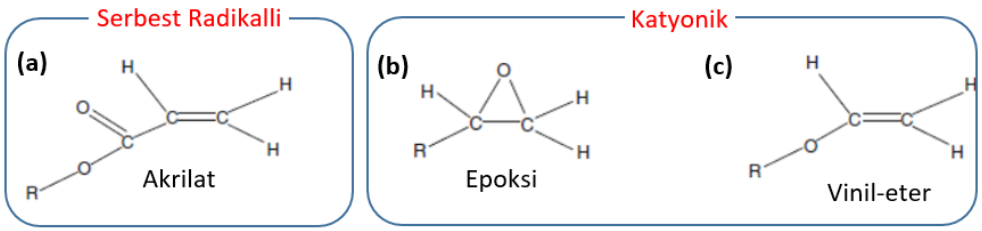
DMD cihazlarının geliştirilmesiyle LCD kullanımlı maske projeksiyon stereolitografi yöntemleri yerini daha yüksek imalat hızlarına ve boyutsal hassasiyetlere sahip DLP teknolojilerine bırakmak zorunda kalmıştır [456]. Buna rağmen günümüzde kişisel amaçlı kullanımları hedef alan ve LCD yansıtmalardan faydalanılan ucuz alternatifler piyasada bulunmaktadır [457].

5.1.4 Fotopolimerizasyon Malzemeleri

Genel olarak enjeksiyonla kalıplanan termoplastik polimerlerde; ergime ve katılaşmanın tekrarlanabilmesine olanak sağlayan lineer veya dallanmış moleküler yapıları bulunmaktadır. Buna karşın; stereolitografi fotopolimerleri, çapraz bağlı moleküler yapıda olup, ergime özelliği göstermezler ve çok daha düşük sürünme ve stres relaksasyonuna sahiptir [458]. Fotopolimerizasyon, ışık enerjisi ile sıvı reçine sistemlerinin çapraz bağlı katı polimerlere hızlı dönüşümünü sağlayan etkili, ekonomik ve çevreci bir yöntemdir. Işıkla kürlenen formülasyonlar; genellikle ultraviyole (UV) ışınlarına maruz kaldığında reaktif türler üreten az miktarda foto başlatıcı içeren çok fonksiyonlu monomerler ve oligomerlerden oluşur. Polimerizasyon mekanizmaları ve reaktif türleri bakımından ışıkla kürlenen reçineler; akrilatlar ya da doymamış polyesterler gibi monomerlerin polimerizasyonunu başlatan serbest radikaller ile çok fonksiyonlu epoksilerin ve vinil eterlerin polimerizasyonunu başlatan katyonlar olarak iki ana sınıfa ayrılabilir [459].

5.1.4.1 Stereolitografi Sistemlerindeki Fotopolimer Kimyasına Genel Bakış

Işıkla başlatılmış polimerizasyon reaksiyonlarına fotopolimerizasyon denir. Genellikle mor ötesi veya görünür bölge ışık kaynakları kullanılır. Fotobaşlatıcının uygun bir dalga boyundaki ışık absorbsiyonu sonucunda oluşan reaktif türler, tek fonksiyonlu monomerlerin polimerizasyonunu sağlarken, çok fonksiyonlu monomerlerin çapraz bağlı yapılara dönüşmesini sağlar [460]. Stereolitografi fotopolimerleri foto-başlatıcılar, reaktif seyrelticiler, esnekleştiriciler, stabilizatörler, sıvı monomerler gibi birkaç çeşit malzemenin birleşmesiyle elde edilmektedir. Reaktifleşen foto-başlatıcılar, monomerlerle reaksiyona girerek polimer zincirlerinin oluşmasını başlatırlar. Müteakip reaksiyonların gerçekleşmesiyle birlikte polimer zincirleri arasında güçlü kovalent bağlar meydana gelerek çapraz bağlı yapılar elde edilmektedir. Polimerizasyon terimi; monomer ismi verilen küçük moleküllerin birleşerek daha büyük molekülleri (polimer) oluşturması şeklinde tanımlanmaktadır. Stereolitografi sistemlerinde kullanılan, ticarileşmiş iki temel tip fotopolimer olarak; serbest radikal fotopolimerizasyonlu akrilat esaslı reçineler ve katyonik fotopolimerizasyonlu epoksi ve vinil eter reçineler öne çıkmaktadır (Şekil 5.18) [461].



Şekil 5.18 Temel stereolitografi fotopolimerleri [462]

Polimerizasyonun sonlanması üç sebeple gerçekleşebilmektedir. Bunlar; rekombinasyon (yeniden birleşme), disproporsiyon (oransızlaşma) ve oklüzyon (tıkanma) şeklindedir. Rekombinasyon, iki polimer zincirinin iki radikalle birleşmesiyle gerçekleşmektedir. Disproporsiyon, bir radikalin bir diğer radikal tarafından iptal edilmesiyle ve oklüzyon ise serbest radikallerin katılaşmış polimer içerisinde hapsolmasıyla meydana gelmektedir. Yani reaksiyon bölgeleri hala etkin, ancak polimer ağı içerisinde hareketlilikleri sınırlandırılmıştır. Bu "tutsak" bölgeler sonunda reaksiyona girecektir ancak reaksiyona girdikleri bir polimer zinciri veya

monomer değil, oksijen veya diğer reaktif bileşiklerin difüze olmuş halleridir. Bu durum, kürlenen parçanın yaşlanma gibi davranışlar göstererek mekanik özelliklerinin değişmesine neden olacaktır [465].

Serbest radikal polimerizasyonda büyümekte olan polimer zincirin monomer katan ucu radikal, iyonik polimerizasyonda ise iyonik karakterdedir. Bu iyonik uç anyonik ise olaya "anyonik polimerizasyon", katyonik ise "katyonik polimerizasyon" denir [466].

Katyonik fotopolimerizasyonda kullanılan monomerler temel olarak; reaktif uç grubu karbo-katyon olan vinil monomerleri ve halka yapı içerisinde reaktif uç grubunda bir veya iki hetero-atom içeren heterosiklik monomerler olmak üzere iki ana grupta incelenmektedir [467]. Stereolitografide daha yaygın olarak tercih edilen karbo-katyonik polimerizasyonda, reaksiyon başlatıcısı olarak genellikle Brönsted asitleri ve Lewis asitleri kullanılmaktadır [468,469]. Başlangıçta katyonik fotopolimerizasyon üzerine fazla yoğunlaşılmamış olsa da, 1990'lı yıllarda mikro elektronik ve stereolitografi teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte katyonik fotopolimerizasyonun stereolitografi sistemlerinde kullanımı üzerine akademik ilgi artış göstermiştir [470-472].

5.1.4.2 Reçine Formülasyonları ve Reaksiyon Mekanizmaları

İlk stereolitografi reçine patentleri 1989 ve 1990 yıllarında alınmıştır [473, 474]. Bu reçineler akrilatlardan hazırlanmış olup, yüksek reaktivite oranlarına sahip olmasının yanında büzülme ve kıvrılma davranışlarından dolayı yeterince mukavim ve hassas parçaların üretilmesinde yeterli performansı gösterememektedir. Erken dönem akrilat esaslı reçineler tipik olarak yaklaşık %50'ye kadar kürlenebilmekte ve yeni bir kat oluşturulduğunda daha önceden kürlenmiş olan katmanlarda kontrol edilemeyen fotokimyasal reaksiyonlar gerçekleşmektedir. Bu reaksiyonlar, ilave çapraz bağlanmalara sebebiyet vererek ekstra büzülmelere yol açabilmektedir. Bunun sonucu olarak katmanlar arası büzülmeler ve stresler oluşabilmektedir [475]. Serbest radikal fotopolimerizasyonlu erken dönem akrilat reçineler, kürlenebilir reçinelerde ticarileşen ilk grup olarak karşımıza çıkmaktadır. Foto-başlatıcıların "reaktif" hale gelmesiyle birlikte akrilatlar, uzun polimer zincirleri

oluşturarak, monomer segmentlerin eklenmesiyle lineer moleküller meydana getirmektedir. Çapraz bağlanma, polimer zincirlerinin birbirine yaklaşacak kadar uzamasının sonrasında gerçekleşmektedir. Akrilat fotopolimerleri, yüksek foto-hız (UV maruziyetinde hızlı reaksiyon gerçekleştirme) özelliklerine sahip olmakla birlikte çok fazla büzülme ve gerilim oluşturma dezavantajları nedeniyle epoksi veya diğer fotopolimer eleman takviyeleri yapılmadan çok nadir olarak kullanılmaktadır [476].

Epoksi kompozisyonlu stereolitografi reçinelerine ait ilk patentler 1988 yılında Japonya'da geliştirilmiştir [477,478]. Epoksi reçinelerle; erken dönem akrilat reçinelere kıyasla daha hassas, daha sert ve mukavim parçalar üretilebilmektedir. Akrilat reçinelerde fotopolimerizasyon esnasında %5-20 arasında büzülme gözlenirken, bu oran epoksi reçineler için %1-2 gibi çok daha düşük aralıklarda gerçekleşmektedir [479]. Bu kadar düşük bir büzülme davranışı sayesinde katmanlar arası yapışma daha dayanıklı olmakta ve kıvrılmalara yol açabilecek gerilimler büyük oranda engellenebilmektedir. Ayrıca, epoksi bazlı reçinelerin polimerizasyonu atmosferik oksijenden etkilenmemekte ve bu sayede düşük foto-başlatıcı konsantrasyonlarına ihtiyaç duyulmakta ve bunun sonucu olarak akrilik formülasyonlara göre daha düşük kalıntılar içeren yapılar elde edilmektedir [480]. Bununla birlikte epoksi reçinelerden üretilen parçaların kırılgan olması ve foto-kürlenmenin çok daha yavaş gerçekleşmesi gibi dezavantajlardan bahsetmek gerekmektedir. Epoksi reçinelere belirli miktarlarda akrilat ilavesi yapıldığında hem fotopolimerizasyon reaksiyonu hızlanmakta hem de üretilen parçanın gevrekliği azaltılmaktadır [475]. Epoksi reçinelerin bir diğer dezavantajı ise neme karşı hassas olmalarıdır ve bu durum fotopolimerizasyonu etkileyebilmektedir [480].

En yaygın katyonik fotopolimerleri epoksiler ve vinileterler oluşturmaktadır. Epoksi monomerlerde daha çok, halka yapıları gözlenmektedir. Tepkimeye girdiğinde bu halkalar açılarak diğer kimyasal bağların gerçekleşeceği bölgeler oluşmaktadır. Açıklıklar reaksiyonda minimal hacim değişikliklerine neden olmaktadır. Çünkü kimyasal bağların türü ve sayıları, reaksiyon öncesinde ve sonrasında eşit miktarlardadır. Sonuç olarak, epoksi esaslı stereolitografi reçinelerinde büzülme

çok daha az oranda gerçekleşmektedir. Neredeyse tüm ticari stereolitografi reçinelerinde eser miktarda da olsa epoksi içeriği bulunmaktadır [481].

Radyasyonla kürleme çalışmaları için polioller, epoksiler, (met)akrilik asitler ve esterleri, diizosiyanatlar, vb. gibi temel malzemeler kullanılarak monomerler ve oligomerler üretilmektedir. Monomerlerin çoğu, çapraz bağlı polimerizasyonu sağlayan multi-fonksiyonel monomerler (MFM) veya poliol poli-akrilatlardır. Oligomerlerin ana kimyasal grupları polyester akrilat (PEA), epoksi akrilat (EA), üretan akrilat (UA), amino akrilatlar (foto-başlatıcı sistemlerde hızlandırıcı olarak kullanılırlar) ve siklo-alifatik epoksilerden meydana gelmektedir [482].

Reçine tedarikçileri, oligomer ve monomerleri foto-başlatıcılarla ve reaksiyon oranına, malzeme özelliklerine etkiyen diğer malzemelerle karıştırılmış halde "kullanıma hazır" formülasyonlar geliştirmektedir. Foto-başlatıcıların, foto-hassaslaştırıcılarla karıştırılmasıyla, daha uzun dalga boylarında absorpsiyon sağlanabilmektedir. Ayrıca, destekleyici malzemeler de başlatıcılarla karıştırılarak formülasyonun çözünürlüğü iyileştirilmektedir. Foto-başlatıcı sistemler, yüksek özenle çeşitli bileşenlerin karıştırılmasıyla optimum performans hedeflenerek uygulama özelinde hazırlanmaktadır [479]. Diğer ilaveler de istenen özelliklerde malzemenin elde edilmesi için reçine karışımına eklenmektedir. Örneğin; uygulama için kabul edilebilir seviyede viskoziteye sahip bir karışım hazırlanırken reaktif seyrelticilerden faydalanılabilmektedir [483].

Foto-başlatıcıların görevi, uygulanan ışının ısıl enerjisini, reaktif ortamlar şeklinde kimyasal enerjiye dönüştürmektir. Belirli dalga boylarında yüksek absorpsiyon özelliğine ve hızlı fotoliz becerisine sahip olması gerekmektedir. Reaktif ara ürünler; ya vinilik ya da akrilik çift bağlara eklenebilen, böylece radikal polimerizasyonu başlatabilen ya da epoksi molekülleri arasında polimerizasyon reaksiyonlarını başlatabilen reaktif katyonik türlerdir [484]. Tipik stereolitografi prosesinde radikal foto-başlatıcı sistemler, ışınım sırasında tek moleküllü bağ ayrışmasına uğrayan bileşiklerden oluşur. Bu sınıf, UV'ye maruz kaldığında homolitik bir C-C bağı ayrışmasına uğradığı bilinen aromatik karbonil bileşiklerini içermektedir [485]. Benzoil radikali türleri ana başlatıcıyken, bazı durumlarda diğer kısımlar da başlatmaya katkıda bulunabilmektedir. En verimli foto-başlatıcılar arasında

benzoin-eter türevleri, benzil-ketaller, hidroksi-alkil-fenonlar, a-amino ketonlar ve asil fosfin oksitler bulunmaktadır [486]. Foto-başlatıcılı serbest radikal polimerizasyonları 60 yıldan uzun süredir araştırılmaktayken, foto-kaynaklı katyonik polimerizasyonlar çok daha az ilgi görmüştür. Bu alandaki yavaş gelişmenin nedeni, katyonik polimerizasyonu etkili bir şekilde başlatabilen uygun başlatıcıların eksikliğidir [487]. 1965'in başlarında diazonyum tuz başlatıcıları üzerinde yapılan ilk çalışma ile bu durum önemli ölçüde değişmiştir. 1970'lerde mükemmel foto-yanıta ve yüksek verimliliğe sahip onyum tuzlarının veya organo-metalik bileşiklerin keşfi, katyonik fotopolimerizasyonun çok hızlı ve umut verici gelişimini başlatmış, hibrit sistemlerde eş zamanlı radikal ve katyonik reaksiyonu mümkün kılmıştır [488]. En önemli katyonik foto-başlatıcılar onyum tuzları; özellikle triaril sülfonyum ve diaril sülfonyum tuzlarıdır [489]. Katyonik foto-başlatıcı örnekleri Degacure KI 85 (Degussa) [490], SP-55 (Asahi Denka), Sarcat KI-85 (Sartomer) [491], ve 53,113-8 (Aldrich) gibi propilen karbonat içinde triaril sülfonyum hegzaflurofosfat solüsyonları ya da SR-1010 (Sartomer), UVI 6976 (B-V), ve UVI 6992 (B-VI) (Dow) gibi sülfonyum tuz karışımlarıdır. Katyonik polimerizasyonun başlatılması, sadece triaril sülfonyum tuzlarının fotolizinin birincil ürünlerinden değil, aynı zamanda bu reaktif türlerin çözücüler, monomerler ve hatta diğer fotoliz türleriyle reaksiyonunun ikincil ürünlerinden de gerçekleşmektedir. En yaygın tür, orijinal tuzun anyonundan türetilen, protonik asittir. Triaril sülfonyum tuzlarının fotolizi ile katyonik polimerizasyonda başlangıç aktivitesinin en büyük kısmı protonik asitlerden sağlanmaktadır [492].

Hem di-fonksiyonel, hem de daha yüksek işlevselliğe sahip monomerler, tipik olarak stereolitografi reçinelerinde kullanılmaktadır. Poli(met)akrilatlar, tri-, pentafonksiyonel monomerik veya oligomerik alifatik, sikloalifatik ya da aromatik (met) akrilatlar veya çok fonksiyonlu üretan (met)akrilatlar örnek olarak verilebilir [493]. Huntsman SL-7510 reçinesindeki spesifik bir bileşik di-pentaeritriol pentaakrilat (SR-399, Sartomer) gibi dipentaeritriol monohidroksi penta (met)akrilatları içermektedir [494].

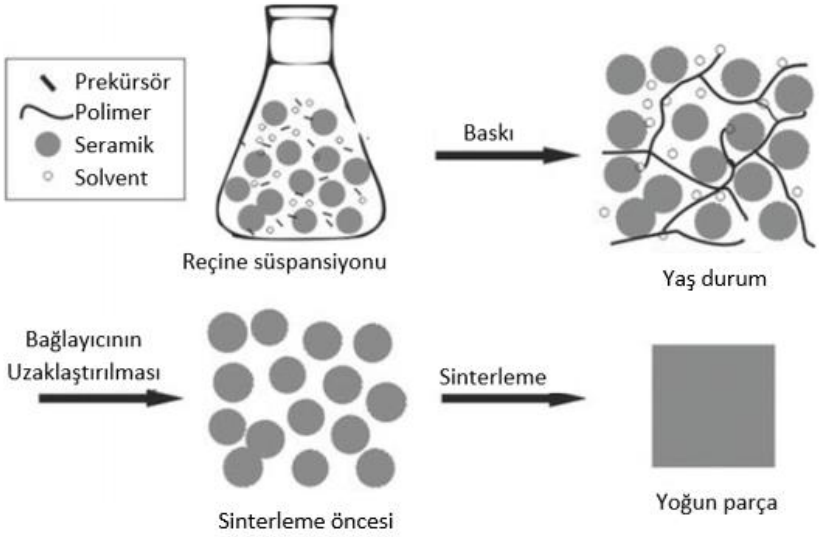
Katyonik olarak kürlenebilen epoksi reçineleri alifatik, aromatik, sikloalifatik, aralifatik veya heterosiklik yapıya sahip olabilirler. Molekülde ortalama, birden

fazla epoksi grup yan grup olarak ya da alisiklik veya heterosiklik sistemin bir parçası olarak bulunmaktadır. Bu tip epoksi reçinelerin örnekleri, poliglisidil esterler veya eterler, poli(N veya S-glisidil) bileşikleri ve epoksit gruplarının bir alisiklik veya heterosiklik halka sisteminin bir parçasını oluşturduğu epoksit bileşikleri olarak şeklinde, alınan patentlerden incelenebilir. Steinman tarafından geliştirilen spesifik bir bileşim, bis(2,3- epoksisiklopentil) eter (formül A-I), 3,4-epoksisiklohekzil-metil 3,4-epoksisiklohekzankarboksilat (A-II), disiklopentadien diepoksit (A-III) ve bis-(3,4-epoksisiklohegzilmetil) adipat (A-IV) olarak ağırlıkça en az %50 oranında bir sikloalifatik diepoksit içermektedir [494]. Bileşimler hakkında ek bilgi, patent literatürünün daha geniş araştırılmasıyla elde edilebilir [495, 496].

5.1.4.3 Metal ve Seramik Dolgulu Reçineler

Metal ve seramik parçaların hazne fotopolimerizasyonuyla üretimi; fotopolimer reçinelere toz partiküllerinin eklenmesi, parçanın yazdırılması, bağlayıcının bünyeden uzaklaştırılması ve imal edilen parçaların son olarak sinterleme gibi fırın işlemlerine tabi tutulmasıyla gerçekleştirilmektedir (Şekil 5.19) [497]. Bağlayıcının uzaklaştırılması aşamasında organik reçine bileşimi pirolizle yapıdan uzaklaştırılmaktadır. Bağlayıcının yanarak uzaklaşması, özellikle ince yapılarda daha kolay gerçekleşmekte ve yapı duvarları kalınlaştıkça çatlak gibi kusurlar ortaya çıkabilmektedir [498]. Nihai sinter aşamasında ise geride kalan metal veya seramik tozlar, daha yüksek yoğunluklara sahip sıkı yapıların elde edilebilmesi için termal işlemlere maruz bırakılmaktadır [499]. Geometrik olarak yüksek hassasiyetlere sahip parçaların üretilebilmesi için, reçine özelinde çekme katsayılarının göz önünde bulundurulması gerekmektedir ve süspansiyon içerisindeki metal/seramik partikül oranı arttıkça, büzülme davranışı azalmaktadır [500]. Uygulanan ısıl işlemlerin çeşitliliği, bağlayıcı uzaklaştırma aşamasından önce gerçekleştirilen kurutma aşamasının veya bağlayıcı uzaklaştırmayla sinterleme işlemlerinin birleşik gerçekleştirilmesi gibi alternatif yöntemlerle değişiklik gösterebilmektedir. Özellikle yaş durumdaki (arzu edilen yoğunluğa ulaşılması amacıyla henüz sinterleme gibi sıkılaştırma işlemlerinin gerçekleştirilmediği durum) yapının oldukça kırılgan olmasına bağlı olarak; parçanın taşınması adımının

ortadan kaldırılması için bahsetmiş olduğumuz birleşik ısıl işlem prosedürleri tercih edilmektedir [501].



Şekil 5.19 Seramik dolgulu reçinelerden stereolitografi yöntemiyle seramik parçaların imalatında işlem akışı [501]

Partikül katkılı reçinelerin kullanıldığı stereolitografi imalatlarında; reçine içerisindeki partikül boyutlarının, proseste seçilen katman kalınlığından daha düşük olması ve doluluk yüzdesinin de mümkün mertebe fazla olması gerekmektedir. Ancak, çok ince partiküllerle yüksek konsantrasyonlarda takviyelenmiş reçinelerde; reçine içerisindeki partikül çaplarının, kürlenme için gönderilen ışığın dalga boylarına eşit veya yakın olduğu durumlarda saçılma gibi problemler ortaya çıkabilmektedir. Saçılma davranışı, kürlenme derinliğini etkilediğinden, çözünürlük problemlerini beraberinde getirmektedir. Sıçrama davranışının azaltılmasında yaygın olarak kullanılan yöntemlerden birisi, dolgu malzemesiyle matris malzemesi arasındaki refraktif indis farkının azaltılmasıdır [502]. Reçine içerisindeki organik bileşenlerin tamamen uzaklaştırılması gerektiği gibi bir genelleme yapmak doğru olmayacaktır. Örneğin, organik kısmın uzaklaştırılmadan matris işlevini sürdürdüğü kompozit parçaların stereolitografi ile üretimine dair literatürde çeşitli çalışmalar bulunmaktadır [503, 504]. Stereolitografi reçinelerine nano-partikül takviyeleriyle mekanik, termal, optik ve elektriksel özellikler düzenlenebilmektedir [505-507].

Metal veya seramik partikül katkılı reçineler içerisinde katının hacim oranının artması, bir dizi problemi beraberinde getirmektedir. Özellikle büyük yüzey alanına sahip küçük partiküller içeren süspansiyonlarda, partikül içeriğine bağlı olarak çamurumsu yapının viskozitesi artış göstermektedir [498]. Bu durum; reçinenin akış karakterini etkileyerek kaplama (serme) mekanizması üzerinde tepkisel değişikliklere yol açmakta ve özellikle kısıtlı yüzey "yarasa" konfigürasyonlu sistemlerde imalat platformunun yükseltilmesi için gereken mekanik kuvvetlerin artmasına yol açmaktadır [508]. Viskozitenin azaltılmasına dair yaklaşımlar içerisinde sıcaklık müdahalesi [509], seyreltici kullanımı [510] veya kayma incelmesi oluşturmak gibi çeşitli yöntemlerden faydalanılmaktadır [511].

Reolojik katkılar ve stabilizörlerin reçine içerisine ilave edilmesiyle süspansiyondaki katı miktarları artırılabilmektedir. Bu katkılar sayesinde daha uzun süren baskı işlemlerinde stabilizasyonun sağlanmasının yanında, fotopolimerik süspansiyonların raf ömürleri de uzatılmaktadır [511]. Seramik veya metalik tozların sürekli ve homojen dağılıma sahip olabilmesi için; aglomerasyon ve sedimentasyon gibi davranışların engellenmesi gerekmektedir. Bu bağlamda, oligomerik yüzey ajanları [512], oleik asit gibi uzun zincirli asitler [513] veya alifatik zincirlere sahip fosfamin oksitler gibi çeşitli dağıtıcı malzemelerden faydalanılmaktadır [514].

5.1.5 Ticari Hazne Fotopolimerizasyonu

Bu bölümde, 2020 yılı itibariyle piyasada lider konumdaki hazne fotopolimerizasyonu esaslı eklemeli imalat cihaz üreticileri ve ticari makineler üzerine teknik bilgilerin verilmesi hedeflenmiştir (Tablo 5.2).

Tablo 5.2 Ticari hazne fotopolimerizasyon sistemlerine ait örnekler [515-529]

Cihaz	Firma	Teknoloji	Işık	Katman K.	Maks. Baskı Hızı	XY Çözünürlüğü / Panel	İmalat Hacmi (mm x mm x mm)	Konfigürasyon	Kaynak
Photon Mono	Anycubic	LCD-LED	405 nm UV	10-150 µm	50 mm/sa	50 µm / 2560 x 1620	130 x 80 x 165	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[515]
Photon	Anycubic	LCD-LED	405 nm UV	25-100 µm	20 mm/sa	47 µm / 2560 x 1440	115 x 65 x 155	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
Phenom Noir	Peopoly	LCD-LED	405 nm UV	25-90 µm	Bilgi Yok	77 µm / 3840 x 2160	294 x 165 x 400	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[516]
Phenom L	Peopoly	LCD-LED	405 nm UV	20-100 µm	Bilgi Yok	90 µm / 3840 x 2160	346 x 194 x 400	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
SL1	Prusa	LCD-LED	405 nm UV	10-100 µm	6 s/ 1 katman	47 µm / 2560 x 1440	120 x 68 x 150	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[517]
Inkspire	Zortrax	LCD-LED	405 nm UV	25-100 µm	Bilgi Yok	50 µm / 2560 x 1620	132 x 74 x 175	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[518]
Form 3	Formlabs	L-SLA (Tek)	405 nm UV	25-300 µm	Vektöre Bağlı	25 µm / -	145 x 145 x 185	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[519]

Tablo 5.2 Ticari hazne fotopolimerizasyon sistemlerine ait örnekler [515-529] (devamı)

Form 3L	Formlabs	L-SLA (Çift)	405 nm UV	25-300 µm	Vektöre Bağlı	25 µm / -	335 x 200 x 300	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[519]
Pro 95	SprintRay	DLP-LED	405 nm UV	50-100 µm	l=100 µm için 2 inç /sa; l=50 µm için 1 inç/sa	95 µm/ 1920 x 1080	182 x 102 x 200	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[520]
S100	SprintRay	DLP-LED	405 nm UV	20-100 µm	l=100 µm için 1 inç/sa; l=50 µm için 0.5 inç/sa; l=20 µm için 0.15 inç /sa	100 µm/ Bilgi yok	130 x 80 x 200	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
Slash-C	Uniz	LCD-LED	405 nm UV	10-300 µm	< 150 mm/sa	50 µm/ Bilgi yok	192 x 120 x 200	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[521]
Slash 2		LCD-LED	405 nm UV	10-300 µm	< 200 mm/sa	49.8 µm/ *Bilgi yok*	192 x 120 x 200	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
Slash Plus	Uniz	LCD-LED	405 nm UV	10-300 µm	< 200 mm/sa	75 µm/ Bilgi yok	192 x 120 x 200	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
Hunter	FlashForge	DLP-LED	405 nm UV	12.5-50 µm	10 mm/sa	62.5 µm/ *Bilgi yok*	120 x 67.5 x 150	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[522]

Tablo 5.2 Ticari hazne fotopolimerizasyon sistemlerine ait örnekler [515-529] (devamı)

ProX 950	3D Systems	L-SLA (Çift)	254.7 nm / Nd: YVO4	50-150 µm	Vektörel sınırlar: 3.5 m/s; doldurma : 25 m/s	12.7 µm / -	1500 x 750 x 550	Düz (Serbest Yüzey)	[523]
ProX 800	3D Systems	L-SLA	254.7 nm / Nd: YVO4	30 µm	Bilgi Yok	12.7 µm / -	650 x 750 x 550	Düz (Serbest Yüzey)	
FabPro 1000	3D Systems	DLP-LED	405 nm UV	30-50 µm	< 21 mm/sa	65 µm / Bilgi yok	120 x 70 x 120	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
Pro 4K65	Asiga	DLP-LED	365, 385, 405 nm	10-100 µm	Bilgi Yok	46 µm, 65 µm / *Bilgi yok*	176 x 99 x 200	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[524]
Pro 4K80	Asiga	DLP-LED	365, 385, 405 nm	10-100 µm	Bilgi Yok	56 µm, 80 µm / *Bilgi yok*	217 x 122 x 200	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
MAX UV	Asiga	DLP-LED	385 nm, 405 nm	25-100 µm	< 30 mm/sa	62 µm/ Bilgi yok	119 x 67 x 75	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
XFAB 2000	DWS Systems	L-SLA	405 nm/ Katı lazer	10-100 µm	Bilgi Yok	10-20 µm/ -	Ø 180 x 180	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[525]

Tablo 5.2 Ticari hazne fotopolimerizasyon sistemlerine ait örnekler [515-529] (devamı)

O28J	DWS Systems	L-SLA	405 nm/ Katı lazer	10-100 µm	Bilgi Yok	22 µm, 17 µm	65 x 65 x 90, 90 x 90 x 90	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
XPRO S	DWS Systems	L-SLA	405 nm/ Katı lazer	10-100 µm	Bilgi Yok	22 µm, 17 µm	300 x 300 x 300	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
B9 Core 530	B9 Creations	DLP-LED	405 nm UV	10-100 µm	40-120 mm/sa	15-30 µm / *Bilgi yok*	57.6 x 32.4 x 127	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[526]
B9 Core 550	B9 Creations	DLP-LED	405 nm UV	10-100 µm	25-100 mm/sa	15-25-50 µm / *Bilgi yok*	96 x 54 x 127	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
B9 Core 5 Med XL	B9 Creations	DLP-LED	405 nm UV	10-100 µm	15- 85 mm/sa	25 µm / Bilgi yok	124 x 70.2 x 127	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
LC Magna	Photocentric	LCD-LED	405 nm UV	25-200 µm	13.3 mm/sa	137 µm / 3840 x 2160	510 x 280 x 350	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[527]
LC Maximus	Photocentric	LCD-LED	405 nm UV	25-200 µm	8 s/ katman	230 µm / 3840 x 2160	920 x 510 x 800	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
LC Dental	Photocentric	LCD-LED	410 nm UV	25-100 µm	18 mm/sa	80 µm / 3840 x 2160	310 x 174 x 200	Ters (Kısıtlı Yüzey)	

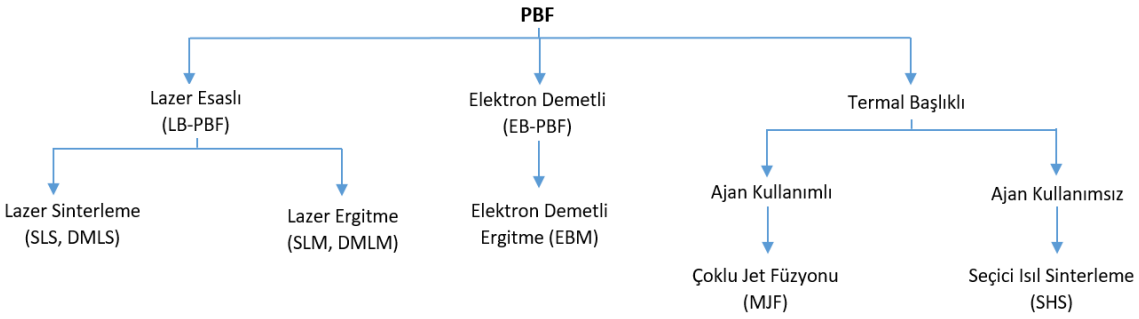
Tablo 5.2 Ticari hazne fotopolimerizasyon sistemlerine ait örnekler [515-529] (devamı)

D4K Pro Dental	EnvisionTEC	DLP-LED	385 nm	15-150 µm	Bilgi Yok	50 µm / 3840 x 2160	148 x 83 x 110	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[528]
Vida HD	EnvisionTEC	DLP-LED	385 nm	25-150 µm	Bilgi Yok	50 µm / Bilgi yok	96 x 54 x 100	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
Vida HD cDLM	EnvisionTEC	cDLM	385 nm	15-150 µm	Bilgi Yok	50 µm / Bilgi yok	90 x 50 x 100	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
Micro Plus cDLM	EnvisionTEC	cDLM	385 nm	15-150 µm	45 mm/sa	X: 39.8 µm, Y: 31.25 µm	45.4 x 28.5 x 75	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
P4K 75	EnvisionTEC	DLP-LED	385 nm	25-150 µm	Bilgi Yok	75 µm / Bilgi yok	192 x 120 x 180	Ters (Kısıtlı Yüzey)	
Vector 3SP	EnvisionTEC	Lazer-3SP	385 nm	50-100 µm	Bilgi Yok	100 µm / *Bilgi yok*	300 x 200 x 275	Düz (Serbest Yüzey)	
M2	Carbon 3D	CLIP, DLS	Bilgi yok	Katman yok	Bilgi Yok	75 µm / Bilgi yok	189 x 118 x 326	Ters (Kısıtlı Yüzey)	[529]

5.2 Toz Yatak Füzyonu (Powder Bed Fusion, PBF)

Eklemeli imalat teknolojilerinin kullanılan malzeme ve çalışma prensibi doğrultusunda alt gruplara ayrılmış olduğu 7 temel yöntem içerisinde toz yataklı füzyon prosesleri (PBF), yüksek kalitedeki parçaların nispeten düşük maliyetlerle elde edilebilirliğine bağlı olarak günümüzde en yaygın kullanıma sahip yöntemlerden önemli bir tanesi haline gelmiştir. İmalat sırasında destek yapılarına ihtiyaç duyulmaması, çok geniş aralıkta malzemelerin işlenebilmesi ve kullanılan hammaddelerin genellikle geri dönüştürülebilir olması gibi başlıca avantajlara sahip bu proseslerde, bir yatak içerisindeki toz hammaddelerin füzyonu sağlanarak parça imalatı gerçekleştirilmektedir [530]. Toz yataklı füzyon (PBF) prosesleri, eklemeli imalat teknolojileri içerisinde 1980'li yıllarda yani erken dönem ticarileşen sistemlerdendir. Austin, ABD'deki Teksas Üniversitesinde geliştirilen seçici lazer sinterleme (SLS) ilk ticari PBF teknolojisi olup, daha sonrasında geliştirilen PBF teknolojileri de bu temel yaklaşımın ilerletilmesiyle gelişmiştir [531].

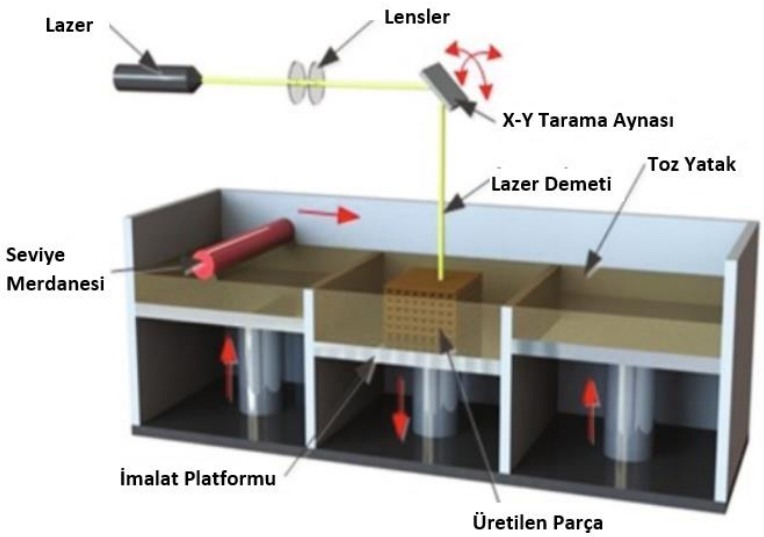
Tüm PBF düzeneklerini tanımlamak için ortak olan üç temel karakteristik set bulunmaktadır. Bu temel setler; toz partikülleri arasında füzyonun başlamasına neden olacak termal kaynaklar, her katmanda tanımlanan bölgelerde toz füzyonunu kontrol eden bir metot ve taze (işlem görmemiş) toz katmanlarını yatak yüzeyine seren bir mekanizmadan oluşmaktadır. Kullanılan enerji kaynağına göre PBF prosesleri; lazer kullanımlı PBF (LB-PBF) ve elektron tabancalı PBF (EB-PBF) olmak üzere iki temel grupta incelenmektedir [532]. Zaman içerisinde geliştirilen ısıtıcı başlıklı çoklu püskürtme füzyonu (MJF) ve seçici ısı sinterleme (SHS) yöntemleri de PBF prosesleri içerisinde "termal başlıklı sinterleme" olarak üçüncü temel grubu oluşturmuştur (Şekil 5.20) [534]. Çeşitli kaynaklarda lazer kullanımlı sinterleme sistemleri (LS), kullanılan hammadde çeşitlerine göre metal lazer sinterleme (mLS) ve polimer lazer sinterleme (pLS) gibi isimlerle, aynı şekilde lazer kullanımlı ergitme sistemleri (LM) ise metal lazer ergitme (mLM) ve polimer lazer ergitme (pLM) şeklinde ifade edilebilmektedir [535-537].



Şekil 5.20 Toz yataklı füzyon (PBF) proseslerinin sınıflandırılması [531-537]

LS prosesleri başlangıçta; noktasal lazer tarama tekniği kullanılarak yalnızca polimer malzemelerden plastik prototiplerin oluşturulmasında kullanılmaktadır [538, 539]. Zaman içerisinde bu yaklaşımın metal ve seramik malzemelerin kullanımına yönelik genişletilmesiyle; günümüzde çok değişken noktasal lazer kaynakları, tozlaştırılmış şarj malzemeleri ve geliştirilmiş metotlar ticari ve akademik olarak ulaşılabilir konumdadır. Bunun sonucu olarak; geniş aralıkta malzemeler (polimer, seramik, metal, kompozit) SL makinelerinde değerlendirilmek üzere geliştirilmekte ve direkt mühendislik uygulamaları seviyesinde çalışmaların yapılmasına olanak sağlamaktadır [540, 541].

Özellikle yüksek kalitede parçaların, nispeten düşük maliyetle elde edilebilirliği nedeniyle, son yıllarda PBF sistemlerinin hızla yaygınlaştığı görülmektedir. PBF sistemlerinde tozun kendisinin destek görevi görmesinden dolayı harici destek yapılarının oluşturulmasına gerek bulunmamaktadır. Ayrıca PBF sistemleri plastik, cam, metal ve alaşımları, vb. gibi birçok malzemenin kullanılmasına olanak sağladığından ve de "geri dönüştürülebilir" doğasından dolayı diğer yöntemlere kıyasla hammadde idaresi açısından avantajlı konumdadır. Proseste kullanılan tozlar geri dönüştürülerek tekrar parça yapımında kullanılabilmektedir [542].



Şekil 5.21 LB-PBF prosesinin temsili gösterimi (seçici lazer sinterleme) [543]

Sistemde; ısı direkt olarak tozun depolandığı yatağa gönderilerek bir katmanın katılaştırılmasının peşine imalat platformunun "bir katman kalınlığında" aşağıya doğru hareket etmesi ve yeni toz katmanının önceki katılaştırılan katman üzerine biriktirilmesiyle parça imalatı gerçekleşmektedir [544, 545]. Önceki toz katmanının üzerine yeni toz katmanının serilmesi için bıçak veya merdane gibi mekanizmalar kullanılmaktadır (Şekil 5.21). Toz yataklı sistemlerde temel olarak iki odacık bulunmaktadır. Bunlardan ilki toz odacığı (temiz tozun yani hammaddenin bulunduğu), ikincisi ise imalat odacığı (parçanın üretildiği, platform tablasının bulunduğu) şeklindedir. Toz ve imalat odacığı yatak düzlemine dik olarak parçanın üretilebilmesi için uygun yüksekliğin ayarlanması amacıyla Z-ekseninde doğrusal olarak hareket ettirilebilmektedir [546, 547]. Standart bir PBF sisteminde parça üretiminde aşağıdaki temel aşamalar, sırasıyla gerçekleşmektedir:

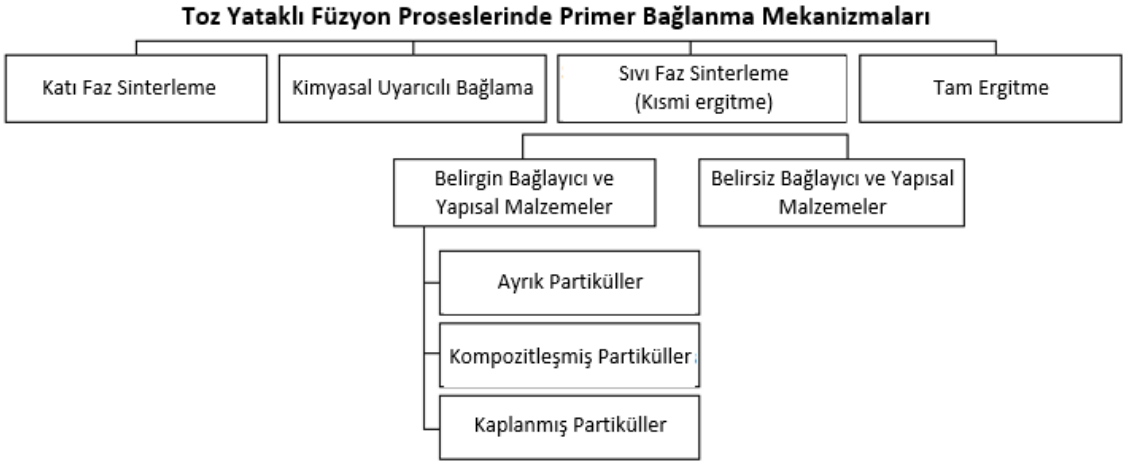
- Uygun format dönüşümü ve sanal dilimleme işlemleri uygulanır.
- Bilgisayar veya yazıcı bünyesindeki yazılımlar ile pozisyonlandırmalar yapılır.
- (İhtiyaç durumunda); üretimi artırmak için parça birden fazla kopya olarak yazıcıya tanımlanabilir.
- Toz odacığı manuel veya otomatik olarak toz hammadde ile doldurulur, yüzeyi düzleştirilir.

- İşlem başlatılarak, enerji kaynağı tarafından bir katman kalınlığındaki tozların füzyonu gerçekleştirilir.
- Katman tamamlandıktan sonra imalat platformu, bir katman kalınlığında aşağı yönde ilerler.
- Dağıtıcı merdave veya bıçak tarafından, bir katman kalınlığında, füzyon gerçekleşmemiş (taze) toz katmanı yüzeye dağıtılır.
- Serme-füzyon-platform hareketi, parçanın tamamlanmasına kadar tekrarlı olarak devam eder.
- Son olarak, bitmiş parça imalat platformundan alınır.

Bahsedilen adımlara ait özelliklerin ve tarama hızı, katman kalınlığı, imalat sıcaklığı, vb. gibi parametrelerin düzgün belirlenmesiyle elde edilecek ürünlerde kusur oluşma ihtimalleri minimuma indirilebilmektedir. İmalat süresinin yüksek olması, vakum oluşturma, tozun ön ısıtmaya ihtiyaç duyması gibi nedenlerden dolayı PBF proseslerinde parçaların üretim süreleri diğer yöntemlere kıyasla biraz daha fazla olabilmektedir. Ayrıca bitmiş parçanın yüzey özellikleri SLA gibi yöntemlere kıyasla daha düşük kalitededir [548].

5.2.1 Toz Füzyon Mekanizmaları

Çeşitli toz yataklı füzyon sistemlerinin gelişimiyle birlikte, PBF teknolojileri arasında füzyonun hangi mekanizmaya göre gerçekleştiğine dair ilk başlarda terminoloji karmaşası yaşanmıştır. Günümüzde yaygın olarak kullanılmakta olan dört adet temel füzyon mekanizması bulunmaktadır (Şekil 5.22). Bunlar; katı hal sinterleme, kimyasal uyarılmış bağlama, sıvı faz sinterleme (LPS) ve tam ergitme şeklindedir. Ticari olarak çoğunlukla LPS ve ergitme teknikleri tercih edilmektedir [549].



Şekil 5.22 PBF proseslerinde primer bağlanma mekanizmaları [549]

5.2.1.1 Katı Hal Sinterleme

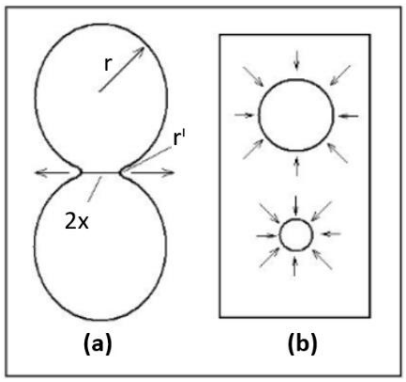
Katı hal sinterleme, belirli bir form kazandırılmış tozların ısıl aktiviteyle birbirlerine yaklaşması, birleşmesi ve aralarındaki boşlukların kapanması işlemidir. Yüksek sıcaklıklarda (0,7-0,8 x T_{ergime}) termal olarak malzeme taşınımı olarak da ifade edilebilir [550]. Genellikle katı hal sinterleme prosesi için kabul gören sinterleme mekanizmaları üç temel aşama olarak değerlendirilebilir (Şekil 5.24) [551].

1.Aşama: Partiküller arası temas, "boyun" olarak adlandırılan sinter köprülerine dönüşür. Bu aşamada toz partikülleri birbirinden bağımsız ve müstakildirler. İki partikül arasındaki temas düzlemlerinde tane sınırı oluşumu başlar. Partiküllerin merkezleri, çok az mesafede birbirine yaklaşır (hacimsel daralma sınırlıdır).

2. Aşama: Güçlü boyun oluşumunu müteakip bu ara aşamada, sinterleme boyun çapı/ partikül çapı oranı belli bir değerin üzerine çıkacak olur ise müstakil tane şekli, tanınabilirliğini kaybeder. Düzenli bir boşluk ağı oluşumu gözlenir ve yeni mikro yapı oluşumuna izin veren tane büyümesi gerçekleşir. Gözenekler parça yüzeyine kadar birbiri ile bağlantılıdır. Boyutsal küçülmenin en fazla görüldüğü aşama bu aşamadır (Şekil 5.23).

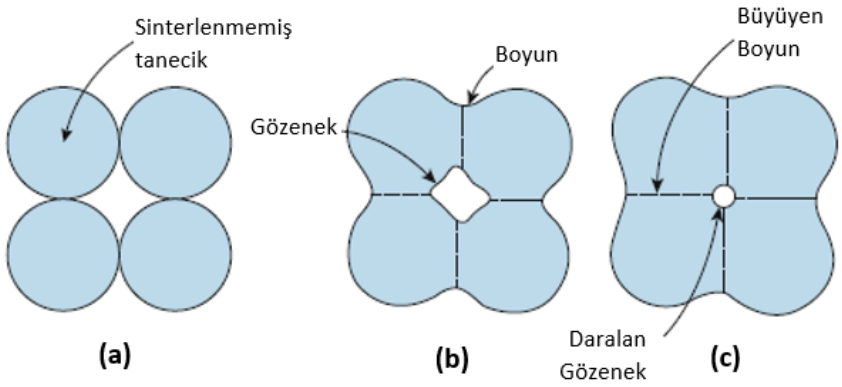
3.Aşama: Kapalı gözenek oranı hızla azalır. Birbirinden izole gözenekler, küresel şekil kazanmaya başlar. Şayet gözenekler içerisinde hapsolmuş ve dışarıya çıkması mümkün olmayan gaz varsa ve gözenekteki gazın basıncı ile yüzey geriliminden doğan basınç denge halini aldığında sinterlenmiş yapıda teorik yoğunluğa çıkmak

mümkün olmaz. Şayet vakumla sinterleme yönteminde olduğu üzere gözeneklerde gaz yok ise veya gözenekteki faz ana yapıdan kolayca uzaklaşabiliyorsa yoğunluk artışı devam eder ve %100'e yakın relatif yoğunluğa yaklaşılır [551].



Şekil 5.23 Laplace gerilmesi; (a) boyunda, (b) gözenekler çevresinde (r: partikül yarıçapı, x: sinterleme boyun yarıçapı, r': boyun dış kavis yarıçapı) [551]

Tozlar yüksek sıcaklıkta füzyona uğradığında, toplam yüzey alanı ve buna bağlı olarak yüzey enerjisi azalmaktadır. Toz yatağındaki toplam yüzey alanının azalmasıyla sinterleme işlemi yavaşlamaktadır. Çok düşük porozite seviyelerine ulaşmak için, yüksek sinterleme sıcaklıkları veya uzun sinterleme süreleri gerekmektedir. Ayrıca sıcak izostatik pres (HIP) gibi harici bir basınç uygulanması durumunda sinterleme oranı hızlanmaktadır [552]. Toz yatağındaki toplam yüzey alanı; partikül boyutu ve sinterleme için gereken itici gücün fonksiyonudur. Yüzey alanının hacime oranı arttıkça itici güç serbest enerjisi de artmaktadır. Bu yüzden, küçük taneciklerin itici güçten etkilenmesi daha kolay gerçekleşmektedir ve küçük taneler daha hızlı sinterlenebilmektedir. Bununla birlikte, büyük taneciklere sahip tozların kullanıldığı ortam ve koşullara göre daha düşük sıcaklıklarda sinterleme işlemleri gerçekleştirilebilmektedir [553].



Şekil 5.24 Katı hal sinterleme; (a) sinterleme öncesi yakın temastaki partiküller, (b) partiküllerin sıcaklıkta aglomerasyonu, (c) sinterlemenin ilerlemesiyle porların küçülmesi ve boyun yapılarının ilerlemesi [554]

Eklemeli imalatta katmanı oluşturmak için gereken süre ne kadar azalırsa, prosesin hızı artacak ve buna bağlı olarak maliyet düşüşü gözlenecektir. Bu yüzden, füzyonu uyaracak ısı kaynağının hızlı hareket etmesi ve buna bağlı olarak imalat oranını yükseltmesi gerekmektedir. Sinterleme ile füzyonun genellikle ergitme ile füzyondan daha geç gerçekleşmesi ve mutlaka ilave fırınlama işlemlerine ihtiyaç duyulması nedeniyle, özellikle metal PBF sistemlerinde sinterleme esaslı birincil füzyon mekanizmaları daha az tercih edilmektedir [555]. Ayrıca, İmalat tankı içerisinde gevşek haldeki tozlar yüksek sıcaklıklarda bekletilecek olursa, partiküller birbirine yapışmaya ve sinterlenmeye başlayacaktır. Bu durum, toz yataklı eklemeli imalat teknolojilerinde büyük problem teşkil etmektedir. Tozların aglomerasyona uğramasıyla, geri dönüşümde kullanılacak tozların boyutları, işlem tekrarlandıkça artmaya devam ederek partiküllerin ergime ve yayılma karakteristiklerini etkilemeye başlayacaktır. Bununla birlikte tankın içerisindeki tozlarda bir derece basma ve çekme mukavemeti artışı gözleneceğinden, üç boyutlu üretilecek parçanın kıvrılma gibi davranışlarına mukavemet gösterecek bir ortam oluşmuş olacaktır. Ancak partiküllerin sinterlenme karakteristikleri de değişiklik göstereceğinden, büyük ihtimalle olumsuz sonuçlarla karşılaşılacaktır [556, 557].

İmalat platformunda parçanın üretilmesinde istenen kesitsel geometrilerin termal olarak yüksek sıcaklıklara çıkartılmasıyla, hedef kontürdeki tozları ergitirken taranan bölgenin yakınında bulunan gevşek haldeki tozların ısıları da artmaktadır.

Eğer ergitme baskın füzyon mekanizmasıysa yeni şekillenen parça kesiti oldukça sıcak durumdadır. Bunun sonucu olarak, füzyonun gerçekleştiği bölgeye komşu tanecikler hızla ısınmaya başlayacaktır. Bu durumun yüksek sıcaklıklarda ve uzun sürelerde gerçekleşmesiyle birlikte üretilen parçanın "kalınlaştığı" gözlemlenecektir. Bu kalınlaşma, tüm yüzeylerde toz malzemenin yapışmasıyla gerçekleşmektedir. Bu kalınlaşma, gönderilen lazer veya elektron demetinin parça geometrisinden ötelenmiş bir şekilde iç bölümlerine gönderilmesi ya da .STL formatındaki modelin yüzeyinin ötelenmesiyle önlenebilmektedir. Oluşan parça kalınlaşmalarından işlem sonrası kurtulmak için çeşitli mekanik son işlemlerden faydalanılması gerekmektedir [558, 562].

Ergime olmaksızın, lazer veya diğer ısı kaynaklarını kullanan hızlı toz yataklı füzyon proseslerinde %100 yoğunlukta, gözeneksiz parçaların elde edilmesi çok zordur. Bununla birlikte tarama sonrası, parça yüksek sıcaklıklarda bekletilirse, metallerde tane büyümesinin gerçekleşmesi gibi diğer yüksek sıcaklık davranışlarından faydalanılarak parçadaki porozite azaltılabilmektedir. Yüksek sıcaklıkta elde edilen alt kısımlar, üstlerine ilave katmanların eklenmesiyle ve sıcaklık-süre etkisiyle birlikte daha da sıkılaşarak parçanın üst kısımlarına göre daha yüksek yoğunluklara sahip olabilmektedir. Bu porozite eşitsizlikleri; soğutma oranları, yatağın sıcaklıkları ve diğer parametrelerin iyi ayarlanmış olmasıyla kontrol edilebilmektedir [559-561].

5.2.1.2 Kimyasal Uyarımlı Sinterleme

Kimyasal olarak uyarılmış sinterlemede; iki tip toz arasında termal olarak aktifleştirilmiş kimyasal reaksiyonlar gerçekleştirilmekte veya tozları bağlayacak yan ürünlerin oluşturulması için, atmosferik gazlarla tozlar arasında reaksiyonların meydana gelmesi sağlanmaktadır [549]. Bu füzyon mekanizması, özellikle seramik malzemelerde kullanılmaktadır. Tozlarla atmosferik gazlar arasındaki reaksiyonlara örnek olarak; oksijen mevcudiyetinde SiC tozlarının sinterlenmesi verilebilir. Burada SiO_2 oluşarak kompozit yapıda SiO_2- SiC toz karışımları bağlanmaktadır [563]. Tozlar arasında kimyasal olarak uyarılmış sinterleme için, yüksek sıcaklık yapısal seramikleri ve/veya intermetalik başlatıcıları, lazer ile etkileşime sokma çalışmaları literatürde mevcuttur [564, 565]. Kimyasal uyarılmış

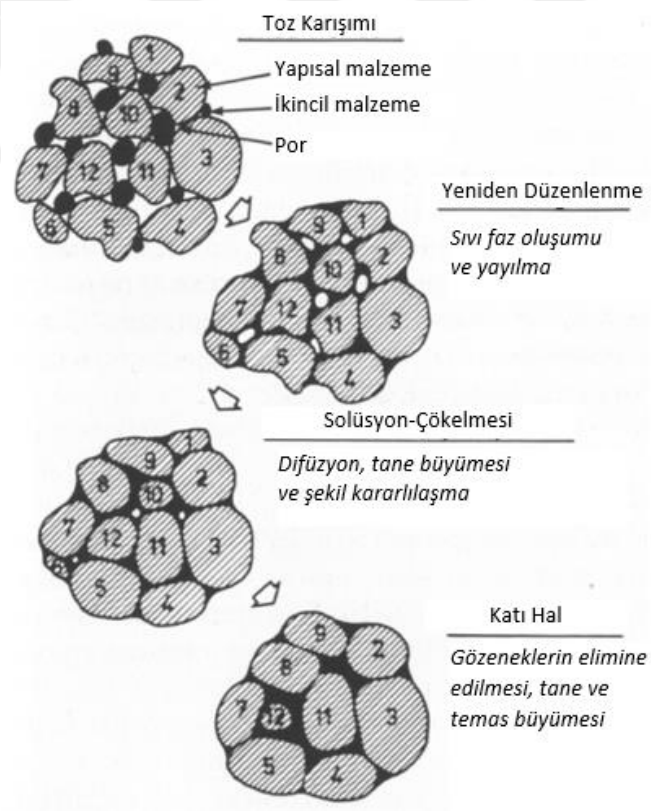
sinterleme işleminin genel karakteristiklerinden birisi parça gözenekliliğidir. Bunun sonucu olarak; son işlem infiltrasyonu veya yüksek sıcaklık yığın sinterleme gibi yöntemler ile yoğunluklar artırılarak, pek çok uygulama için gerekli mekanik özellikler elde edilmektedir. Son işlem infiltrasyonu, diğer reaktif elemanlar içermesi gibi; infiltrasyon sonrasında yeni kimyasal bileşimler de oluşturabilmektedir. Maliyet ve zaman kriterleri göz önüne alındığında kimyasal uyarıcılı sinterleme sistemleri ticari olarak arka planda kalmaktadır [566].

5.2.1.3 Sıvı Faz Sinterleme ve Kısmi Ergime

Metal tozları, mutlak ergime sıcaklıklarının yarısı üzerindeki sıcaklıklara kadar ısıtıldıklarında sıkı bağ oluşturmaya başlarlar. Sinterleme şekillerinin hepsinde bulunan ortak bir özellik, tane yüzey alanında meydana gelen bir azalma ve bunu takiben parça mukavemetinin artmasıdır. Bu durum sinterleme sıcaklığındaki atomik hareketlerin neden olduğu parçacıklar arası bağların oluşumu ile meydana gelmektedir [567]. Sıvı faz sinterlemesi sırasında; sıvı bir faz, sinterleme sıcaklığında katı bir toz kümesiyle aynı anda bulunur. Genellikle sıvı faz, sinterleme esnasında parçacıklar arası bağ oluşumunu arttırır ve buna bağlı olarak sinterleme hızını yükseltici etkiye sahiptir. Sıvı fazın oluşturduğu kılcal çekim kuvvetleri, partikülleri birbirlerine doğru çeker ve dışarıdan bir basınç olmaksızın hızlı bir pekleşme meydana getirir. Bunun dışında; oluşan sıvı faz, katı parçacıklar arasındaki sürtünmeyi azaltarak yeniden düzenlenmeyi hızlandırır. Katı partiküllerin kenarları ve köşeleri yüksek kimyasal potansiyele sahip oldukları için, sıvı faz içerisinde çözünmekte ve böylece partiküller yeniden düzenlenmektedir. Parçacıklar arası bağlanmaya eşlik eden mukavemet, süneklik, iletkenlik, manyetik geçirgenlik ve korozyon direnci gibi faktörler gözenek yapısında ve parça özelliklerindeki önemli değişikliklerdendir. Sıvı faz sinterlemesinde, sıvı faz oluşumu için yaygın olarak iki farklı metoda başvurulur. Bunlardan birincisi, farklı kimyasal bileşimlerde toz kullanmak olup en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. Sinterleme sırasında farklı bileşimdeki tozların etkileşimi ile sıvı faz oluşur. İkincisi ise sıvı fazın, toz karışımında bulunan bileşenlerinden bir tanesinin ergimesi veya ötektik faz oluşumu ile elde edilmesidir. Oluşan bu sıvı faz, çözünme durumuna göre sinterleme sırasında alaşım oluşumu ile ortadan kalkabilir (geçici sıvı faz

sinterlemesi veya reaktif sinterleme) veya sinterleme süresince içyapıda sürekli olarak bulunabilir (sürekli sıvı faz sinterlemesi). Farklı bir yöntem de ön alaşımlı tozun solidüs-likü düs sıcaklığı arasında sinterlenmesi suretiyle sıvı + katı karışımı oluşturarak yapılan solidüslü sinterlemedir [568-570].

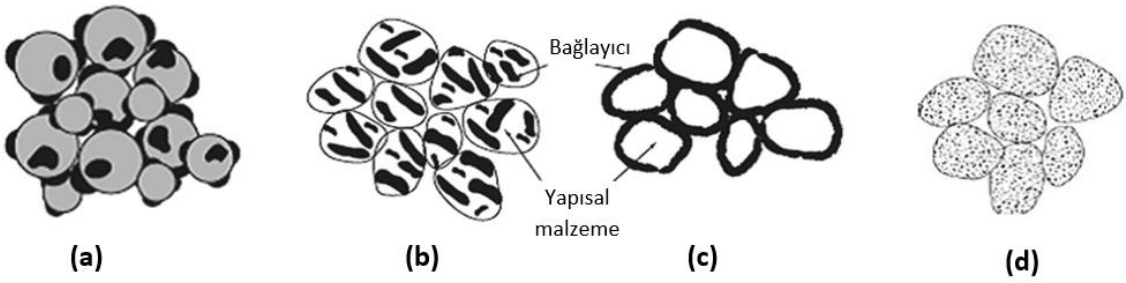
Başlangıçta, ısıtma sırasında taneler katı hal sinterlemesi ile birbirine bağlanmaktadır. İlk sıvı oluştuğunda, tanelerin yeniden düzenlenmesi ile hızlı bir yoğunluk artışı meydana gelmektedir. Oluşan sıvı, katıyı ıslatarak oluşmuş olan katı bağlarını çözer ve yeniden düzenlenmeyi sağlar. Bundan sonra, tekrar çökelme olarak bilinen süreçte sıvı, katı atomların taşıyıcısı olmaktadır. Bu aşamada daha küçük tane kütleleri sıvı içinde çözünür, sıvı içinden yayınır ve daha sonra büyük tanelerin üzerine çökelir (Şekil 5.25). Katı tane çözünürlüğü, tane boyutu ile ters orantılıdır. Dolayısıyla, öncelikle küçük taneler sıvı faz içinde çözünür. Zamanla tane sayısı azalır ve tane boyutu artar. Ana toz, proses sırasında katı olarak kalırken katkı tozu sıvı faz oluşumunu sağlar [571].



Şekil 5.25 Sıvı faz sinterlemenin genel adımları [572]

Çözelti-tekrar çökelme işlemi, küçük tanelerin çözünmesi ve daha sonra büyük tanelerin üzerine katı-faz çökelmesi ile tane büyümesini sağlar. Tane büyümesinin yanı sıra işlem, tane şekli yerleşimine imkan tanır, katının daha iyi paketlenmesini ve kalan boşlukların doldurulması için sıvının serbest bırakılmasını sağlar. Yayınım hızı genellikle çok yüksektir ve tam yoğunluğa dakikalar içinde ulaşılabilir. Ancak, düşük çözünürlük veya iri taneli sistemlerde yoğunlaşma yavaştır. Sıvının hacim oranı arttıkça, gözenekleri dolduracak sıvı miktarı daha fazla olduğundan yoğunlaşma da kolaylaşır. Ancak yerçekiminden dolayı ham parçanın çökmesi riski ortaya çıkabilir. Eğer sıvı yoksa, sinterleme katı-hal işlemleri ile gerçekleşir. Fazla sıvı olması durumunda ise (yaklaşık %35 hacim oranı), sıvı oluşumu ile birlikte taneler arasındaki bütün gözenekler dolar. Ancak, bu durumda ham parça şeklini korumayabilir. Ara sıvı oranlarında, ham parça şeklini korur, ancak katı taneler arasındaki boşlukları doldurmak için yeterli sıvı yoktur. Bu tür durumlarda, toz karışımdaki kimyasal gradyanlardan dolayı sinterleme, ısıtma sırasında olur. Sıvı oluştuğunda, kılcal kuvvetler taneleri yeniden düzenler, daha sonra tane şekli yerleşimi ve yoğunluğun daha artmasına yol açan çözelti-tekrar-çökelme oluşur ve son yoğunlaşma katı iskeletin sinterlenme koşullarına bağlıdır [573].

Toz yataklı füzyon proseslerinde yaygın olarak ayrık, kompozit özellikli, kaplanmış ve amorf yapıda rastgele karıştırılmış tozlar olmak üzere 4 çeşit toz kullanımıyla sıvı faz sinterleme gerçekleştirilmektedir (Şekil 5.26) [574].



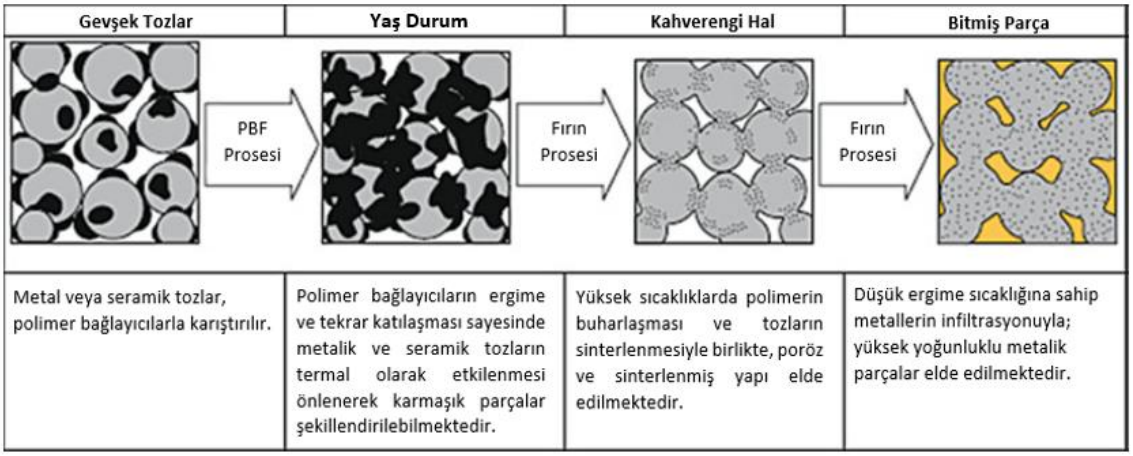
Şekil 5.26 Toz yataklı füzyon (PBF) proseslerinde kullanılan sıvı faz sinterleme çeşitleri;
(a) ayrık partiküller, (b) kompozit partiküller,
(c) kaplanmış partiküller, (d) belli-belirsiz karışımlar.
(Koyu renkli bölümler düşük ergime sıcaklığına sahip bağlayıcı malzemesini, açık renkli bölümler ise yüksek ergime sıcaklığına sahip yapısal (esas) malzemeyi temsil etmektedir) [574]

5.2.2 Metal ve Seramik Parçaların PBF İmalat Prensipleri

Metallerin toz yataklı füzyon (PBF) sistemlerinde kullanılarak karmaşık geometrili parçaların oluşturulmasında dört temel yaklaşımdan faydalanılmaktadır. Bunlar; tam ergitme, sıvı faz sinterleme, endirekt proses ve patern metotlarından oluşmaktadır. Tam ergitme ve sıvı faz sinterleme (metal tozlarıyla) yaklaşımında, parça makineden alındığında direkt kullanılabilir haldedir veya beklenen nihai mekanik özelliklere oldukça yakın durumdadır [575]. Endirekt proseste; polimer kaplanmış metal tozlar veya metalik-polimer toz karışımları kullanılarak parça imalatı gerçekleşmektedir. Endirekt proses sırasında, polimer bağlayıcı ergitilerek metal partiküllerin ergime olmadan bağlanmasıyla katı oluşturulmaktadır. İşlem sırasında metalik tozlar büyük oranda lazerin ısısından etkilenmemektedir, lazerin hedef aldığı malzeme, bağlayıcı görevindeki polimerik kısımdır. Üretilen parçalar genellikle poröz yapıdadır (%50'ye kadar). Polimerlerle bağlanarak oluşturulan parçalar, çoğunlukla fırınlama işlemi gibi son işlemlere ihtiyaç duymaktadır. Bu fırınlama işlemleri, bağlayıcıların uzaklaştırılması ve infiltrasyon/ konsolidasyon gibi iki aşamada gerçekleştirilmektedir [576, 577]. Bağlayıcıların uzaklaştırılması sırasında; polimer bağlayıcı buharlaştırılarak, henüz mukavimleşmemiş "yaş durumdaki" yapıdan uzaklaştırılmaktadır. Tipik olarak, bağlayıcının buharlaşması sırasında sıcaklığın nispeten yüksek olmasından dolayı metal partiküller arasında boyun oluşumu gerçekleşebilmektedir. Sonuç olarak esas metal parça içerisindeki boşlukların doldurulmasında; daha düşük ergime sıcaklıklarına sahip metallerin infiltrasyonu veya ilave sinterleme işlemlerinin uygulanmasıyla tam yoğunlukta metalik parçalar elde edilebilmektedir (Şekil 5.27). İnfiltrasyonda tolerans kontrolü konsolidasyona göre daha kolaydır çünkü konsolidasyonda boyutsal büzülmeler daha fazla oranlarda gerçekleşmektedir. Ayrıca, infiltre yapılar doğal olarak daha kompozit yapılara sahip olmakla birlikte, konsolide yani pekleştirilmiş yapılar tek tip malzeme özellikleri gösterebilmektedir [575].

Metal parçaların üretimine benzer şekilde PBF prosesleriyle seramik parçaların üretilmesinde çeşitli temel prensipler izlenmektedir. Direkt sinterleme, kimyasal uyarıcılı sinterleme, endirekt proses ve patern metotları; bu temel prensipler içerisinde öne çıkanlardandır [578]. Direkt sinterlemede, toz yatağında yüksek

sıcaklıklara ulaşılarak, bir lazerin tanımlı yüzeylerdeki sinterleme reaksiyonlarını hızlandırmasıyla katı parça oluşturulmaktadır. Nihai seramik parça, metalik sinterleme parçalarına kıyasla oldukça yüksek poroziteye sahiptir ve çoğunlukla yoğunluk artırıcı fırınlama proseslerine ihtiyaç duymaktadır [579]. Seramik tozların endirekt prosesi de metal tozların endirekt prosesleriyle hemen hemen aynı şekilde gerçekleşmektedir. Bağlayıcının uzaklaştırılmasıyla infiltrasyon veya pekleştirme işlemlerinin uygulanmasının sonucu olarak yapı içerisindeki porozite oranları düşürülmektedir. İnfiltrasyon durumunda, metal tozlar infiltran olarak kullanılırsa metalik-seramik kompozit yapılar elde edilebilmektedir. SiC yapıların oluşturulması gibi durumlarda seçilecek polimer bağlayıcı, yanma ve buharlaşma sonucu geride karbon kalıntıları bırakmaktadır ve ergiyik silisyum ile bu karbonlar reaksiyona girerek yapıdaki SiC bileşim oranını artırmaktadır. Bu durumun sonucu olarak kontrol edilemeyen SiC bileşimi nedeniyle yapıda gevremeler ve kırılmalar gerçekleşebilmektedir [580].



Şekil 5.27 PBF kullanılarak metal ve seramik tozlarının endirekt prosesi [574]

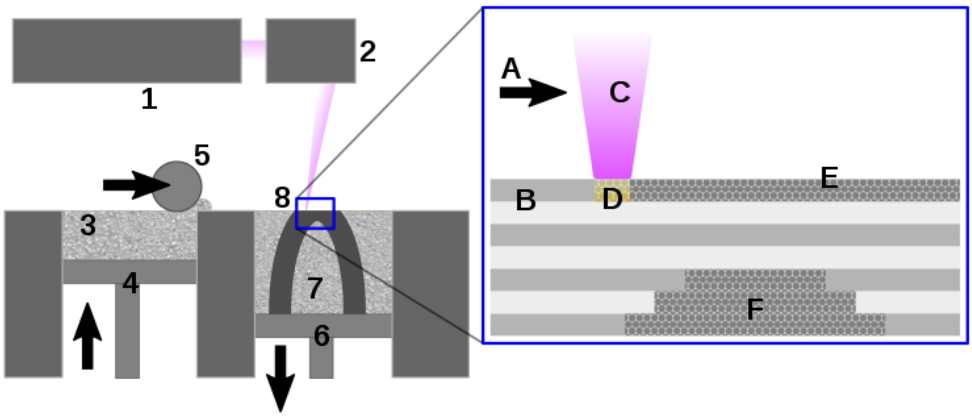
5.2.3 Toz Yataklı Füzyon Çeşitleri

PBF sistemleri; füzyonun gerçekleşmesinde faydalanılan enerji kaynağına göre lazerli, elektron tabancalı ve termal başlıklı olmak üzere üç ana grupta incelenmektedir. Lazer kullanımlı sistemler (LB-PBF) kendi içerisinde füzyon mekanizmasının ergime veya sinterleme şeklinde gerçekleşmesine bağlı olarak seçici lazer ergitme (SLM) veya seçici lazer sinterleme (SLS) olmak üzere iki alt

gruba ayrılmaktadır. Elektron tabancalı sistemler tek grupta incelenmekte olup, elektron demetli ergitme (EBM) teknolojisi, bu alandaki öncül teknolojidir. Üçüncü grup olan termal başlıklı sistemler ise; partiküllerin füzyonunda çeşitli bağlayıcı ajanların da kullanıldığı ve aslında hibrit bir yöntem olarak değerlendirilen çoklu jet füzyonu (MJF) ve bağlayıcı ajanların kullanılmadığı seçici ısıl sinterleme (SHS) yöntemleri olmak üzere iki alt gruba ayrılabilmektedir [532, 534, 581, 582].

5.2.3.1 Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering, SLS)

SLS sistemlerinde katmanlı imalat gerçekleştirilirken, enerji kaynağı olarak lazerlerden faydalanılmaktadır. Üç boyutlu sanal modelin, iki boyutlu kesitler halinde dilimlenmesinden sonra gönderilen lazer ışınıyla toz hammaddeler seçici olarak sinterlenmekte ve katı parçalar elde edilmektedir. Sistemde bir yatak üzerine toz hammadde yayılarak, yatağın üzerinden geçen bir silindir veya hizalama sistemiyle (bıçak, vb.) toz yatağına sabit kalınlıkta tozun yerleştirilmesi sağlanmaktadır. Mevcut teknolojide bu katman kalınlığı kabaca 20- 100 µm aralığında değişmektedir. Daha hızlı üretim yapabilmek için geliştirilen galvano aynaların yönlendirdiği lazer demeti, tekli veya çoklu olarak üretilecek nesneyi oluşturmak üzere, her tabakadan sonra toz yatağının belirlenmiş bölümlerini tarayarak sinterlemektedir. Nesne tamamlanana kadar bu döngü devam etmektedir (Şekil 5.28) [583].



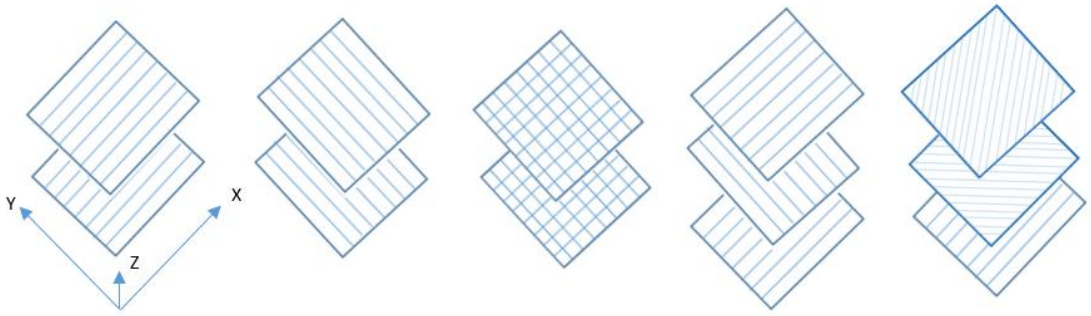
Şekil 5.28 SLS prosesinin şematiği; (1) lazer, (2) tarama sistemi, (3) toz besleme odacığı, (4) toz gönderim pistonu, (5) dağıtıcı merdane, (6) imalat platformu ve hareket pistonu, (7) imalat toz odacığı, (8) üretilen parça, (A) lazer tarama yönü, (B) sinterlenmiş partiküller, (C) lazer ışını, (D) lazer sinterleme bölgesi, (E) ön-serilmiş toz katmanı, (F) bir önceki katmanda sinterlenmemiş malzeme (F) [584]

Nihai ürünün yoğunluğunun, lazerin pik enerjisine bağlı olmasından dolayı SLS sistemlerinde genellikle sürekli lazer yerine atımlı (pals) lazerler kullanılmaktadır. Makine içerisinde imalatın gerçekleşeceği yataktaki tozlar, seçilen bölgelerde sıcaklığın lazer tarafından daha kolay artırılabilmesi için ergime sıcaklığının biraz altına önceden ısıtılmış durumdadır [585]. SLA ve FFM gibi diğer eklemeli imalat yöntemlerinde parçanın işlem sırasında mekanik olarak çarpılma, bozulma, bükülme gibi davranışlar göstermemesi adına harici destek yapılarının kullanılmasına karşın, SLS sistemlerinde parçanın oluşturulması sırasında destek yapılarına gerek duyulmamaktadır. Çünkü oluşturulan parçanın etrafı henüz sinterlenmemiş tozlarla desteklenmektedir. Tozların birbirine bağlanması ve sinterleme olayı; tozun yoğunluğuna, tozun boyut-şekil özelliklerine ve akış karakteristiklerine bağlı olarak değişmektedir. Toz katmanların yoğunluğu arttıkça, daha iyi sinterlenme davranışlarıyla karşılaşılmaktadır. Homojen boyut ve şekil özelliklerine sahip tozlarda, ürün kalitesinde daha iyi sonuçlar alınmaktadır. Bu yüzden toz taneciklerinin SLS prosesleri için optimum şekil ve boyutlara getirilmiş olması, SLS prosesinin performansını belirleyici faktörlerdendir. Ayrıca sinterleme davranışı, kullanılacak makinede kritik öneme sahip bir dizi parametrelerin optimizasyonuyla iyileştirilebilecektir (Tablo 5.3) [586].

Tablo 5.3 Seçici lazer sinterleme prosesinde malzeme, lazer, tarama ve ortam alt gruplarında proses parametreleri [587, 588]

Hammadde	Lazer	Tarama	Ortam
Kompozisyon	Mod	Tarama hızı	Ön ısıtma koşulları
Toz Yoğunluğu	Dalga boyu	Doldurma sıklığı	Basınç
Morfoloji	Güç	Tabaka kalınlığı	Gaz türü
Tanecik Çapı	Frekans	Tarama yöntemi	O_2 seviyesi
Dağılım	Atım (pulse) genişliği	Tarama dilimleri	
Termal Özellikler	Kaçıklık (offset)	Atım mesafesi	
Akış Özellikleri	Nokta (spot) boyutu	Ölçeklendirme faktörü	

Lazer hareketine göre parçanın belirli geometrilerde taranmasını, doldurma paternleri belirlemektedir. Bu doldurma paternlerinde taramalar genel olarak beş farklı şekilde gerçekleştirilmektedir: (1) Tüm katmanların x- yönünde taranarak doldurma paterninin oluşturulması, (2) tüm katmanların y-yönünde taranarak doldurma paterninin oluşturulması, (3) katmanların sırasıyla yalnızca x ve y yönünde taranarak doldurma paternlerinin oluşturulması, (4) katmanların hem x hem y yönünde taranarak doldurma paternlerinin oluşturulması ve (5) alternatif (değişken) patern oluşturma yöntemleri (Şekil 5.29); SLS makinelerinde kullanılan tüm tarama paternlerinin temelini oluşturmaktadır [589].



Şekil 5.29 Doldurma/ tarama paternleri [589]

SLS yöntemiyle metal malzemelerin işlenmesinde son işlemlerle birlikte (ısıl işlem, vb.) teorik yoğunluğun %90'ı elde edilebilmektedir. Sıcak/soğuk izostatik pres gibi uygulamalarla bir arada uygulanan hibrit üretim sistemlerinde ise konvansiyonel yöntemlerle üretilen parçaların özelliklerine oldukça yaklaşılabilmektedir [590]. CO_2 lazerleri kullanıldığında Nd: YAG lazerlerine kıyasla daha düşük katman yoğunlukları elde edilmektedir. Buna karşın CO_2 lazerlerinin tarama hızı genellikle daha yüksektir. Lazer sinterleme prosesi, çok hızlı sinterlenme ve katılaşma davranışlarıyla karakterize edilmektedir. Katman esaslı üretim proseslerinin doğası gereği, üretilen parçalarda anizotropik oluşumlar gözlenebilmektedir ve uygun ısıl işlem gibi ardıl işlemlerle bu oluşumlar azaltılabilmekte veya ortadan kaldırılabilmektedir [591].

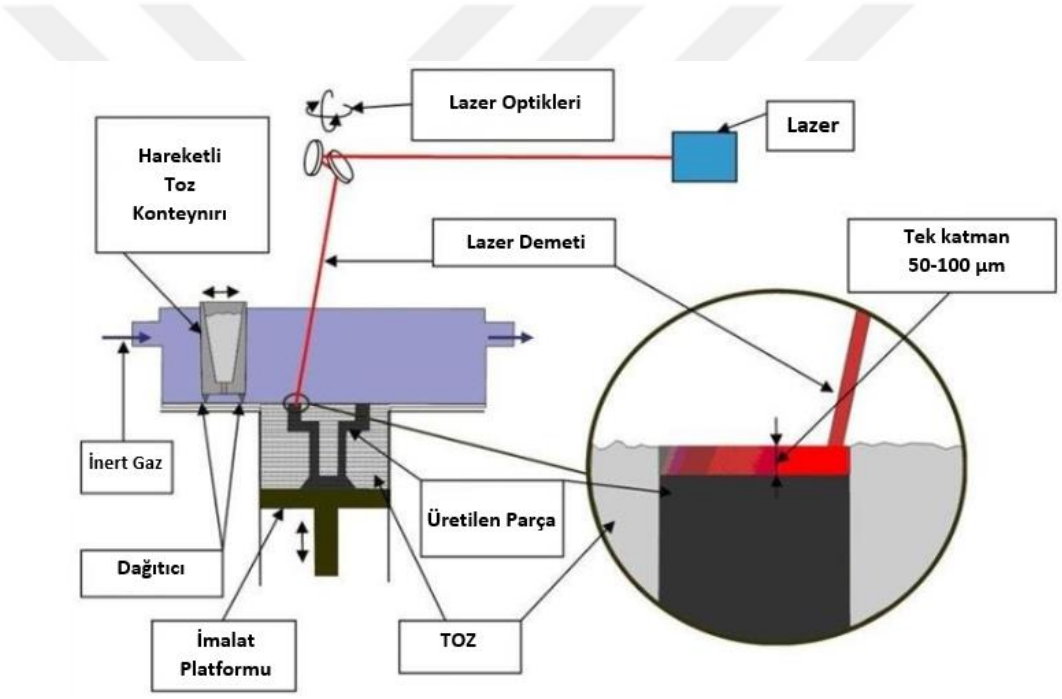
Tüm seçici lazer sinterleme sistemleri aynı imalat prensibiyle çalışmaktadır. Temel farklılıkları, kullanılan lazerin türü ve imalat düzeneği oluşturmaktadır. Birbirinden farklı makinelerde sıcaklık kontrolü, toz dağıtımı, katman biriktirme mekanizmalarında farklılıklarla karşılaşılabilmektedir. SLS sistemlerinde yüksek

hassasiyet ve sıkı proses kontrolü gerekmektedir. Ön ısıtma, sinterleme ve oluşturulan parçanın makineden alınmadan önce bekletildiği sıcaklıkların; çarpılma, büzülme, burkulma, ısı kaynaklı bozulmalar gibi davranışların kontrol altına alınabilmesi adına 2^{o}C'yi geçmeyecek hassasiyetlerle yönetilebilmesi gerekmektedir. SLS proseslerinin avantajları arasında; metal ve seramik parçaların üretilebilirliği, geleneksel yöntemlerle üretimi zor kompleks geometrili parçaların üretilebilirliği, çok detaylı tasarımların imalat imkanı, yüzey kalitesinin kontrol edilebilirliği, fırınlama gibi son işlemlerle mekanik dayanımı oldukça yüksek parçaların elde edilebilirliği, destek yapılarına ihtiyaç duyulmamasına bağlı olarak ek işçilik-maliyet-toplam süre ihtiyacının azalması gibi özellikler sayılabilir. Bununla birlikte SLS sistemlerinin dezavantajları olarak; makinelerin pahalı olması, kullanılabilecek malzemelerin morfolojik özellik ve ısıl iletkenlik bakımından sınırlı çerçevede olması, seri imalat için uygunsuzluk, son işlem gerekliliği, parçaların proses esnasında termal olarak çarpılma eğilimi göstermeleri, imalat sonrası parçanın platformdan alınmadan önce soğuma süresinin beklenmesi gibi özellikler verilebilir [592, 593].

Literatürde ve markette direkt metal lazer sinterleme (DMLS) ismiyle anılan seçici lazer sinterleme yöntemleri; kullanılan malzemelerin yalnızca metal tozlar olduğu durumlarda faydalanılan bir adlandırmaya sahiptir. SLS ile aynı çalışma prensibine sahip olan DMLS sistemlerinde, yine lazer enerji kaynakları kullanılarak metalik tozların seçici olarak sinterlenmesiyle, metal parçalar elde edilmektedir. Yatak içerisindeki metal tozların füzyonunda tam ergime gerçekleştirilmemekte, yalnızca tozların sinterlenmesi sağlanmaktadır. Kısmi ergime ve sinter esasına dayanmasından dolayı, bir sonraki bölümde incelenecek olan seçici lazer ergitme (SLM) yöntemlerinde olduğu gibi saf metallerin kullanımı değil, metal toz karışımları ve alaşımlarının kullanımı söz konusudur. Ayrıca metalik malzemelerin, yüksek sıcaklıklarda atmosferik koşullara bağlı meydana gelebilecek oksitlenme gibi eğilimlerine bağlı olarak, SLS proseslerinden farklı olarak DMLS prosesleri kontrollü gaz (inert) atmosferi altında gerçekleştirilmektedir [594].

5.2.3.2 Seçici Lazer Ergitme (Selective Laser Melting, SLM)

Seçici lazer ergitme (SLM) sistemleri, lazer kullanımlı toz yataklı füzyon (LB-PBF) grubuna ait bir toz kullanımlı eklemeli imalat yöntemidir. Kruth ve arkadaşları tarafından SLM'nin tanımı "ergitme ve katılaştırma esasına dayalı, toz yataklı katmanlı imalat" olarak yapılmıştır [595]. Sistemde yüksek yoğunluğa sahip lazerler kullanılarak metalik (genellikle) toz taneler, belirli dilim izdüşümleri dahilinde ergitilip birbirlerine kaynayarak katı parçalar oluşturulmaktadır. Birçok araştırmacı tarafından SLS sistemlerinin bir alt kolu olarak değerlendirilen SLM sistemlerinde, SLS sistemlerindeki sinterleme mekanizmasından farklı olarak metalik malzemelerde tam ergime gerçekleştirilir [596].



Şekil 5.30 Seçici lazer ergitme (SLM) sisteminin şematik gösterimi [597]

SLS sistemlerinde daha poröz yapıların elde edildiği polimer esaslı malzemeler yaygın olarak tercih edilirken, SLM sistemlerinde tam ergime gerçekleşmesine bağlı olarak elde edilen parçalar tam yoğunluğa ulaştırılabildiğinden, metal ve seramik malzemeler kullanılabilmektedir. SLM yönteminde tozlar, parçanın kesit geometrisine göre yüksek yoğunluklu lazer tarafından ergitilmeden önce bir serme mekanizması yardımı ile platform üzerine bir katman kalınlığı kadar uniform olarak yayılır. Ergitme işlemi 100-400 Watt güce sahip lazerler yardımıyla yapılır. Ergimiş

parçacıklar daha sonra parçanın kesitinin bir katmanını üretmek üzere katılaşmaktadır. Sonrasında üretim platformu bir katman kalınlığı kadar aşağıya indirilir, ardından yeni toz serilir ve proses, serme-ergitme-katılaşma-platformun inmesi-yeni tozun serilmesi aşamalarının tekrarlanmasıyla parça tamamlanana kadar devam eder (Şekil 5.30). Bu süreç genellikle argon veya azot gazı gibi soy gaz ortamında gerçekleşir [598, 599]. Literatürde ve markette direkt metal lazer ergitme (DMLM) ismiyle anılan seçici lazer ergitme yöntemleri; kullanılan malzemelerin yalnızca metal tozlar olduğu durumlarda faydalanılan bir adlandırmaya sahiptir. SLM ile aynı çalışma prensibine sahip olan DMLM sistemlerinde, yine lazer enerji kaynakları kullanılarak metalik tozların seçici olarak sinterlenmesiyle metal parçalar elde edilmektedir [600]. SLM ve DMLM sistemlerinde geniş aralıklarda metalik alaşım tozları kullanılarak fonksiyonel parçaların imalatı gerçekleştirilebilmektedir. Katmanlı imalatın üç boyutlu parçaları iki boyutlu kesitler halinde üretmesinden dolayı organik geometriler, iç bağlantılı yapılar ve geleneksel imalat yöntemleriyle üretimi zor şekillerin elde edilmesi mümkün hale gelmiştir. SLM ve DMLM sistemlerinde üretilen parçalar oldukça yoğun, dayanıklı ve direkt kullanıma hazır halde elde edilebilmektedir [601].

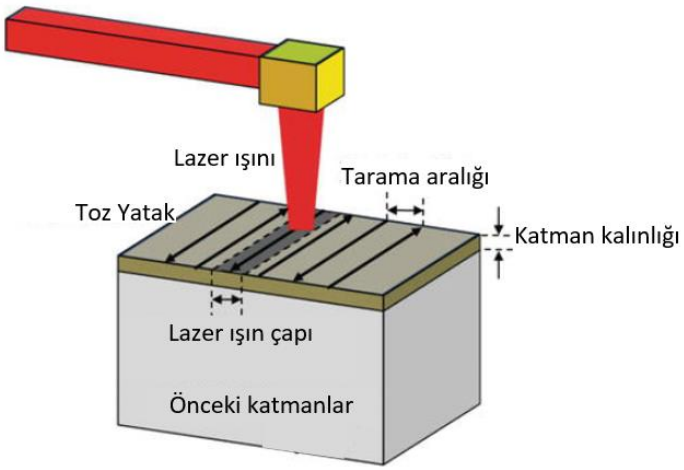
Proseste; tozlaştırılmış ince taneli metal hammaddeler bir dağıtıcı sistemiyle z-ekseninde hareket eden imalat platformu üzerine eşit kalınlıkta dağıtılmaktadır. İmalat sırasında yüksek sıcaklık reaksiyonlarını önlemek adına inert gazlı kontrollü atmosferlerden faydalanılmaktadır. Katman olarak yüzeye dağıtılan tozlar yüksek güçlü lazer demetleriyle (genellikle 100 Watt üzerinde güçlere sahip iterbiyum fiber lazerleri) seçici olarak ergitilerek toz katmanların katılaşması sağlanmaktadır. Lazer demetleri, yüksek frekans tarama aynalarıyla x ve y eksenlerinde yönlendirilmektedir. Gönderilen enerjinin tozların birbiriyle kaynak oluşturmasını sağlayacak ergitme gücüne sahip olması gerekmektedir. Çoğu SLM makinesinde üretim hacmi olarak 400 x 400 x 400 mm sınırları içerisinde çalışılmaktadır [602]. SLM sistemlerinde çeşitli bakır alaşımları, alüminyum, paslanmaz çelik, takım çelikleri, kobalt-krom, titanyum ve tungsten gibi birçok metalik malzemeler kullanılabilmektedir [603].

Hammaddelerin SLM prosesinde kullanılabilmesi için mutlaka toz formuna getirilmiş olması gerekmektedir. Bu tozlar genellikle gaz atomizasyonuyla elde edilen ön-alaşımlar şeklindedir. Paketlenme yoğunluğu, akışkanlık gibi özellikler nedeniyle endüstriyel uygulamalarda kullanılan toz PBF malzemelerinin küresel formda olması arzu edilmektedir. Bununla birlikte tozların homojen yapıda ve benzer büyüklüklerde de olması gerekmektedir [604-606]. SLM tekniğiyle elde edilen net-şekil parçalarda teorik yoğunluğun %99,9'una kadar pekleşmiş metalik yapılar elde edilebilmektedir. Bu durum sayesinde neredeyse tam yoğunluklu fonksiyonel parçalar, düşük imalat serileri dahilinde ekonomik olarak üretilebilmektedir. Fiber optikler ve yüksek enerjili lazerlerdeki gelişmeler sayesinde bakır ve tungsten alaşımları da SLM ile parça imalatında kullanılmaya başlanmıştır [603, 607].

SLS ve SLM yöntemlerinden oluşan LB-PBF sistemleri, genel olarak endirekt ve direkt prosesler olmak üzere iki temel grupta incelenmektedir. Endirekt proseslerde toz malzemeler çeşitli bağlayıcılarla karıştırılarak kullanılmaktadır. Bu karışımlardaki bağlayıcılar, belirli sıcaklıklarda ergiyerek tozun ıslanmasını sağlamaktadır. Sonraki aşamalarda bağlayıcıların uzaklaştırılmasını takiben üretilen parça, fırınlama gibi çeşitli yoğunluk artırma işlemlerine tabi tutulabilmektedir. Direkt proseslerde ise bağlayıcılardan faydalanılmamakta, yapı malzemesi olan toz hammaddenin doğrudan sinterlenerek veya ergiyerek katı oluşturması sağlanmaktadır. Özellikle yüksek sıcaklıkta ergiyen metaller ve seramikler için, endirekt LB-PBF prosesleri daha fazla tercih edilmektedir [608].

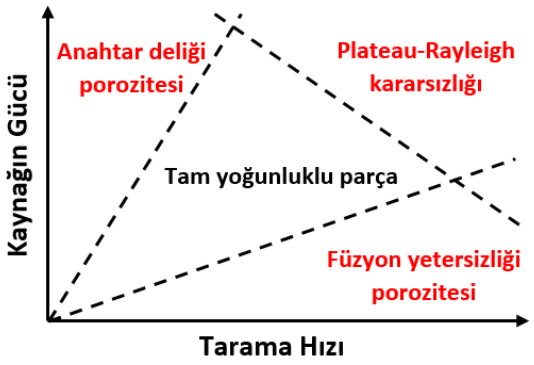
Seçici lazer ergitme sistemlerinde parça kalitesini etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler, seçici lazer sinterleme sistemlerinde de oldukça benzer olduğu için, her iki yöntem için de (SLS ve SLM) geçerli olan, parça kalitesine etkiyen parametreler bu bölümde bir arada incelenmiştir.

SLS ve SLM proseslerinde parça kalitesine etkiyen başlıca lazer parametrelerini; dalga boyu, lazer gücü, tarama hızı, tarama boşluk mesafesi, tarama paterni, vektör uzunluğu [609], vektörel taramada vektörün uzunluğunun genişliğine oranı, tarama açısı [610], ışının uzaysal dağılımı [611], ışın spot çapı [612], nokta örtüşümü ve sürekli/palsi lazer operasyon süreleri oluşturmaktadır (Şekil 5.31) [613].



Şekil 5.31 Seçici lazer ergitme prosesinin bazı proses parametreleri [614]

Lazer esaslı PBF proseslerinde, porozite problemiyle sıkça karşılaşılmaktadır. Bu porozite problemi genelde iki şekilde ortaya çıkmaktadır (Şekil 5.32). İlki, malzemeye yetersiz miktarda enerji gönderildiğinde, oluşan ergiyik havuzun küçük olmasına bağlı olarak eksik ergimenin gerçekleştiği füzyon yetersizliğidir. Ergiyik havuzunun şekline ve örtüşme paternine bağlı olarak, füzyon yetersizliği kusurları ince ve hilal şeklinde oluşma eğilimindedir. İkincisinde yani "anahtar deliği" porozitesinde enerjinin çok yüksek olduğu durumda, malzeme ani olarak buharlaşabilip, yapı içerisinde hava kabarcıklarının kalmasına neden olabilmektedir. PBF sistemlerinde karşılaşılan porozite problemleri üzerine literatürde çok sayıda çalışma mevcuttur [615-618].



Şekil 5.32 Lazere bağlı güç ve tarama hızı parametrelerinin poroziteye etkisi [615-618]

Aşırı enerji gönderimine bağlı olarak imalat malzemesindeki bazı bileşenlerin buharlaşması, LB-PBF sistemlerinde karşılaşılan porozite problemlerine ait yaygın sebeplerdendir. Özellikle buharlaşma sıcaklıkları birbirinden çok farklı elementlerden meydana gelen toz karışımları kullanıldığında, nispeten daha düşük sıcaklıkta ergiyen ve buharlaşan bileşenlerin yapı içerisindeki kütlelerinde ciddi değişiklikler ortaya çıkarak, elde edilen parçanın bileşen özelliklerinde beklenenden farklı sonuçlar elde edilebilmektedir. Bu problem özellikle titanyum alüminatlarda, Ti-6Al-4V alaşımlarında oldukça sık ortaya çıkabilmektedir [619, 620]. Proses parametrelerinin optimize edilmediği durumlarda titanyum ile bir arada bulunan alüminyumun kütlece %8 gibi yüksek değerlere ulaşacak kadar kayıp yaşadığı kaydedilmiştir [621]. Benzer şekilde çeşitli çalışmalarda, Ni-Ti alaşımlarında nikel kaybı yaşandığı raporlanmıştır [622]. Bormann ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; PBF ile üretilen Ni-Ti alaşımlarında, tarama çizgileri arasındaki mesafenin de tercihli buharlaşma üzerine büyük etkisinin olduğu keşfedilmiştir. Lazer gücü ve tarama hızı sabit tutulduğunda, tarama mesafesinin 120 µm açıklıktan 35 µm açıklığa düşürülmesiyle nikelce zengin Ni-Ti alaşımındaki nikel kaybının kütlece %1 dolaylarında arttığı belirtilmiştir. Buna bağlı olarak tercihli buharlaşmanın, ergiyik havuzda ulaşılan maksimum sıcaklığa ve ergiyik havuzun etrafında ulaşılan yüksek sıcaklıklara maruziyet süresine bağlı olarak değişiklik gösterdiği çıkarımını yapmak doğru olacaktır. Tarama mesafesinin azaltılmasıyla ve katman kalınlığının artırılmasıyla birlikte toplam yüksek sıcaklık tesir süresi artış göstererek, ergiyik havuzundaki maksimum sıcaklık kontrolüne kıyasla daha kolay proses kontrolü elde edilebilmektedir. Sonuç olarak; lineer enerji yoğunluğu başlangıçta belirlenmeli ve tarama mesafeleriyle birlikte katman kalınlıkları, belirlenen lineer enerji yoğunluğu göz önünde bulundurularak ayarlanmalıdır [623].

SLM ve SLS sistemlerinde sıkça karşılaşılan bir diğer problem ise artık gerilmelerdir. Artık gerilmeler makro, mikro ve mikron-altı seviyelerde gözlenebilmektedir. Tozların lokal olarak ısıtılması, enerji yoğunluğunun fazla olduğu bölgelerde genleşme ve büzülmelere yol açarak, ısı tesiri altındaki bölgelerin kontrol edilmesi gerekliliğini beraberinde getirmektedir. Artık gerilmelerin, akma dayanımından yüksek olduğu durumlarda, parçada bozulmalar meydana gelerek imalatın

başarısızlığına yol açmaktadır. Artık gerilmeler ve artık gerilmelere bağlı parça kusurları üzerine birçok çalışma yürütülmüş olsa da lazer kullanımlı PBF sistemlerinde substrata ön ısıtma uygulanmadan, iç gerilmelerden yoksun parçaların imalatı mümkün değildir. Artık gerilmeleri önlemek için uygulanan yöntemler; tozlara ön ısıtma uygulanması veya üretilen parçaya ısıl işlem uygulanması şeklinde gerçekleştirilmektedir [624, 625]. Lazer tarama vektörünün sürekliliği ve uzunluğu da artık gerilmelerin artmasına neden olmaktadır. Bu yüzden alternatif tarama yöntemleri olarak parçanın üzerinde belirli yüksekliklerin uzun ve sürekli çizgiler olarak değil, adacıklar şeklinde taranmasına dair çeşitli tarama stratejileri geliştirilmektedir. Artık gerilmelerin önlenmesinde faydalanılan bir diğer yöntem olarak ise "kontrollü termal gerilim oluşturma" metodu önce çıkmaktadır. Bu sistemlerde esas enerji kaynağının önünde veya arkasında konumlandırılmış ikincil bir enerji kaynağından faydalanılmaktadır. Amaç; ikincil termal kaynağın esas enerji kaynağının önünde bulunduğu durumda ön ısıtma görevi görmesi veya ikincil termal kaynağın esas enerji kaynağının gerisinde bulunduğu durumda ısıl işlem görevini görmesidir [626]. Oliveira ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, LB-PBF sistemlerinde parça kalitesine ve malzeme ilişkili mikroyapısal özelliklere dair proses parametreleri kapsamlı olarak incelenmiş, Tablo 5.4'te verilen özet cetveller oluşturulmuştur [627].

Tablo 5.4 Lazer esaslı PBF proseslerinde parametre optimizasyon önerileri [627]

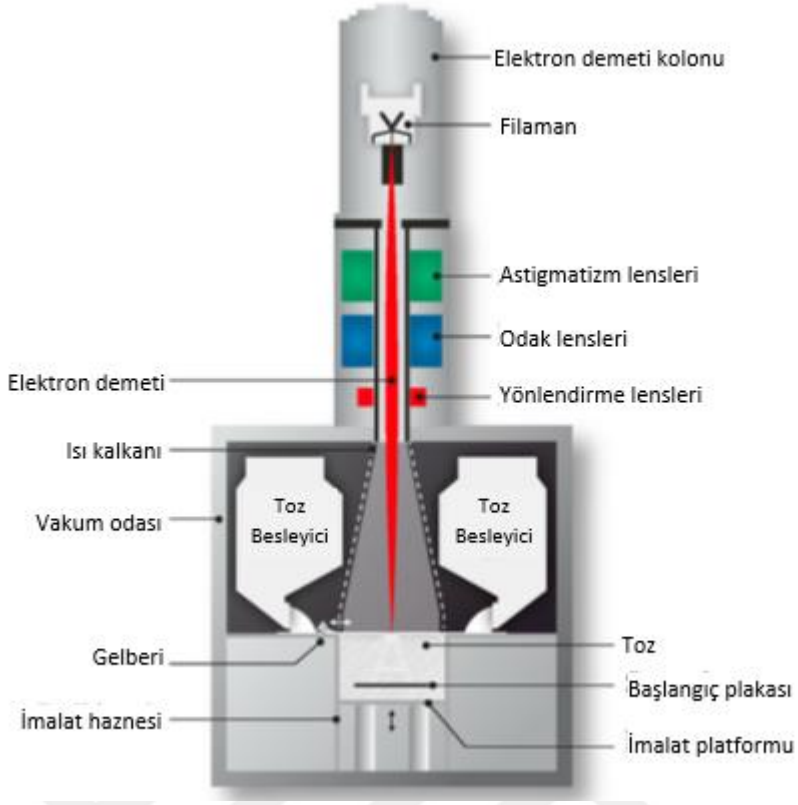
İmalat Kusurları		
Karşılaşılan Problem	Birincil Çözüm Yaklaşımı	İkincil Çözüm Yaklaşımı
Anahtar deliği porozitesi	Lazer gücünü azalt	Tarama hızını artır, tekrarlı geçiş yap
Füzyon yetersizliği porozitesi	Tarama çizgisi aralıklarını azalt, katman kalınlığını azalt	Tarama hızını azalt, lazer gücünü artır, tekrarlı geçiş yap
Kompozisyon değişimi	Lazer gücünü azalt, tarama hızını artır	Tarama çizgisi aralıklarını artır, katman kalınlığını artır
Artık gerilmeler ve çarpılma	Tarama vektör uzunluğunu kısalt, kesikli tarama yap, ön-ısıtma uygula	Tarama hızını azalt
Mikroyapı ve Malzeme Kusurları		
Karşılaşılan Problem	Birincil Çözüm Yaklaşımı	İkincil Çözüm Yaklaşımı
Mikrosegregasyon	Tarama hızını artır	Lazer enerjisini azalt
İstenmeyen tekstür	Tarama hızını azalt	Lazer enerjisini azalt
Kaba/Kolonsal taneler	Tarama hızını azalt	Lazer enerjisini azalt
Yarı-kararlı fazlar (Örn. martenzit)	Tekrarlı geçiş yap	Tarama hızını artır

5.2.3.3 Elektron Demetli Ergitme (Electron Beam Melting, EBM)

Elektron demetli ergitme (EBM) prosesleri; yüksek enerjili elektron demetleri kullanılarak metalik toz hammaddelerden "tam ergitme" ile üç boyutlu katı parçaların oluşturulduğu bir toz yataklı eklemeli imalat prosesidir [628, 629]. EBM, özellikle yüksek kaliteli malzemelerden tam yoğunluklu, karmaşık, fonksiyonel parçaların üretilebildiği birkaç eklemeli imalat teknolojisinden birisi olarak kendisine yer edinmiştir [630]. EBM proseslerinde paslanmaz çelik (17-4), takım çeliği (H13), nikel esaslı süper-alaşımlar (IN625, IN718), kobalt esaslı süper-alaşımlar (Stellite 21), düşük genleşmeli alaşımlar (Invar), sermetler (NiWC), intermetalik bileşimler, alüminyum, titanyum, bakır, berilyum ve niyobyum alaşımları gibi geniş aralıklarda malzemeler kullanılabilmektedir [632]. Buna ragmen, günümüzde EBM teknolojisinde özellikle titanyum ve alaşımları üzerinde çalışmaların yoğunlaştığı görülmektedir [633-635]. Konvansiyonel olarak titanyum parçalar genellikle dövme, ekstrüzyon, döküm gibi yöntemlerle elde edilmektedir [636-638]. Buna karşın; yüksek ergime sıcaklığı, düşük sıvılaşma davranışı ve atmosferik gazlara karşı olan afinitesi nedeniyle titanyum alaşımlarının geleneksel yöntemlerle imalatında çeşitli problemlerle karşılaşılmaktadır [639]. Yüksek güç ve vakum ortamında çalışılması sayesinde bu tür malzemelerin imalatında EBM, iyi bir çözüm adayı olma niteliğindedir. Bunun bir sonucu olarak da EBM kendisine özellikle medikal, havacılık, otomotiv gibi endüstrilerde kolayca yer bulabilmiştir [640-642]. Medikal alanda EBM sistemleri, hastaya özel olarak tasarlanan karmaşık geometrili, yüksek biyo-uyumluluk gösteren implantların ve malzemelerin kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır [643]. Türbin bıçakları, turbo şarjör çarkları, içten ateşlemeli motorların bazı valfleri gibi uygulamalar da EBM sistemlerinin endüstriyel başarılarına örnek olarak gösterilebilmektedir [644-646]. Havacılık ve uzay sanayinde ise hafif, yüksek performanslı, karmaşık geometrili mono-blok parçalar tercih edilmekle birlikte EBM prosesleri sayesinde özellikle parça temini için gereken süreler ve hurda oluşumunda büyük düşüşler gözlenmektedir. Hurda oluşumundaki düşüşün temel nedeni olarak EBM prosesinde parça oluşumu için ergitilip-katılaştırılmamış parçaların tekrar kullanıma hazır hale getirilmesinde büyük oranda kimyasal ve fiziksel özelliklerini kaybetmemiş olması gösterilebilmektedir [647]. Ayrıca düşük yoğunluk, yüksek

özgül dayanım, rijitlik, süneklik, yorulma dayanımı, sürünme gibi mekanik ve yüksek sıcaklıkta oksidasyon, korozyon gibi ısıl davranışları nedeniyle havacılık endüstrisinde özellikle Ti-Al alaşımları üzerine yoğunlaşılmaktadır [630, 644, 648].

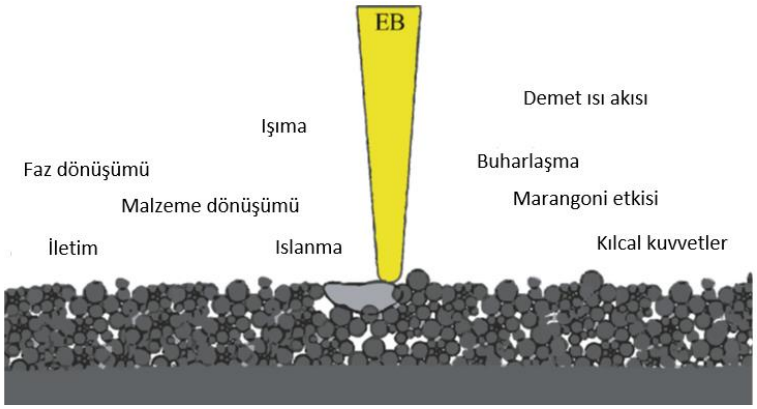
Elektron demetlerinin kullanılması ve çalışma prensibi olarak EBM sistemleri, elektron mikroskobuyla benzer işlem akışına sahip bir kaynak makinesi olarak değerlendirilebilir. EBM makinesinin ana kısımlarını elektron demeti ünitesi ve imalat odacığı oluşturmaktadır (Şekil 5.33). Elektron demeti ünitesi; elektronların üretildiği üst kolon ve demeti yönlendiren, odaklayan lenslerin bulunduğu alt kolon bölgelerinden oluşmaktadır. Üst kolonda ısıtılan flamandan atımlanan elektronların hareketi sonucu katotla anot arasında yaklaşık 60 kV potansiyel elde edilmektedir. Elektronlar ışık hızının 0.1-0.4 katı kadar hızlara ivmelendirilmektedir. Elektron demetinin şekli ve yönlendirilmesi manyetik lensler tarafından kontrol edilmektedir. İlk sıra bobinler (astigmatik lensler) demet şeklini düzeltmekte ve ikinci sıra bobinler (odak lensleri) ise demetin boyutunu kontrol etmektedir. Son sıra bobinlerde (yönlendirme lensleri) ise demet, imalat platformu üzerine CAD modelin iki boyutlu kesitler haline getirildiği geometrilere uygun olarak pozisyonlandırılmaktadır. Elektron tabancası sabit olmakla birlikte, kontrolü için mekanik bir aksamla bağlantısı bulunmamaktadır [628, 649]. Tüm işlem hava moleküllerinin elektron demetiyle parça üzerinde etkileşime girmemesi adına vakum ortamında (genellikle 10^{-3} Pa) gerçekleştirilmektedir. Ergime sırasında prosesin termal stabilitesini sağlamak ve tozlarda elektriksel yüklenmenin önlenmesi için bir miktar inert helyum gazı ortama gönderilebilmektedir. İmalat tamamlandığındaysa helyumun basıncı artırılarak soğutma işlemi uygulanmaktadır [650].



Şekil 5.33 EBM sisteminin ana bölümleri [631]

İmalat odacığı ise çelik imalat haznesi, toz besleme mekanizması ve gelberi sistemi olmak üzere üç ana kısımdan oluşmaktadır. Çelik imalat haznesi; XY imalat plakasına yataklık eden ve z-ekseni boyunca hareket eden imalat platformunu barındırmaktadır. Başlangıç plakasının imalat platformuya birlikte ısıtılmasıyla imalat işlemi başlamaktadır. Toz depolama sistemi imalat odacığının sol ve sağ üst kısımlarında bulunmaktadır. Kullanılan hammaddeler genellikle gaz atomizasyon metoduyla veya plazma rotasyon elektrodu (PREP) prosesiyle elde edilmektedir [651]. Elde edilen tozlar genellikle küresel yapıda olup, boyutları 45- 100 μm arasındadır. Tozların XY düzleminde dağıtılması bir gelberi sistemiyle yapılmaktadır. Gelberi sistemi, tozları iki taraftan da (sağ-sol) toplayıp, yüzey boyunca hareket etmektedir. Üniform olmayan toz katman kalınlıklarının füzyona olumsuz etki oluşturmasından kaynaklı "itme" davranışı gözlenmektedir ve bunun önlenebilmesi için gelberi sistemi tarafından dağıtılan tozların z eksenince hizalanması kontrol edilmektedir. Yüzeye serilen toz katman kalınlıkları kullanılan toz malzemeye göre değişmekle birlikte genellikle 50-200 μm arasındadır [652].

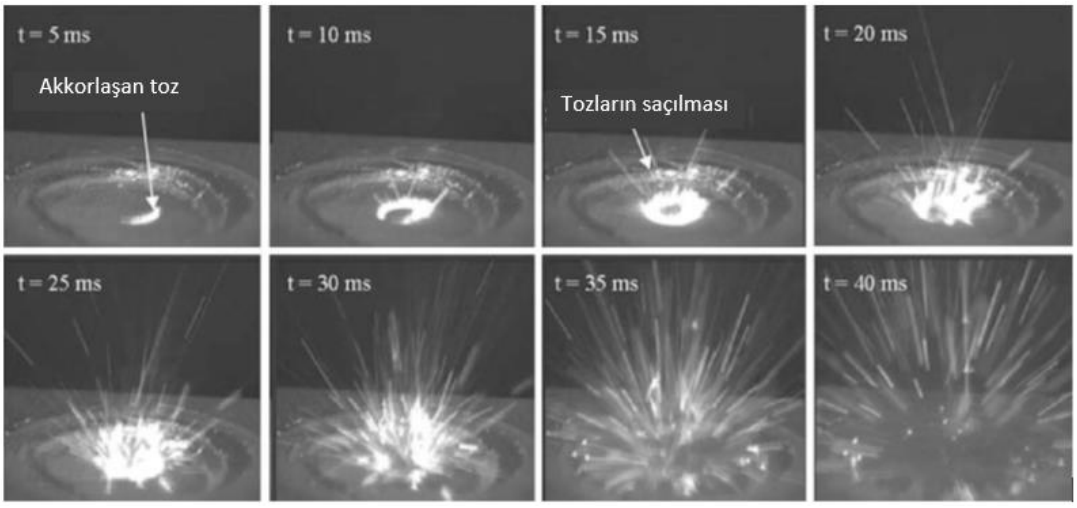
EBM makinesinde imalat işlemi, başlangıç plakasının ısıtılmasıyla başlamaktadır. İlk katmanın eklenmesinden önce başlangıç plakasının sıcaklığı, kullanılan toz malzemeye bağlı olarak tanımlanmaktadır. Vakum altında gerçekleşen proseste öncelikle ilk katman toz katılaştırılarak; üretilmesi hedeflenen parçanın tabanı elde edilir. Bu ilk katman direkt olarak katı oluşturmakla birlikte ayrıca ağsı bir yapı içerisinde destek görevi görebilecek şekilde de üretilebilmektedir. Toz yatağının ön ısıtma işlemi, yüksek hız ve güçte geçişler yapan odağı genişletilmiş elektron demetleriyle gerçekleştirilmektedir [650]. Takiben, ergitme aşamasında güç ve tarama hızı düşürülmektedir. Seçici ergitme aşamasından sonra imalat platformu bir katman kalınlığınca aşağıya doğru inerek gelberi sistemi ile yeni katman toz, yatağın yüzeyine serilmektedir. İmalat işlemi bittikten sonra daha öncesinde de bahsetmiş olduğumuz şekilde helyum basıncı artırılarak soğutma aşamasına geçilmektedir. Biten parçanın alınması sırasında yumuşakça topaklaşma gösteren tozlar parçanın etrafını sarmış durumdadır. Bu yumuşak bağlı kabuk yapısı da daha sonrasında aynı toz malzeme ile kumlama gibi işlemlere tabi tutularak parçadan uzaklaştırılabilmektedir. Ergitme sırasında imalat odacığında oksijen bulunmadığından, parça imalatında kullanılmamış olan tozlar kimyasal ve fiziksel alterasyonlara uğramadan tekrar kullanıma hazır hale geri dönüştürülebilmektedir [631].



Şekil 5.34 EBM prosesinde gerçekleşen bazı fiziksel olaylar [631]

EBM proseslerinde partikül-demet etkileşiminde bir dizi fiziksel olay gerçekleşmektedir (Şekil 5.34). Tarama hızının yüksek olması ve faz

dönüşümlerinin çok kısa zaman dilimlerinde gerçekleşmesi nedeniyle bu mekanizmalar oldukça karmaşık cereyan etmektedir [653]. Elektronlar toz partiküllere çarptığında kinetik enerjilerinin büyük kısmını ergime, sinterlenme, ısınma ve buharlaşmalara yol açan termal enerjiye dönüştürmektedir. Kinetik enerjinin termal enerjiye dönüşmeyen kısmı ise radyasyon ve yüzeyden ayrılan sekonder elektronların oluşumuna neden olmaktadır. Hızlı ergitmenin arka planında gerçekleşen tüm karmaşık fiziksel mekanizmaları net olarak açıklayabilmek henüz zorlayıcı özelliğini korumaktadır. Elektron demetiyle toz partiküller arasında tozların saçılması, tozların sinterlenmesi, tozların ergimesi ve bazı alaşım elemanlarının buharlaşması olmak üzere 4 temel etkileşim gerçekleşmektedir. "İtme" ismiyle de anılan toz partiküllerin saçılması (Şekil 5.35); toz hammaddedeki kalıntı su moleküllerinin elektron demetiyle ani etkileşime girmesi, elektronlar tarafından aktarılan momentumun tozların kohezyonundan güçlü olması, tozların birbirini itmesine neden olacak elektrostatik yüklenme gibi davranışların sonucu ortaya çıkmaktadır. Su moleküllerinin önlenmesi, gaz atomizasyonun kontrol edilebilirliğine bağlıdır. Ayrıca saçılma davranışının önüne geçmek adına, kullanılan toz partiküllerin çapları da artırılabilir. Benzer şekilde ön ısıtma koşullarının optimizasyonuyla tozların kısmi yapışması sağlanarak, saçılma davranışlarının önüne geçilebilmektedir [654].



Şekil 5.35 EBM'de tozların saçılması (100 Hz, 11.4 mA, 100 kV, ön-ısıtma yok) [654]

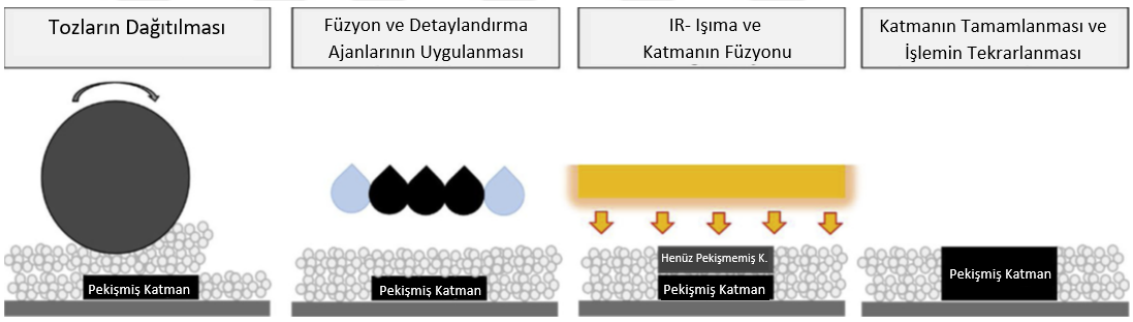
Tozların sinterlenmesi; ön ısıtma ve ergitme aşamalarında gerçekleşen ısı transferinin bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Aktarılan ısının miktarı; ışının gücü, demetin odak çapı ve tarama hızı gibi parametrelerdeki değişimlerden etkilenmektedir. Ön ısıtma aşamasında toz yatağı genellikle üniform olarak ısıtılmaktadır. Kısmen partiküllerin sinterlendiği bu aşamada tozların arasındaki mesafe de azalmaktadır. İlaveten; demetin hedef aldığı sınırları çevreleyen alanlarda ergime sırasında ısı iletiminden kaynaklı kalınlaşma gözlenmektedir. Sinterleme sırasında partiküller arası dairesel boyun yapılarının oluşmasıyla sıçrama davranışı azalmaktadır. Tozların kümeleşmesiyle birlikte dayanımdaki artış sayesinde yapıyı destekleyici ilave tasarımlara duyulan ihtiyaç büyük oranda azalmaktadır [655]. Toz malzeme tarafından absorbe edilen enerji miktarı eşik değerin üstüne çıktığında ergime gerçekleşmektedir. Sıvı fazın oluşması, akıştan kaynaklı ani sinterlenmenin gerçekleşmesine neden olmaktadır. Ergiyen malzemenin çevresini ıslatmasıyla yüzey gerilimi oluşmakta ve daha fazla toz hızla ergiyik havuzuna karışmaktadır [656].

Tablo 5.5 EBM proses parametre optimizasyon önerileri [631]

Nasıl iyileştirilir?	Azaltılarak	Artırılarak
Yüzey pürüzlülüğü	Katman kalınlığı, Odak öteleme, Demet akımı, Çizgi öteleme, Çizgi enerjisi	Tarama hızı Partikül boyutları
Porozite ve ergimemiş bölümler	Çizgi öteleme, Tarama hızı, Yapı içerisine hapsolacak gaz, Odak öteleme	Çizgi enerjisi
Delaminasyon	Tek yönlü tarama ızgarasının alanı	Enerji yoğunluğu

5.2.3.4 Çoklu Jet Füzyonu (Multijet Fusion, MJF)

İmalat hızının, dayanımdan ve kaliteden ödün verilmeden artırılmasına yönelik yapılan çeşitli çalışmalar sonucu HP firması tarafından 2016 yılında PBF sistemlerine dahil olarak "Çoklu Jet Füzyonu" (MJF) sistemleri geliştirilmiştir. Üretim ölçekli geliştirilen MJF sistemlerinde, polimer tozlar ısıtılıp, füzyonun sağlanmasıyla parçaların imalatı gerçekleştirilmektedir. Proses temel olarak SLS proseslerine benzemekle birlikte ergitme için gerekli enerji, çizgisel olarak bir lazer tarafından aktarılmamaktadır. Bunun yerine; bir çeşit mürekkep yazıcı başlıkları kullanılarak "Füzyon Ajanı" ve "Detaylandırma Ajanı" isimlerini alan iki farklı sıvı malzemenin püskürtülmesi ve birleşme için gerekli ısının uygulanması şeklinde parçanın iki boyutlu dilimleri elde edilmektedir (Şekil 5.36) [657].



Şekil 5.36 MJF prosesinin şematik gösterimi [658]

MJF proseslerinde kullanılan polimer malzemeleri SLS yöntemlerinde de yaygınca kullanılan poliamit (PA) grubu oluşturmaktadır [659, 660]. Özellikle PA12'nin ergime sıcaklığının kristalleşme sıcaklığından oldukça yüksek olması sayesinde; kristalleşme işlemi proses süresince kontrol edilebilerek kalıntı stres ve distorsiyonların birikimi azaltılabilmektedir [661]. Bazı durumlarda PA polimeri; silisyum karbür, cam küre, alüminyum, karbon nanotüpler, karbon nanofiberler gibi katkılarla desteklenerek üretilen parçaların mekanik özellikleri iyileştirilmektedir [662-664]. HP firmasının geliştirmiş olduğu MJF makinelerinde işlem, bir katman PA tozun imalat platformuna serilmesiyle başlamaktadır. İçerisinde kızıl ötesi (IR) absorbsiyon artırıcı özel bir siyah mürekkep katkı bulunan patentli füzyon ajanı ve

parça kontürlerinin etrafına uygulandığında tozların füzyonunun yayılmasını önlemesi sayesinde çözünürlüğün artmasına yardımcı olan detaylandırma ajanı da seçici olarak toz yatağına gönderilmektedir. Polimerin ısıtılması, düzlemsel IR lambaların toz yatağı boyunca hareketiyle sağlanmaktadır. Füzyon ajanı, IR radyasyonunu absorbe ederek termal enerjiye dönüştürmektedir. Bu sayede sırasıyla sinterleme ve füzyon reaksiyonları gerçekleşmektedir. Füzyonun gerçekleştiği polimerin katı katman oluşturmasıyla birlikte işlem imalat platformunun bir katman kalınlığında aşağıya hareket etmesiyle tekrar edilmektedir. Diğer PBF yöntemleriyle kıyaslandığında MJF prosesleri; düzlemsel IR radyasyonun kullanılması sayesinde noktasal füzyon mekanizmalarına göre daha hızlı imalata olanak sağlamaktadır [665].

MJF prosesi, ilave bir işlem olan detaylandırma işleminin dışında tamamıyla diğer toz yataklı füzyon teknolojilerine benzer imalat prensibine sahiptir. MJF yönteminde, polyamid toz tabakası imalat platformuna serilir ve partiküllerin seçime bağlı olarak eritilmesi gereken yüzeylere bir ergitici madde seçici olarak uygulanır. Daha sonra, ergitme işleminin tercihe bağlı olarak azaltılması veya güçlendirilmesi gereken bölgelerde uygulanan lokal detaylandırma maddesi kullanılmaktadır. Detaylandırma işlemi ile parçanın ince kenarları ve keskin köşelerinde ergitme seviyesi azaltılarak daha hassas imalat yapılabilmektedir. Ayrıca, MJF yöntemi SLS yöntemi ile kıyaslandığında imalat hızı, boyutsal doğruluk ve çekme dayanımı açısından MJF yönteminin bir adım önde olduğu ifade edilmektedir [658]. Tablo 5.6'da HP firmasına ait, ticari MJF sistemleri ve

Tablo 5.6 Ticari MJF sistem örnekleri ve uygunluk değerlendirme [666]

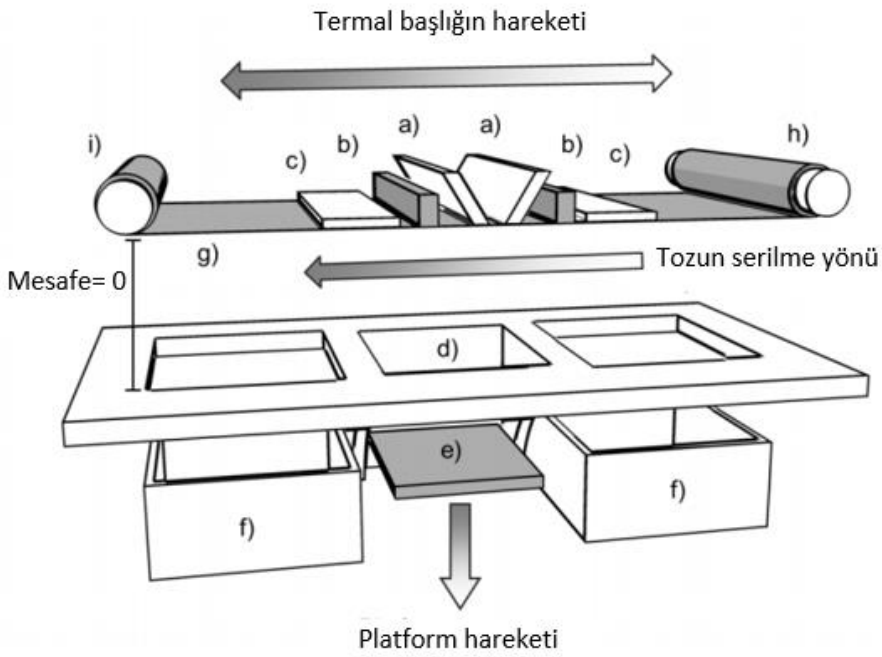
	HP JF 5200 Serisi İçin Hammaddeler				**HP JF 4200 Serisi İçin Hammaddeler**					**HP JF 500/300**
Kullanım Yeri ve Özellikler	HP 3D HR PA11	HP 3D HR PA12	HP 3D HR PA12 GB	BASF Ultrasint TPU0120	HP 3D HR PA11	HP 3D HR PA12	HP 3D HR PA12 GB	VESTOSINT® 3D Z2773 PA12	ESTANE 3D TPU M95A21	HP 3D HR CB PA12
Görsel yardım & Temsil modelleme	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Fonksiyonel prototipleme	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Kullanıma hazır parçalar	5	5	5	5	5	5	5	5	5	4
Boyutsal kararlılık	4	4	5	4	4	4	5	4	4	4

Tablo 5.6 Ticari MJF sistem örnekleri ve uygunluk değerlendirme [666] (devamı)

Fonksiyonel rijit parçalar	4	4	5	2	4	4	5	4	2	4
Sünek parçalar	5	4	2	5	5	4	2	4	5	4
Darbe dayanımı	5	4	3	5	5	4	3	4	5	4
Isıl bozunma dayanımı	3	4	5	3	3	4	5	4	3	4
Medikal biyouyumluluk (USP I-VI Sınıf ve US FDA) (Bkz. [183])	5	5	1	1	5	5	1	1	1	1
Görünüş ve hissiyat	5	4	4	4	5	4	4	4	4	5

5.2.3.5 Seçici Isıl Sinterleme (Selective Heat Sintering, SHS)

Seçici ısıl sinterleme (SHS), seçici lazer sinterleme prosesleriyle benzer imalat prensibine sahip, son dönem geliştirilen eklemeli imalat yöntemleri içerisindedir. SLS prosesleri ile karıştırılabilir olması, benzer termoplastik malzemeleri, benzer sinterlenme mekanizmalarıyla katı oluşumunda kullanıyor olmasından kaynaklanmaktadır. Buna rağmen, seçici lazer sinterleme yöntemlerinde füzyonun gerçekleşebilmesi için lazer enerji kaynaklarından faydalanılırken; SHS proseslerinde termal baskı başlıkları sayesinde füzyon gerçekleştirilmektedir. Baskı yatağına ince bir katman termoplastik toz serilip, tozların ön ısıtılmasının peşine termal başlık tarafından bir katman kalınlığında tozun, istenen dilim geometrisi dahilinde seçici olarak ısıtılmasıyla plastik katmanlar elde edilerek, bu katmanların bir önceki katılaştırılan katman üzerinde biriktirilmesiyle parça imalatı gerçekleştirilmektedir (Şekil 5.37) [667]. Özellikle lazer veya elektron tabancası gibi yüksek maliyetli enerji kaynaklarının kullanılmasına alternatif olarak geliştirilen SHS proseslerinde yüksek ve düşük yoğunluklu polietilen tozlar, poliamit tozlar, polikarbonatlar gibi geniş aralıkta polimer malzemelerden parça imalatı gerçekleştirilebilmektedir. Malzeme ekstrüzyonu veya hazne fotopolimerizasyonlu sistemlerde olduğu gibi SHS sistemlerinde harici destek yapılarına ihtiyaç duyulmamaktadır. Bu gibi avantajlarının yanında SHS sistemlerinin boyutsal hassasiyet, yüzey kalitesi, tribolojik özellikleri gibi bir takım parça kalite karakteristiklerinin henüz çok iyi olmaması gibi dezavantajları, hassas geometrili fonksiyonel parçaların doğrudan üretiminde henüz yaygın olarak kullanılamamasına yol açmaktadır. SHS ile üretilen parçaların kalitesi; seçilen katman kalınlığı, uygulanan ısı enerjisi, ısıtıcının tekrar hızı, yazıcının besleme hızı, basınç, imalat tank sıcaklığı, ön-ısıtma sıcaklıkları, merdane hızı gibi faktörlerden etkilenmektedir [668].



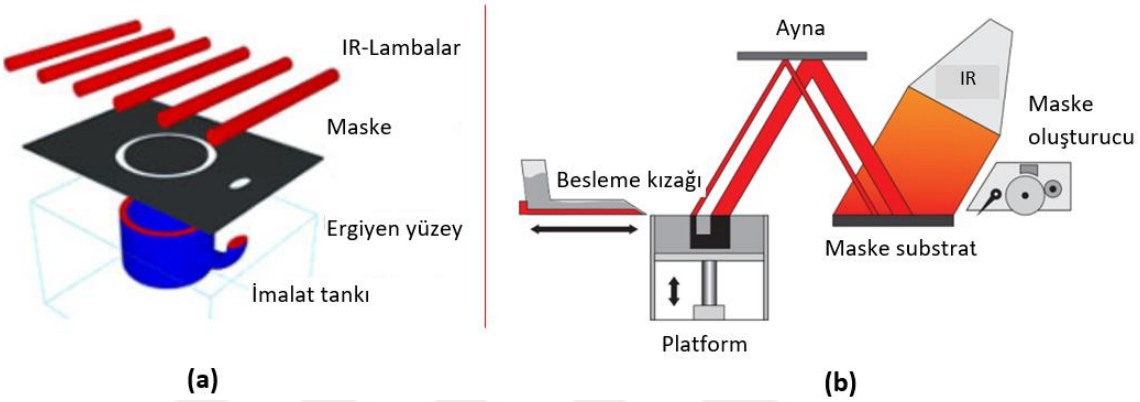
Şekil 5.37 SHS prosesinin şematik gösterimi; (a) termal başlık, (b) toz biriktirme mekanizması, (c) katman ısıtıcıları, (d) imalat haznesi, (e) dikey hareketli platform, (f) taze toz hazneleri, (g) yazıcı başlığını imalat yüzeyinden ayıran arayüzey, (h) düzleştiricinin ilk konumu, (i) düzleştiricinin son konumu [669]

5.2.3.6 Diğer PBF Sistemleri

Toz yataklı füzyon proseslerine ait önceki bölümlerde lazer kullanımlı, elektron demeti kullanımlı ve termal başlık kullanımlı yöntemleri incelemiştik. Lazer kullanımlı ve elektron tabancalı PBF proseslerinde sinterleme işlemleri vektörel taramalarla gerçekleştirilirken, MJF ve SHS gibi termal başlıklı PBF sistemlerinde sinterlenecek/ergitilecek katmanlar vektörel olarak değil, alan taraması şeklinde elde edilmektedir. Günümüzde özellikle imalat hızı hedeflenerek geliştirilen diğer PBF yöntemlerinde ise yine alan sinterlemesi esasına dayanarak parça üretimi gerçekleştirilebilmektedir. Bu yöntemler içerisinde literatürde sıkça karşılaşabileceğimiz Seçici Maske Sinterleme (SMS), Seçici İnhibisyon Sinterleme (SIS), Yüksek Hızlı Sinterleme (HSS) yöntemleri öne çıkmaktadır [671-673].

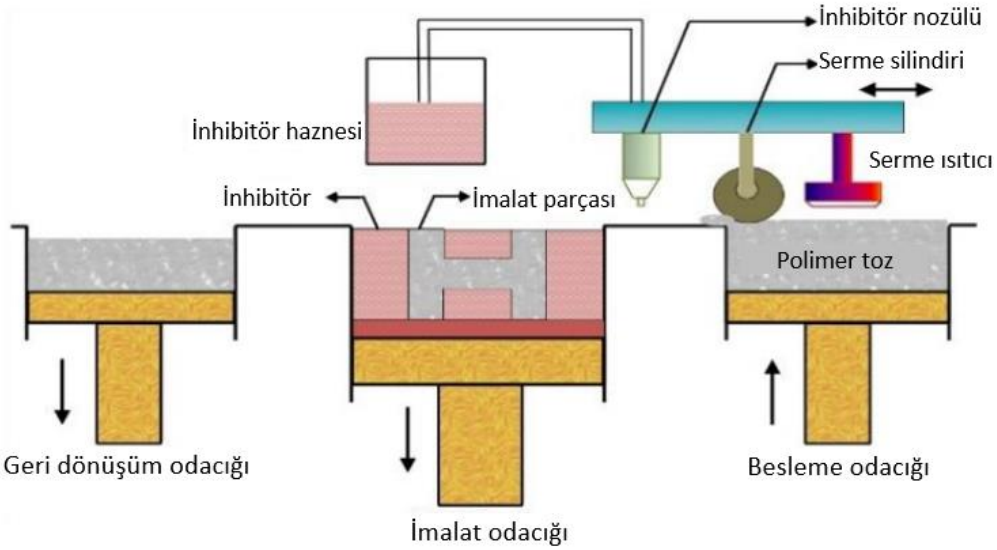
Seçici maske sinterleme (SMS) prosesi (Şekil 5.38), hızlı prototipleme içerisinde büyük potansiyele sahip bir eklemeli imalat yöntemidir. Üç boyutlu parçaların imalatı, ince bir katman polimer tozun IR ışık kaynağı tarafından bir fotomaskeden

geçirilerek, gönderilen enerji sayesinde ergitilmesi/sinterlenmesiyle gerçekleştirilmektedir. Proseste, kontür dahilindeki dilim geometrisi, tek bir aşamada maskelenmiş IR ışına maruz bırakılarak, alan taramasıyla katmanlar elde edilmektedir. Bütün bir katmanın tek seferde füzyonunun sağlanmasıyla, gelenekselleşmiş lazer sinterleme yöntemlerine göre imalat zamanı açısından daha düşük maliyetlerle parça imalatı gerçekleştirilebilmektedir [674].



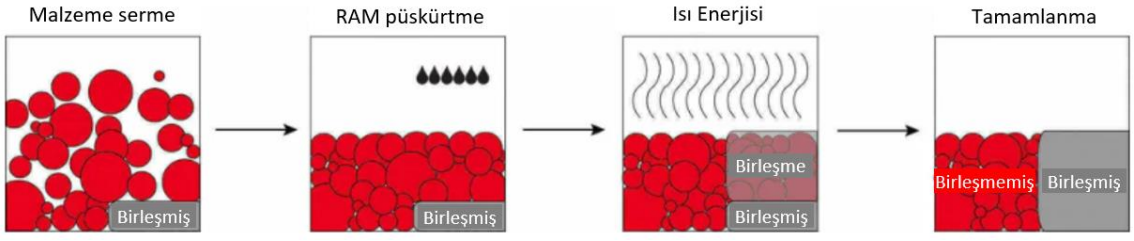
Şekil 5.38 SMS prosesi; (a) maske prensibi, (b) işlem şematiği [674]

Seçici İnhibisyon Sinterleme (SIS) prosesleri (Şekil 5.39); Güney Kaliforniya Üniversitesi'nde geliştirilen özgün ve nispeten ekonomik bir PBF prosesidir [666]. Prosesin esası, polimer tozların sinterleme ile birbirine yapışması ve parça sınırlarında kısıtlamanın sağlanmasına dayanmaktadır. Geniş malzeme aralıklarında hızlı prototipleme (polimer, seramik ve metal) imkanı sağlayan SIS prosesleri, özellikle düşük maliyetli model üretimine olanak sağlaması sayesinde eklemeli imalat sistemleri içerisinde hızla gelişim göstermektedir. SIS prosesiyle parça imalatı; polimer tozun imalat platformu üzerine silindir yardımıyla serilmesi, X-Y düzleminde hareket eden bir yazıcı başlığıyla dilim geometrisi sınırları haricinde inhibitörün biriktirilmesi, katmanın ısıtıcı sistem ile sinterlenme doğrultusunda ısıtılması, imalat platformunun bir katman kalınlığınca aşağıya inerek proses adımlarının tekrarlanmasıyla gerçekleştirilmektedir [675].



Şekil 5.39 SIS prosesinin şematik gösterimi [676]

Yüksek Hızlı Sinterleme (HSS) prosesleri (Şekil 5.40), MJF sistemleriyle aynı çalışma prensibine sahip ancak detaylandırma ajanı kullanılmadan, yalnızca absorbsiyon ajanı kullanılan bir PBF yöntemidir. Proseste genellikle 100 µm kalınlıklarında tabakalar sinterlenerek parça imalatı gerçekleştirilmektedir. İmalat platformu yüzeyine serilen toz katmana "radyasyon absorblayıcı malzeme" (RAM) ajanının bir mürekkep-jet püskürtme başlığıyla seçici olarak püskürtülmesi ve daha sonrasında RAM püskürtülen kısımlara kızılötesi lambalardan gönderilen ısı enerjisiyle tozların birleşmesi sağlanarak, parçayı oluşturan katmanlar meydana getirilmektedir. RAM malzemesi yüksek miktarda, güçlü kızılötesi absorblayıcı özelliğe sahip karbon siyahı içermektedir [678, 679].



Şekil 5.40 HSS prosesinin işlem basamakları [678]

5.2.4 PBF Malzemeleri

Prensipte; ergitilip tekrar katılaştırılabilen tüm malzemeler PBF proseslerinde kullanılabilmektedir. Tek gereklilik, kullanılacak hammaddenin homojen toz

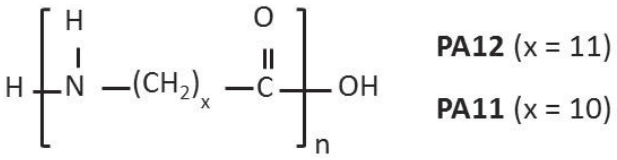
formda olmasıdır. Ancak pratikte bu durum geçerli değildir ve kullanılan malzemelerde sınırlandırmalar vardır. Toz yataklı füzyon sistemlerinde kullanılan malzemeler temel olarak polimer ve polimer matrisli kompozitler, metal ve metal matrisli kompozitler, seramik ve seramik matrisli kompozitler şeklinde sınıflandırılabilmektedir [679-682].

5.2.4.1 Polimer Malzemeler

Nispeten düşük ergime sıcaklıkları, düşük termal iletkenlikleri ve kolay bağlanabilmeleri nedeniyle termoplastik malzemeler, toz yataklı sistemler için başarılı sonuçlar vermektedir. Eklemeli imalatta kullanılan polimerleri termosetler ve termoplastikler olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. PBF proseslerinde genel olarak termoplastikler kullanılmaktadır. Bunun nedeni olarak; termosetlerin sıcaklık artışıyla birlikte ergime davranışı göstermeyerek bozunmaya uğraması verilebilir. Termoplastikler de kristal yapılarına bağlı olarak kendi içerisinde alt gruplara ayrılmaktadır. Amorf polimerlerde rastgele moleküler yapılar gözlenirken, kristalin polimerlerde düzenli moleküler yapılar bulunmaktadır. Kristalin ve amorf polimerlere kıyasla daha yaygın olarak kullanılan grubu ise içerisinde düzenli bölgeler içeren (kristalit) yarı-kristalin polimerler oluşturmaktadır. Amorf polimerler geniş sıcaklık aralıklarında ergime göstermektedir ve buna karşın yarı-kristal yapılar içerisindeki kristalit yani düzenli bölgelerin oranı arttıkça, malzemenin ergime karakteristiklerinin daha sabit değerler çerçevesinde olduğu görülmektedir [683].

Günümüzde, PBF sistemlerinde ticari olarak en yaygın kullanımı poliamitler oluşturmaktadır (Şekil 5.41). Çoğu poliamit, yüksek kristalin özelliklere sahip olduğundan yarı-kristalin malzemeler sınıfında değerlendirilmektedir. Poliamitler, özellikle PBF gibi proseslerde prosesin güvenilirliğine imkân sağlayan belirli ergime sıcaklıklarına sahiptir. Uygulanan enerjiyle birlikte belirli bir bölgede erime/sinterlenme gerçekleşerek, hızla tekrar katılaşma ile parçalar oluşturulmaktadır. Buna karşın, amorf polimerlerde ise ergime bir sıcaklık noktası ve dolaylarında değil, geniş bir aralıkta gerçekleşmektedir. Bu sebeple katılaşma sınırları netliğe sahip değildir. Polimer lazer sinterlemelerde (pLS) amorf polimerler çok fazla poroziteye sahip yapılar oluşturma eğilimindeyken, kristalin polimerlerde

genellikle tam ergime gerçekleşmesine bağlı olarak daha yoğun yapılar elde edilebilmektedir [684]. Özellikle lazer sinterleme PBF sistemleri için birçok polimer formülasyonu geliştirilmiş olmasına rağmen çok büyük çoğunluğun temelde poliamit 12 (PA12) ve poliamit 11 (PA11) esaslı olduğu görülmektedir (Tablo 5.7) [685].



Şekil 5.41 PA11 ve PA12'nin kimyasal formülleri [685]

Tablo 5.7 PA11 ve PA12 esaslı ticari pLS malzemeleri [685, 686]

Üretici	**Ürün İsmi**	**Temel Polimer**	**Dolgu**
3D-Systems (ABD)	Duraform PA	PA12	-
3D-Systems (ABD)	Duraform HST Komp.	PA12	Fiber
3D-Systems (ABD)	Duraform GF	PA12	Cam Küre
EOS (Alm.)	PA 2200 / PA 2201	PA12	TiO_2 /-
Stratasys (ABD)	Nytek 1200 GF	PA12	Cam
EOS (Alm.)	Alumide	PA12	Al Tozu
EOS (Alm.)	CarbonMide	PA12	Karbon Fiber
EOS (Alm.)	PA3200 GF	PA12	Cam Küre
ALM (ABD)	PA 615-616 GS	PA12	Cam
Arkema (Fra.)	Orgasol Invent Smooth	PA12	-
3D-Systems (ABD)	Duraform EX Natural	PA11	-
3D-Systems (ABD)	Duraform EX Siyah	PA11	Siyah Karbon
EOS (Alm.)	PA 1101	PA11	-
EOS (Alm.)	PA 1102 Siyah	PA11	Siyah Karbon
Arkema (Fra.)	Rilsan Invent Natural	PA11	-
Arkema (Fra.)	Rilsan Invent Siyah	PA11	Siyah Karbon

Polistiren esaslı PBF malzemeleri ise; özellikle düşük miktarda kalıntı kül bıraktığından, kurban modelli hassas döküm pLS uygulamalarında tercih edilmektedir. Hassas döküm modellerindeki porozite, seramik kabuk oluşturulduktan sonra modelin kolayca ergiyerek uzaklaşmasına neden olmaktadır. Yüksek hassasiyet hedeflenen hassas döküm parçalarında, seramik parçaların sızmasını önlemek amacıyla mühürleme işlemleri uygulanarak pürüzsüz yüzeyler elde edilebilmektedir [687].

Yüksek esnekliğe sahip kauçuk benzeri parçaların üretilmesinde ise elastomerik termoplastik polimerler (TPE) tercih edilmektedir. Bu elastomerler yüksek sıcaklıklarda bozunma dirençleri yüksek ve mazot gibi kimyasallara karşı dayanıklı olmalarından dolayı tercih edilmektedir. Conta, ayakkabı tabanı gibi esnek malzeme özellikleri beklenen uygulamalarda elastomerler yaygın olarak kullanılmaktadır [686].

Ayrıca yanma dayanımı yüksek poliamit ve poliarileterketon (PAEK veya PEEK) gibi diğer malzemeler de ticari olarak PBF sistemlerinde kullanılabilecek malzemeler arasındadır. Özellikle 3D Systems ve EOS GmbH firmalarında bu malzemelere dair çeşitli formülasyonlar geliştirilerek kullanıcılara uygulama özelinde optimum özelliklere sahip PBF tozları tedarik edilmektedir [688, 689].

Biyomedikal uygulamalar için ise; polikaprolakton (PCL), polilaktik asit (PLA), poli-L-laktik asit (PLLA) gibi biyouyumlu ve biyobozunur özelliklere sahip polimerler pLS teknolojisinde kullanılmak üzere geliştirilmektedir [690-692]. Doku iskelelerinde ise PCL ve hidroksiapatit, kalsiyum silikat gibi seramik malzemeler ilave edilmiş kompozit malzemeler kullanılabilmektedir [693, 694].

Tablo 5.8 PA11 ve PA12 harici ticari pLS malzemeleri

Üretici	**Ürün İsmi**	**Temel Polimer**	**Dolgu**
CRP Techn. (İta.)	Windform GT	PA (karışık)	Cam Fiber
CRP Techn. (İta.)	Windform LX 2.0	PA (karışık)	Cam Fiber
CRP Techn. (İta.)	Windform SP	PA (karışık)	Karbon Fiber
CRP Techn. (İta.)	Windform XT 2.0	PA (karışık)	Karbon Fiber
Solvay (ABD)	Sinterline	PA-6	-
Solvay (ABD)	Sinterline Glassfilled	PA-6	Cam Küre
Diamond Plastics (Alm.)	Laser HDPE HX 17	HDPE	-
Diamond Plastics (Alm.)	Laser PP CP 22 Weiss	PP	-
EOS (Alm.)	PEEK-HP3	PEEK	-
3D Systems (ABD)	DuraForm Flex	TPE	-
Lehvoss (Alm.)	Luvosint X92A-2	TPU	-
EOS (Alm.)	PrimePart ST PEBA 2301	TPE	-
3D Systems (ABD)	CastForm	PS	-
EOS (Alm.)	PrimeCast 101	PS	-

5.2.4.2 Metalik Malzemeler

PBF proseslerinde geniş aralıklarda metalik malzemeler kullanılabilmektedir. Genel olarak, kaynak kabiliyeti olan tüm metaller PBF prosesleri için iyi bir aday olma niteliğindedir. Paslanmaz ve takım çelikleri, titanyum ve titanyum alaşımları, nikel esaslı alaşımlar, alüminyum alaşımları ve kobalt-krom alaşımları ticari PBF hammaddelerine örnek olarak verilebilir. Ayrıca günümüzde gümüş, altın gibi bazı kıymetli metaller de PBF cihazları ile işlenebilmektedir [695].

Tarihsel olarak, tescillenmiş metal tozları (termoplastik bağlayıcı kaplanmış veya bağlayıcıyla karıştırılmış), metal lazer sinterleme (mLS) sistemlerinden önce geliştirilmiştir. DTM Corp. tarafından geliştirilen RapidSteel, ilk ticari metal toz+ polimerik bağlayıcı karışımı olarak kabul edilmektedir. RapidSteel'in ilk versiyonu termoplastik bağlayıcı kaplanmış 1080 çeliği ve bakır infiltran karışımından oluşmaktadır [697]. RapidSteel kullanılarak PBF ile üretilen parçalarda 350-450^{o}C sıcaklıklarda bağlayıcı uzaklaştırılmış, 1000^{o}C dolaylarında sinterlenmiş ve 1120^{o}C'de bakır ile infiltrasyon uygulanarak yaklaşık %60 düşük karbonlu çelik ve %40 bakır içeriğine sahip parçalar elde edilmiştir (Bkz. *sıvı faz sinterleme*). Daha sonrasında 1998 yılında RapidSteel 2.0'ın geliştirilmesiyle fonksiyonel takım parçaları, kalıp dolguları gibi parçaların üretilmesi mümkün hale gelmiştir. 316L ve termoset/termoplastik organik bağlayıcılar içeren karışımda ortalama 33 μm tane boyutları kullanılmıştır. Yaş durumdaki parça, hidrojence zengin atmosferde bağlayıcılardan arındırılarak sinterlenmiştir. Ayrı bir fırında bronz infiltran kullanılarak %50 çelik, %50 bronz yapısına sahip parçalar elde edilmiştir. Bronzun infiltrasyon sıcaklığının paslanmaz çelik tozunun sinter sıcaklığından daha düşük olması nedeniyle yapısal stabilite istenen ölçüde elde edilmiştir [696]. Daha sonrasında, polimer bağlayıcılı H13 ve A6 takım çeliklerinin PBF sistemlerinde kullanılmaya başlamasıyla birlikte metal kullanımlı PBF sistemleri hızla gelişim göstermiştir [698].

Modern metalik lazer sinterleme (mLS) makinelerinin geliştirilmesinden önce EOS tarafından M250 Xtended metal serisi ticarileşmiştir. Bu seride bronz esaslı tozlar ve çelik tozlar sıvı faz sinterlemesiyle ve diğer tescilli alaşımlarla (polimer bağlayıcı kullanılmadan) bir arada kullanılmıştır. Bu tozlarla üretilen parçalar, yüzey

özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla epoksilerle infiltre edilmiş ve poroziteler mühürlenmiştir [699]. Çelik ve bronz esaslı PBF tozlarından sonra nikel ve bakır alaşımları seçici lazer ergitme ve sinterleme uygulamalarında kullanılmaya başlanmıştır [700, 701]. EBM proseslerinin geliştirilmesiyle de, mühendislik seviyesinde kullanılabilir PBF metal ve metal alaşım tozlarında çeşitlilik büyük oranda artış göstermiştir (Tablo 5.9) [598].

Tablo 5.9 PBF'de yaygın olarak kullanılan toz metal alaşımları, kullanıldığı prosesler ve malzemelerin genel kullanım alanları [702-716]

Alaşım		**Yöntemi**	**Uygulama Alanı**	**Ref.**
Nikel	Haynes 230	PBF-LB	Havacılık motor bileşenleri, gaz türbin komponentleri, yüksek sıcaklık ve korozyon dirençli malzemeler	[702,703]
	Inconel 625	PBF-LB	Havacılık ve gaz türbin komponentleri	[704]
	Inconel 718	PBF-LB PBF-EB	Yağ ve gaz sensörleri, gaz türbin komponentleri, havacılık komponentleri	[705]
	Ni 738	PBF-LB	Türbin motoru sıcak kısım, bıçak ve ısı kalkanları	[706]
Çelik	H11	PBF-LB	Uçak iniş takımları, sıcak dövme ve ekstrüzyon kalıpları, helikopter rotor bıçakları, döküm kalıpları	[707]
	H13	PBF-LB	Sıcak iş kalıpları, sıcak dövme ve zımba kalıpları, sıcak kesme bıçakları, plastik enjeksiyon kalıpları	[708]
	630 (17-4)	PBF-LB	Havacılık, kimyasal işlemler, nükleer ve yağ/petrokimyasal rafinasyon, metal şekillendirme, cerrahi parçalar	[709]

Tablo 5.9 PBF'de yaygın olarak kullanılan toz metal alaşımları, kullanıldığı prosesler ve malzemelerin genel kullanım alanları [702-716] (devamı)

Kobalt	MM509	PBF-LB	Havacılık ve endüstriyel gaz türbin motorları, nozül klavuzlar, taşıyıcı halkalar	[710]
	F75 (Co28Cr6Mo)	PBF-LB	Havacılık motor komponentleri, gaz türbinleri, medikal ve dental implantlar	[711]
	Haynes 188	PBF-LB	Geçiş kanalları ve boruları, ateşleme kutuları, sprey çubukları, ateş tutucular	[712]
Titanyum	Ti-6Al-4V	PBF-LB, PBF-EB	Havacılık ve savunma sanayi, otomotiv, marina, spor ekipmanları, medikal ve dental implantlar, mücevherat ve sanat	[713,714]
	CP-Ti	PBF-EB, PBF-LB	Havacılık malzemeleri, kimya endüstrisi, biyomedikal ve dental uygulamalar	[715,716]

5.2.4.3 Seramik Malzemeler

Seramiklerin toz yataklı füzyon proseslerinde kullanımıyla parça üretimi; tam ergimeli- tek adımlı, kısmi ergimeli-tek adımlı, katı hal sinterlemeli-tek adımlı, kimyasal uyarılmış bağlanmalı-tek adımlı, kısmi ergimeli-çok adımlı, jelleşmeli-çok adımlı olmak üzere 6 şekilde gerçekleştirilmektedir [578].

Tam ergimeli-tek adımlı toz yatak füzyonlarında (Örn. SLM), lazerin etkisi altında seramik tozlarda tam ergime gerçekleştirilerek partiküllerin birleşmesi sağlanmaktadır. Literatürde seramiklerin seçici olarak tam ergitilmesinde konvansiyonel biriktirme (raspalı veya silindir düzleştirmeli), çamur biriktirme ve aerosol yardımcılı püskürtme olmak üzere üç farklı yöntemden faydalanılmaktadır. Konvansiyonel biriktirmede; nispeten daha büyük çaplı (D>5 μm) seramik partiküller kullanılmaktadır. Erken dönem konvansiyonel biriktirme araştırmalarına örnek olarak Wilkes ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada silika-trikalsiyum-fosfat ve zirkonya tozlarının tam ergime ile füzyonu, ön ısıtma sağlayan bir CO_2 lazer ve lokal ergitmeyi sağlayan Nd: YAG lazer kullanılarak gerçekleştirilmiştir [717]. Teorik olarak saf ZrO_2, Al_2O_3, $MgAl_2O_4$ gibi seramiklerin SLM ile imalatı mümkün görünse de, elde edilen parçalarda yüksek oranlarda mikro-

çatlakların ve kaba taneli yapıların oluştuğu çeşitli araştırmalarda belirtilmektedir [718]. Daha ince taneli (10 μm ve altı) seramik yapıların elde edilebilmesi için genellikle ötektik ZrO_2-Al_2O_3 toz oranlarının seçilmesi gerekmektedir. Zirkonyanın stabilizasyonu için %3 molar yüzdede itriya (Y_2O_3) ilaveleri uygulanmaktadır. Ötektik toz oranında ergime noktasına yakın sıcaklıklarda uygulanan ön-ısıtma işlemleri sayesinde ergiyik havuzunun boyutları büyüyerek nihai parça yoğunluğunda artış sağlanabilmektedir. Ancak, ergiyik havuzunun düşük viskozite davranışı nedeniyle; taranan kısımların dışına doğru taşmalar meydana gelerek, komşu taneciklerin de ıslanması ve ergiyik bölge civarlarındaki ısı tesiri altındaki bölgelerde kümeleşme yapmasıyla birlikte düşük yüzey kaliteleri elde edilmektedir [719]. Tayvan Ulusal Tapei Teknoloji Üniversitesi'nde Tang ve arkadaşları tarafından geliştirilen "çamur" kullanımlı SLM sistemlerinde; daha çok silika-kil karışımı seramik parçaların imalatı üzerinde yoğunlaşılmıştır [720]. Sistemde silika/kil/silika sol/deiyonize su karışımları kütlece 100/7/3/80 ve 100/3/7/80 oranlarıyla hazırlanarak şerit döküme benzer bir serici ile yatak yüzeyine serilip kurutulması beklenmiştir. Karışımın içerisindeki kil, kurutma esnasında inorganik bağlayıcı görevinde kullanılmıştır. Bu şekilde kuruma sonrası seramik katman elde edilerek, lazer ile tam ergitme taraması uygulanmıştır. Lazer taraması esnasında, silika-kil katmanının seçici olarak ergitilmesiyle birlikte çok düşük porozite oranlarına sahip yapı elde edilmiş olsa da silikanın oldukça kırılgan bir malzeme olmasına ve katmana ön ısıtma uygulanmamış olmasına bağlı olarak termal çatlaklar meydana gelmiştir. Bunun sonucu olarak ön-ısıtma uygulanmadığı durumda yüksek dayanımlara sahip seramik parçaların üretilemeyeceği belirtilmiştir [721-723]. Wu ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ilk kez, aerosol yardımcılı püskürtme biriktirmesiyle süspansiyonlardan, lazerin tarayabileceği toz yatakların oluşturulması denenmiştir. Alümina süspansiyonlar kütlece %5 alümina tozu, bir etanol solvent ve kütlece %0.2 poliakrilik asit (PAA) seyrelticileri kullanılarak hazırlanmıştır. Lazerin alümina toz yatağa gönderilmesiyle PAA buharlaşarak geride kalan Al_2O_3 tozların ergimesiyle sıvı faz elde edilebilmiştir. Ancak porozite miktarının kontrolünün çok zor ve değişken olduğu belirtilmiştir [724].

Kısmi ergimeli-tek adımlı toz yatak füzyonlarında (Örn. SLS), lazerin etkisi altında seramik tozlarda sinterleme gerçekleştirilerek partiküllerin birleşmesi sağlanmaktadır. PBF sistemleri içerisinde geliştirilen ilk yöntem olan SLS proseslerinin icat edildiği Texas Üniversitesi'nde Prof.Dr.H. Marcus tarafından seramiklerin seçici sinterlemesine dair öncül çalışmalar yürütülmüştür. Marcus ve ekibi özellikle alümina-amonyum fosfat ve alümina-boron oksit seramiklerinin SLS ile üretimi üzerine odaklanmıştır [725,726]. Yine konvansiyonel (doğrudan toz işlemeli) SLS prosesiyle seramik parçaların üretimine dair literatür çalışmaları arasından Bertrand ve arkadaşlarının yapmış olduğu itriya stabilizatörlü ZrO_2 imalatı [586], Lorrison ve arkadaşlarının yapmış olduğu hidroksiapatit-fosfat cam imalatı [727], Gu ve arkadaşlarının yapmış olduğu WC-10Co/Cu seramik-metal kompozit imalatı örnek verilebilir [728]. Çamur kullanımlı SLS çalışmalarına örnek olarak hidroksiapatit [729], porselen [730], alümina-silika [731] seramiklerinin imalatları literatürde mevcuttur. 2004 yılında geliştirilen "mikro SLS" prosesinde kızılötesine yakın (NIR) dalga boylarında lazerler kullanılarak palsli enerji gönderimleriyle (~20 ns), yatak içerisindeki tozların füzyonu hassas olarak gerçekleştirilebilmiş ve alümina-feldspat [732], alümina-silika [733], silikon-silikon karbür-karbon (Si-SiC-C) [734, 735] gibi seramiklerin imalatı üzerine çeşitli çalışmalar yürütülmüştür.

Katı hal sinterlemeli-tek adımlı toz yatak füzyon proseslerinde, yüksek sıcaklık proses odacıklarından faydalanılmaktadır. Bertrand ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; seçilen seramik tozların sinterlenme sıcaklıklarının hemen altına ısıtılan toz yatağının Nd:YAG lazer kaynağı ile seçici olarak sinterlenmesi gerçekleştirilerek katı parçalar elde edilmiş ve arzu edilen karakteristiklere ulaşabilmek için mutlaka son ısıl işlem uygulanması gerektiği belirtilmiştir [578].

Kimyasal uyarılmış bağlanmalı-tek adımlı toz yatak füzyon proseslerinde; lazer ışınının ısı enerjisi, toz partiküllerin bağlanmasını sağlayacak kimyasal reaksiyonların başlatılması amacıyla kullanılmaktadır. Literatürde bu yöntem seçici lazer reaksiyon sinterleme (SLRS) olarak da ifade edilmektedir [736]. Birmingham ve arkadaşlarının çalışmasında Si tozları, Si_3N_4 elde edilmesi amacıyla NH_3 atmosferinde SLS işlemine sokulmuştur. Benzer şekilde Wirtz ve arkadaşları, argon

atmosferi içerisinde SiC tozlarını SLS işlemine tabi tutmuş, ancak ortam her ne kadar argon kontrollü olsa da lazer ışının etkisiyle Si ve C elementlerine parçalanan SiC içerisinden silisyumlar eser miktardaki oksijenle tutunarak SiO_2 meydana getirmiş ve oluşan az miktardaki SiO_2, SiC tozları için bağlayıcı görevi görmüştür [737].

Kısmi ergimeli-çok adımlı toz yatak füzyon proseslerinde; uzaklaştırılabilen bir kurban bağlayıcı ve seramik partiküllerin karışımı olan kompozit yapıda tozlar kullanılmaktadır (Tablo 5.10). Bağlayıcı faz SLS esnasında ergiyerek seramik parçaların birbirine yapışmasını sağlamaktadır. Daha sonrasında uygulanan fırınlama işlemleriyle bağlayıcı bünyeden uzaklaşarak, seramik parçalar elde edilmektedir [738].

Tablo 5.10 Çeşitli seramik parçaların SLS ile üretiminde kullanılan kurban bağlayıcı örnekleri [578]

Seramik	Bağlayıcı				
	İnorganik	Organik			
		Asit	Mum	Termoset	Termoplastik
Al_2O_3		Stearik asit	Karnauba mumu		PA12, PP, PS, PMMA
Al_2O_3- B_2O_3	HBO_2				
Al_2O_3-cam-B_2O_3	HBO_2				
Al_2O_3-ZrO_2-TiC			Belirtilmemiş		PMMA
Apatit-mullit					Belirtilmemiş-akrilik esaslı
Grafit				Fenolik reçine	PA11
K_2O-Al_2O_3-SiO_2				Epoksi reçine	
SiO_2				Belirtilmemiş	
SiC				Fenolik reçine	
ZrO_2				Belirtilmemiş	PP
ZrB_2		Stearik asit			

5.2.5 Ticari Toz Yataklı Füzyon Sistemleri

Bu bölümde 2020 yılı itibariyle piyasada lider konumda bulunan firmalara ait toz yataklı füzyon sistemleri ve teknik spesifikasyonlarının örnek olarak verilmesi hedeflenmiştir (Tablo 5.11 ve Tablo 5.12).

Tablo 5.11 Ticari PBF sistemlerine ait örnekler (SLS, DMLS, SLM) [739-748]

Ürün	Firma	Sistem	Enerji Kaynağı	İmalat Hacmi (mm)	Katman Kalınlığı (µm)	Uyumlu Malzemeler	Kaynak
LISA PRO	Sinterit	SLS	IR Lazer, 808 nm	TPE: 110 x 150 x 250 PA: 90 x 130 x 230	75-175	PA11, PA12, TPE, TPU	[739]
S1	Sintratec	SLS	Lazer Diyot	130 x 130 x 180	80	PA, TPU	[740]
VIT	Natural Robotics	SLS	CO_2 Lazer	250 x 250 x 300	50	PA	[741]
Fuse 1	Formlabs	SLS	Fiber lazer, 1065 nm	165 x 165 x 300	100	PA12	[742]
sPro 230 HS	3D Systems	SLS	CO_2 lazer	550 x 550 x 750	80-150	TPU, TPE, PA11, PA12, PS	[743]
ProX 6100	3D Systems	SLS	CO_2 lazer	381 x 330 x 457	80-150		
M100	EOS	DMLS (İnert g.)	Yb fiber lazer	Ø100 x 95	30	Co-Cr, 316 L, Ti64, Tungsten W1	[744]
M290	EOS	DMLS (İnert g.)	Yb fiber lazer	250 x 250 x 325	100	AlSi10Mg, Co-Cr, Maryaşlanma çeliği (MS), Nikel HX, IN625, IN718, 17-4, 316L, Ti64, Ti64 ELI, Cp-Ti	

Tablo 5.11 Ticari PBF sistemlerine ait örnekler (SLS, DMLS, SLM) [739-748] (devamı)

P396	EOS	SLS	CO_2 lazer	340 x 340 x 600	60- 180	PA11, PA12, Alümit (PA12+Al), TPU, PP, PS, Cf+PA11 karışımı, Cf+ camküre + PA12	[745]
P810	EOS	SLS	CO_2 lazer	700 x 380 x 380	120	HT-23 (PEKK+Cf)	
Creator	Coherent	SLM (İnert g.)	Yb fiber, 1070 nm	Ø100 x 110	40	17-4, Co-Cr, Co-Cr-Bronz, CuSn8	[746]
RenAM 500Q	Reni-shaw	SLM (İnert g.)	Yb fiber	250 x 250 x 350	20-100	AlSi10Mg, Co-Cr, MS, IN625, IN718, 316L, Ti64	[747]
SLM 125	SLM Solutions	SLM (İnert g.)	IPG fiber lazer	125 x 125 x 125	20-75	AlSi10Mg, IN625, IN718, 316L, 15-5, 17-4, 1.2709, H13, Invar 36, Ti64 ELI G23, TA15, Cp-Ti, CoCr28Mo6, CuNi2SiCr, CuCr1Zr	[748]
SLM 280	SLM Solutions	SLM (İnert g.)	IPG fiber lazer	280 x 280 x 365	20-90		
SLM 800	SLM Solutions	SLM (İnert g.)	IPG fiber lazer	500 x 280 x 850	20-90		

Tablo 5.12 Ticari PBF sistemlerine ait örnekler (SLM, EBM, MJF, DMLM, DMLS) [749-753]

Ürün	Firma	Sistem	Enerji Kaynağı	İmalat Hacmi (mm)	Katman Kalınlığı (µm)	Uyumlu Malzemeler	Kaynak
XM200C	XAct-Metal	SLM (İnert g.)	Yb fiber lazer	127 x 127 x 127	20-100	316L, 17-4, 15-5, IN625, IN718, Co-Cr F75, Ni-Cr-Fe-Mo Hastelloy X, M300 T.Ç, CuSn, CuCr1Zr, AlSi10Mg, Ti64	[749]
XM300C	XAct-Metal	SLM (İnert g.)	Yb fiber lazer	254 x 330 x 330	20-100		
Arcam Spectra L	GE Additive	EBM (vakum)	Tek kristal katot	Ø350 x 430	50-100	Cp-Ti G1/G2, Ti6Al4V G5/G23, Ti6Al2Sn4Zr2Mo, Ti5Al5V5Mo3Cr, IN718-625, AlSi7Mg, AlSi10Mg, 316L, 17-4, M300, Co-Cr-W-Si, vb.	[750]
Arcam Q20+	GE Additive	EBM (vakum)	Tek kristal katot	Ø350 x 380	50-100		
Arcam Q10+	GE Additive	EBM (vakum)	Tek kristal katot	200 x 200 x 180	50-100		
5200 Serisi	Hewlett Packard	MJF	Çift ısıtmalı termal başlık	380 x 284 x 380	80 XY: 1200 dpi	PA12, PA11, PA12+Cam küre, TPU	[751]
4200 Serisi	Hewlett Packard	MJF	Çift ısıtmalı termal başlık	380 x 284 x 380	80 XY: 600 dpi		

Tablo 5.12 Ticari PBF sistemlerine ait örnekler (SLM, EBM, MJF, DMLM, DMLS) [749-753] (devamı)

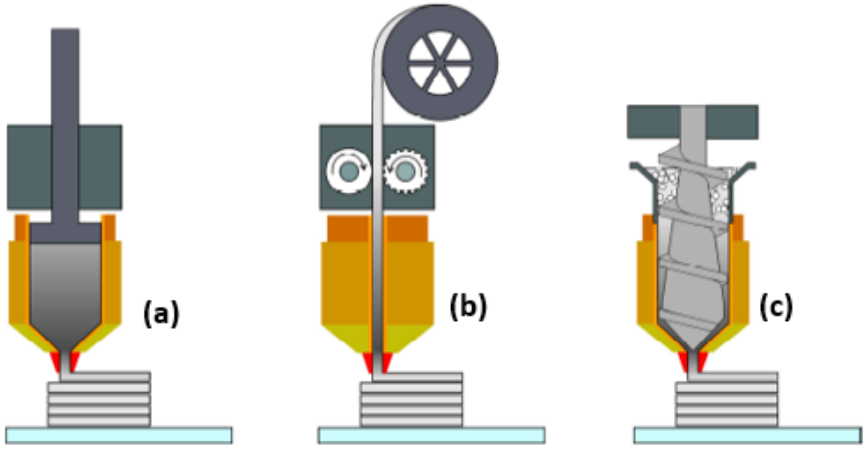
JF 580 Color	Hewlett Packard	MJF	Çift ısıtmalı termal başlık	332 x 190 x 248	80 XY: 1200 dpi	Renkli PA12	[751]
Mlab 200R	Concept Laser / General Electric	DMLM (İnert g.)	Fiber lazer	100 x 100 x 100, 70 x 70 x 80	15-30	Ti6Al4V ELI, Co-Cr-W, CuSn, Cp-Ti G2, Ti64 G23, IN718, AlSi10Mg, M300, 17-4, 316L	[752]
XLine 2000R	Concept Laser / General Electric	DMLM (İnert g.)	Fiber lazer	800 x 400 x 500	30-150	AlSi10Mg, Ti64 ELI G23, IN718	
Form Up 350	AddUp	DMLS (İnert g.)	Yb fiber lazer	350 x 350 x 350	20- 100	Paslanmaz çelikler, nikel alaşımları, titanyum alaşımları, alüminyum alaşımları	[753]

5.3 Malzeme Ekstrüzyonu (Material Extrusion, ME)

Ekstrüzyon esaslı eklemeli imalat yöntemlerinde (MEAM, ME), üç boyutlu parçaların üretilmesi için kullanılan imalat malzemesinin belirli koşullar altında yumuşatılarak, oluşturulan basınçla birlikte bir açıklıktan geçirilmesiyle biriktirme gerçekleştirilmektedir [754]. Özellikle polimerler ve termoplastik kompozitlerle üç boyutlu parça imalat yöntemleri içerisinde, en yaygın kullanıma sahip grup, malzeme ekstrüzyonu esaslı sistemlerdir. Diğer eklemeli imalat sistemlerine kıyaslandığında nispeten daha düşük maliyetli düzeneklere sahip olması ve prosesin göreli olarak daha basit kontrol edilebilirliği sayesinde ME sistemleri, başlangıçta polimerik malzemeler olmak üzere, düşük ve orta ergime sıcaklığına

sahip metal ve metal alaşımlarına kadar geniş malzeme aralığında parça imalatına imkan tanımaktadır [755-757]. Diğer çoğu eklemeli imalat yöntemlerinin aksine ME sistemleri, çok malzemeli parçaların üretimine ve özellikle geniş aralıkta termoplastik polimerlerin kullanımına elverişlidir. ME makinelerinde çoğunlukla tek ekstrüzyon başlığı kullanılarak biriktirme işlemi gerçekleştirilse de, çok malzemeli baskılar amaçlandığında iki veya daha fazla sayıda ekstrüzyon başlığı, sisteme entegre edilebilmektedir [758].

ME sistemlerinin temel prensibi; bir kuvvet veya basınç uygulanarak imalat malzemesinin akışının sağlanmasıyla birlikte nozül açıklığından geçirilerek, belirlenen paternlerde kendisi veya bir altlık malzemesi üzerinde biriktirilmesine dayanmaktadır. Dilim geometrisi dahilinde tanımlı katmanın oluşturulmasını takiben imalat platformu bir katman kalınlığında aşağı indirilmesiyle veya ekstrüzyon başlığının bir katman kalınlığında yukarı kaldırılmasıyla yeni katman, bir önceki katman üzerine yapışacak şekilde biriktirilmektedir. Gerekli olduğu durumlarda karmaşık kısımların, imalat sırasında çökme, eğilme, sarkma gibi problemlerle karşılaşmaması için mekanik olarak desteklenmesi amacıyla harici destek yapılarından faydalanılabilmektedir. Bu temel prensip sayesinde parçanın imalatında yalnızca destek yapılarının uzaklaştırılması aşamasında diğer mekanik yüzey temizleme işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Kullanılan ekstrüderin türüne, sayısına, ısıtma elemanına veya yalnızca uyumlu olduğu hammadde türüne göre ME sistemleri farklı şekillerde sınıflandırılabilmektedir. Ekstrüderin türüne göre ME sistemleri temel olarak; filament kullanımlı, tulumba pistonlu, vidalı ekstrüder kullanımlı olmak üzere üç alt grupta incelenmektedir (Şekil 5.42) [759].

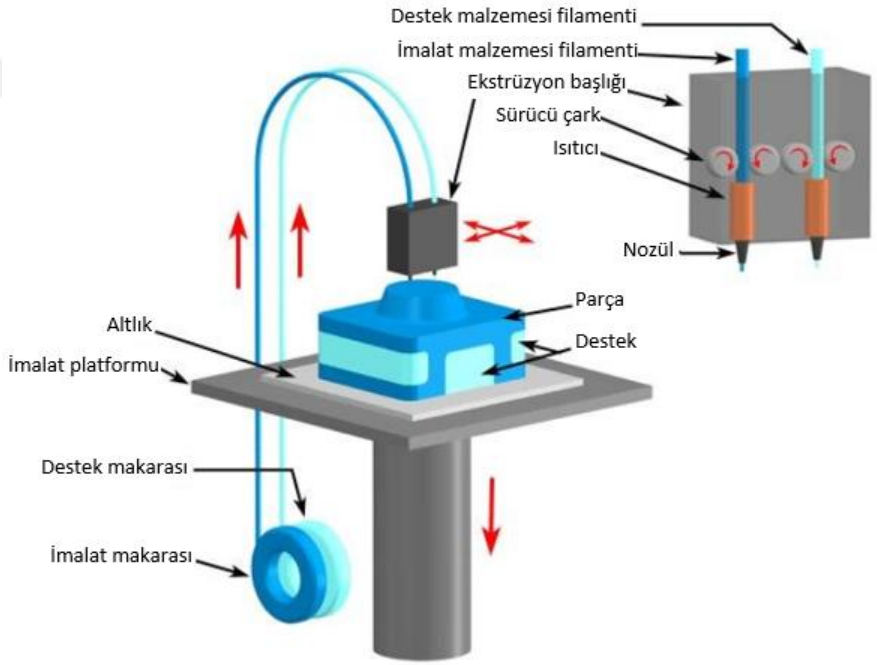


Şekil 5.42 Çeşitli ME yaklaşımları; (a) tulumba fistonlu, (b) filament kullanımlı, (c) vidalı ekstrüder [760]

5.3.1 Ergiyik Filament İmalatı (Fused Filament Fabrication, FFF)

Filamentlerin malzeme ekstrüzyonu esaslı eklemeli imalat teknolojilerinde kullanılması ilk kez Stratasys firması tarafından geliştirilip patenti alınan Ergiyik Birikim Modelleme (*Fused Deposition Modelling,* FDM) sistemleriyle, 1989 yılında başlamıştır [761]. Malzeme ekstrüzyonu birçok kaynakta FDM ismiyle anılıyor olsa da; düzenek ve işleyişinde büyük farklılıklar olan pnömatik ekstrüzyonlu sistemler, mikro-enjeksiyon kalıplama, peletlerin vidalı ekstrüzyonu [762], vurmalı (ram) ekstrüzyon gibi yöntemler göz önüne alındığında; filament kullanımlı ME prosesleri için alternatif terminoloji ihtiyacına cevap olarak Ergiyik Filament İmalatı (*Fused Filament Fabrication,* FFF) ifadesini kullanmak daha doğru olacaktır [763]. FFF, en yaygın kullanıma sahip eklemeli imalat teknolojisidir. Bunun temel nedeni olarak prosesin güvenli ve basit olması (toz, lazer, çözücü kimyasallar, uçucular, vb. bulunmaması), ekipmanın ekonomik olması, ulaşılabilir filament çeşitliliğinin fazla olması gibi nedenler gösterilebilir. FFF prosesinde, filament biz nozülden ekstrüze edilerek imalat platformu üzerinde katmanı oluşturacak şekilde biriktirilmektedir (Şekil 5.43). Isıtılmış odacık ve/veya imalat platformu mümkünse, filamentin ergime sıcaklığının altındaki sabit bir sıcaklığa önceden ısıtılmış durumdadır. Oda sıcaklığından yüksek, ergime sıcaklığından düşük bir sıcaklığa ön ısıtma yapılmasının nedeni; hem imalat malzemesinin kendisi veya altlık üzerine yapışabilmesini sağlamak, hem de termal gerilmelerin minimuma indirilmesidir [764, 765].

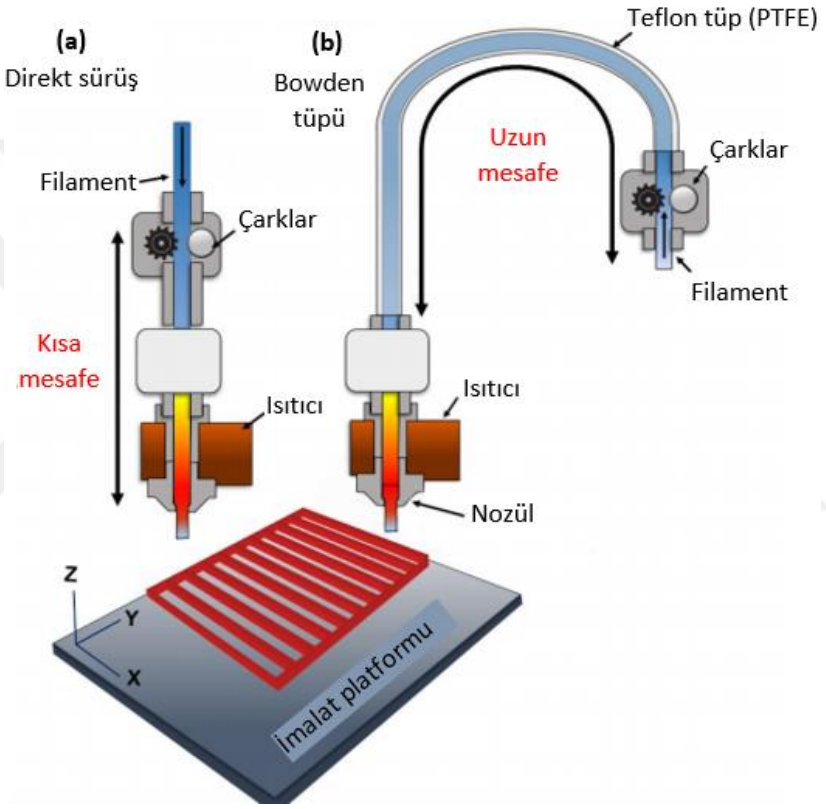
FFF makineleri yüklemeli ve itmeli yani ram ekstrüder makineleridir. Filamentin kendisi yük aktarımını sağlayarak, ısı altında yumuşayan bölgeye gerekli ekstrüzyon kuvvetinin iletilmesini sağlamaktadır. Konvansiyonel FFF makinelerinde filamentler ilk olarak sürücü çarkları ile çekilir ve aynı çarklar tarafından ısıtıcı bölgeye sürekli beslenmeyle nozül açıklığından malzemenin akışı sağlanır. Bu yüzden yüklenecek filamentin sürücü çarklarından uygulanacak kuvvetlere direnç gösterebilecek belirli mekanik dayanımlara sahip olması gerekmektedir [766, 891]. Kuvvet iletimi, çeşitli faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Öncelikle motorların yeterli torku üretebiliyor olması gerekmektedir. Sonra, çarkların filament ile temasında kuvvet iletiminin gerçekleşebilmesi için yeterli sürtünme davranışının sağlanabilir olması gerekmektedir. Aynı zamanda filamentin çarklar tarafından sıkıştırılması esnasında yeterli mukavemete sahip olarak kayma, kopma gibi davranışlar göstermiyor olması gerekmektedir. Son olarak sıvılaştırıcı kısma girişin gerçekleşebilmesi için, filamentin sürücü çarklar arasında boğumlanma ve tıkanmaya uğramıyor olması gerekmektedir [767].



Şekil 5.43 Tipik bir FFF prosesi düzeneğinin şematik gösterimi [767]

FFF yazıcılar, beslenme mekanizmasına göre direkt sürüşlü ve Bowden tüplü olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır (Şekil 5.44). Her iki sistemde de besleme mekanizması

tarafından filament, ergitmenin gerçekleştirileceği ısıtıcı bölüme gönderilir ve nozülden malzemenin ekstrüze edilebilmesi için bir basınç oluşturulur. Direkt sürüşlü sistemlerde besleyici çarklar doğrudan baskı başlığına monte edilmiş halde, Bowden sürüşlü sistemlerde ise yazıcı çerçevesine monte edilmiş haldedir ve filament Bowden tüpünden ilerletilmektedir. Bowden sürüşlü sistemlerde besleyici çark ile nozül arasındaki mesafenin uzun olması; örneğin ekstrüzyon oranının değiştirilmesi gibi durumlarda sanal ve gerçek extrüzyon oranları arasındaki geçişte gecikmelerin oluşması gibi problemlere yol açabilmektedir [834].



Şekil 5.44 Direkt sürüşülü ve Bowden sürüşlü FFF şematiği; (a) direkt sürüş, (b) Bowden tüplü [835]

Direkt sürüşlü FFF makinelerinde filamentin besleyici çark ile ısıtıcı bölge arasındaki mesafenin kısa olmasına bağlı olarak ekstrüzyonu ve retraksiyonu (ekstrüzyon duraklayışı esnasında geri çekilme) daha kolaydır ve filamentin işlem değişikliklerine tepkisi daha çabuktur. Ayrıca, ekstrüderin sıcak bölüme uzaklığının az olması, Bowden sürüşlü sistemlerle kıyaslandığında daha düşük torka sahip step motorların kullanımına olanak sağlamaktadır. Bu sayede Bowden sürüşlü sistemlerdeki gibi daha büyük ve güçlü motorlara duyulan ihtiyaç ortadan

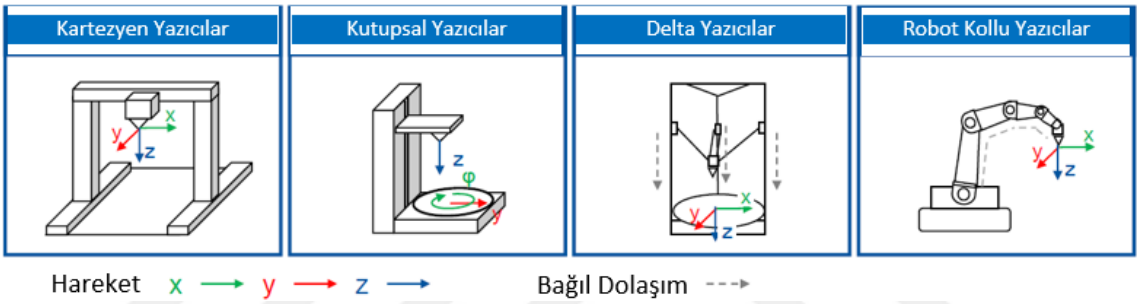
kalkmaktadır. Direkt sürüşlü FFF sistemlerinde daha geniş aralıkta malzemelerin ekstrüzyonu gerçekleştirilebilmektedir. Özellikle esnek filamentlerin direkt sürüşlü sistemlerde kullanılması, Bowden sürüşlü sistemlerde kullanılmasına göre çok daha kolay ve verimlidir. Bununla birlikte direkt sürüşlü FFF sistemlerinin kendine has bir takım dezavantajları bulunmaktadır. Yazıcı başlığına monte edilmiş olan ekstrüder düzeneğinin getirmiş olduğu ağırlık artışı, yazıcı başlığının sürekli hareket ediyor olmasına bağlı olarak şiddetli geri tepme, bant oluşumu, hedefin aşılması, çerçevenin titremesi gibi bir takım problemleri beraberinde getirmektedir [836].

Bowden sürüşlü ekstrüderlerin en büyük avantajı, yazıcı başlığındaki ağırlığın az olmasına bağlı olarak daha hızlı, daha hassas ve doğru imalat gerçekleştirilebilmesidir. Hareketli başlığın X-Y düzlemindeki hızına bağlı olarak çok daha yüksek yüzey kalitesine sahip parçalar, daha hızlı üretilebilmektedir. Bununla birlikte Bowden ekstrüderlerin bir takım dezavantajları bulunmaktadır. Bunlardan en önemlisi direkt sürüşlü ekstrüderler kadar geniş aralıkta malzemelerin kullanılamıyor olmasıdır. Özellikle esnek filamentlerin Bowden ekstrüzyonunda kullanımında, Bowden tüpü içerisinde yığılmalar meydana gelebilmektedir ve abrasif (partikül katkılı) filamentler kullanıldığında, teflon (genellikle PTFE) Bowden tüpü aşınmaya uğrayarak proseste besleme düzensizlikleri ortaya çıkabilmektedir [837]. Ayrıca Bowden sürüşlü ekstrüzyon sistemlerinde daha fazla retraksiyon (geri çekilme) mesafesine ve daha güçlü motorlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu durum, filamentin Bowden tüpü içerisinde karşılaştığı sürtünme kuvvetinden kaynaklanmaktadır [838].

5.3.2 FFF Makine Konfigürasyonları

Günümüzde, malzeme iyileştirme çalışmalarındaki artışa bağlı olarak kompozit malzemeler gibi geniş ve çeşitli hammaddelerin eklemeli imalat teknolojisinde kullanılması üzerine yoğunlaşılmaktadır. İmalatın ekonomik ve kaliteli olarak gerçekleştirilebilmesi için, prosesin optimizasyonu amacıyla çeşitli makine konseptleri geliştirilmiştir. Malzeme ekstrüzyonu esaslı (ME) eklemeli imalat teknolojilerinde kullanılan makinelerin çeşitliliği, FFF sistemlerinin oldukça yaygın kullanıma ulaşmasının bir göstergesi olarak kabul edilebilir [769]. Ekstrüzyon esaslı

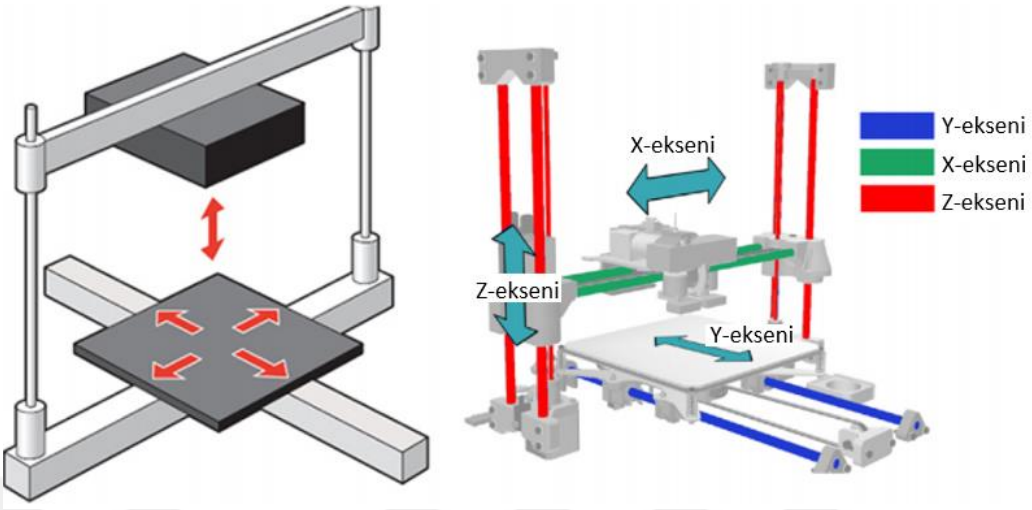
sistemlerinin gelişiminde birçok başarı ve başarısızlık örneğiyle karşılaşılmakla birlikte bazı konseptlerin zayıf modelleme, pozisyonlandırma ve zaman kullanımı nedeniyle proses kabiliyetinden bağımsız olarak başarısızlıkla sonuçlandığını bilmemiz gerekmektedir. Bu bölümde; çerçeve yapılarına göre ME sistemlerinin sınıflandırılması yaklaşımıyla, makine tasarımları arasındaki farkların daha anlaşılır hale gelmesi hedeflenmiştir. Ayrıca; klasik 3-eksenli sistemlerin genişletilmesiyle ME parçalarının kalitesi, yazıcı başlığının hareketi, gidişat planlaması ve kinematik düzenlemelerle iyileştirilebilmektedir. Günümüzde 2020 yılı itibariyle en yaygın olarak kullanılan FFF makine çeşitleri; kartezyen makineler, kutupsal yazıcılar, delta yazıcılar ve robot kollu yazıcılar olmak üzere teçhizat düzenine göre sınıflandırılabilmektedir (Şekil 5.45) [768].



Şekil 5.45 FFF makine çeşitleri [768]

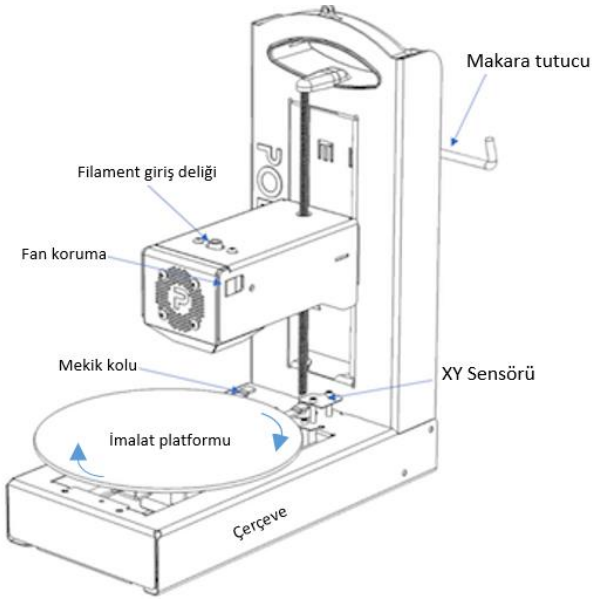
Kartezyen yazıcılar, FFF yöntemleri içerisinde en yaygın kullanılan konfigürasyonları oluşturmaktadır. Kartezyen koordinat sisteminden geliştirilen bu sistemler üç klasik serbestlik derecesi olan (x, y ve z) eksenler ile karakterize edilmektedir (Şekil 5.46). CAD modelin dilimleri parçanın bölümlerine ait spesifik katmanlara karşılık gelmekle birlikte tanımlanan katman kalınlıkları genellikle nozül çapı ve malzemenin beslenme hızına bağlantılı değişim göstermektedir. Hesaplanan her yatay katman için, katman düzleminde iki boyutlu yollar hesaplanarak belirlenen geometri taranmaktadır. Katmanın tamamlanmasını takiben z-ekseni boyunca bir katman kalınlığınca yol alınarak (platform inebilir veya başlık yükselebilir) yeni katman oluşturulmaktadır [770, 783]. Kartezyen 3B yazıcının baskı kafası tipik olarak yukarıdan askıya alındığından, daha geniş yapım platformlarına sahiptir. Bu durum, geniş tabanlı modellerin üretimine olanak

sağlamaktadır. Ancak, Kartezyen FFF makineleriyle oluşturulabilecek bir yapının yüksekliği, yazıcı kafasının maksimum yüksekliği ile sınırlıdır [771].



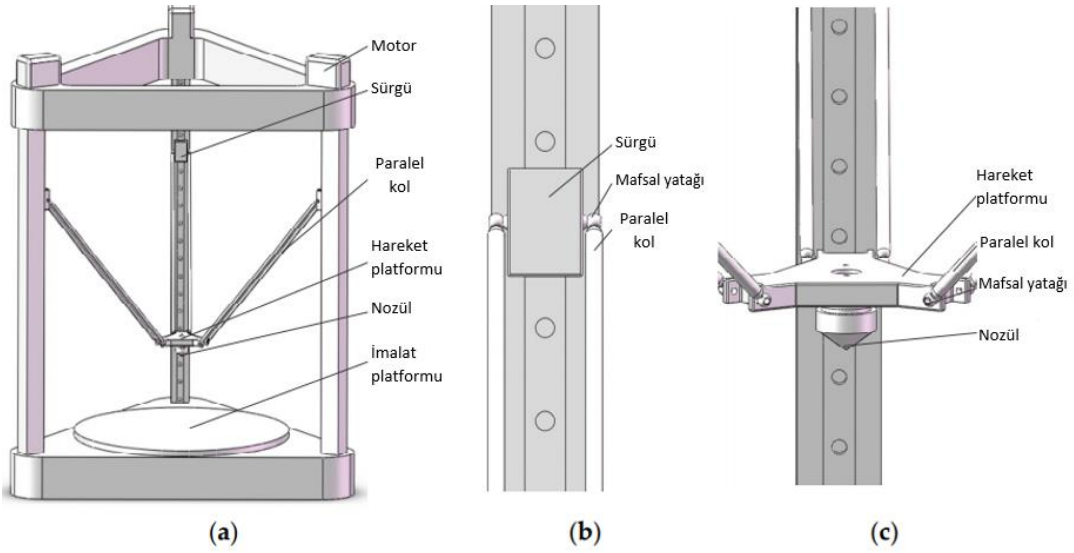
Şekil 5.46 Kartezyen FFF düzeneği [772]

Kartezyen yazıcıların aksine kutupsal yazıcı sistemlerinde ise isminden de anlaşılabileceği gibi kutupsal koordinat sistemleri kullanılmaktadır. İki nokta arasındaki mesafe ve açısal pozisyona göre yazıcı başlığının hareket ettirilmesi de katman oluşturma metotlarından birisidir. Ayrıca; katman dahilinde yazıcı başlığının hareketine ilaveten, imalat platformu da hareket ettirilebilmektedir. Bu iki yaklaşım arasındaki fark, imalat platformunun veya yazıcı başlığının rotatif olarak hareket ettirilmesidir (Şekil 5.47). Bununla birlikte parçanın müteakip katmanlarının inşası, kartezyen sistemlerinde olduğu gibi z-ekseni boyunca hareketin sağlanmasıyla gerçekleştirilmektedir. Kartezyen sistemlerde en az üç adet motor gerekmesine karşın kutupsal FFF sistemlerinde yalnızca iki motorla üretim gerçekleştirilebilmektedir [773].



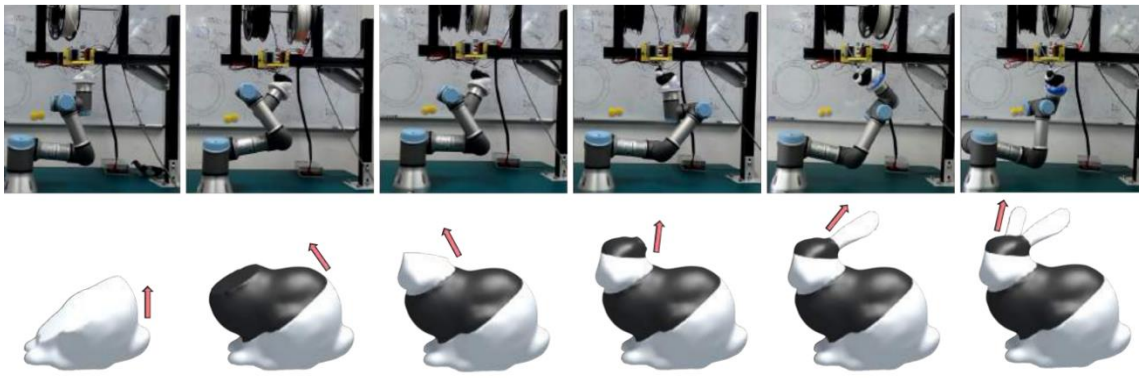
Şekil 5.47 Polar (kutupsal) FFF düzeneği [773]

Delta (üçgensel) kinematikler, paketleme endüstrisi gibi al-ve-bırak uygulamalarından faydalanılarak geliştirilmiştir [774]. Delta yazıcıların temel konsepti, yazıcı başlığına veya imalat platformuna daha hızlı hareket imkanı sağlanarak üretim sürelerinin azaltılmasıdır. Delta 3D yazıcılar, yine kartezyen sistemini kullanan ama fark olarak z eksenindeki faaliyetlerini 3 step motorun ortak hareketiyle yöneten bir yazıcı çeşididir (Şekil 5.48) [775, 782].



Şekil 5.48 Delta FFF konfigürasyonu; (a) genel bakış, (b) sürgü-kızak sistemi, (c) ektrüder hareket platformu [775]

Robotik kolların kullanımıyla, özellikle büyük otomotiv tesislerindeki montaj üretim hatlarında sıkça karşılaşılmaktadır [776, 777]. FFF yazıcı başlıklarının bu tür robotik kolların ucuna monte edilmesiyle, yüksek hacimli ve karmaşık yapıların imalatının yapılabildiği, çok verimli ve esnek sistemler elde edilebilmektedir [778]. Paralel kinematiklerin aksine robotik kollar, baklaların (kolun hareket bölümlerinin) sıra yapılarına göre karakterize edilmektedir. FFF sistemlerinde robotik kol kullanımı henüz endüstriyel nitelik kazanmamış olmakla birlikte gelecekte büyük ümit vadetmektedir. Robot kollu FFF çalışmalarına dair bir örnek Şekil 5.49'da gösterilmiştir.



Şekil 5.49 RoboFDM sistemiyle serbest form tavşan modeli üretimi [779]

Filament kullanımlı ME sitemlerinde cihaz tasarımı ayrı bir öneme sahiptir. Makinenin çerçevesi; çeşitli parçaları ve fonksiyonel elemanları taşıyıp, kılavuzluk etmekle birlikte işlem hedefi doğrultusunda net tanımlanmış, hassas tasarımlara sahip olmalıdır [780]. Talaşlı imalatın aksine FFM sistemlerinde; hareketli aksamların dara ağırlıkları, işlem kuvvetleri ve iş parçasının ağırlığı gibi özellikler, elde edilen parçanın hassasiyetinde pek etkin değildir. Bunun yerine; hareket ekseninin pozisyonu ve mesafesiyle birlikte yazıcı başlığı, kızak ve sürgüler, dişliler ve motorlar gibi montaj elemanlarının uygun uzaysal diziliminin, hassasiyet üzerinde daha büyük tesire sahip olduğunu belirtmek gerekmektedir. Makinelerin kinematik tasarım geliştirmelerinde hedef; maliyet verimliliği, imalat süresi ve özellikle yüzey kalitesi olmakla birlikte, yüzey kalitesinin iyileştirilmesinin bir kazanımı olarak son işlem ihtiyacını azaltmaktır [781]. Tablo 5.13'te kartezyen, polar, delta ve robotik kollu FFF konfigürasyonlarının genel karşılaştırması verilmiştir.

Tablo 5.13 Kartezyen, polar, delta ve robotik kollu FFF yazıcılarının genel karşılaştırması [768]

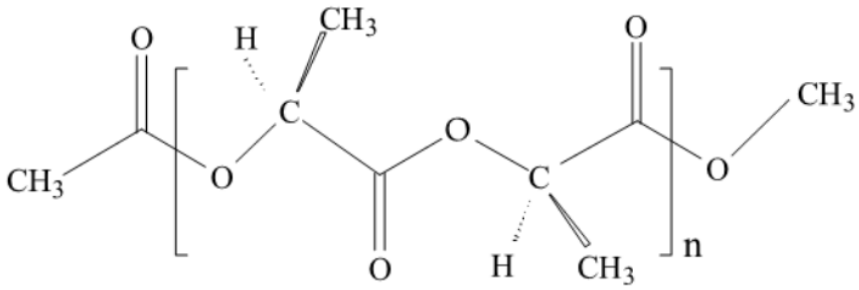
	Kartezyen Yazıcılar (Ultimaker S3)	Kutupsal Yazıcılar (Polar 3D)	Delta Yazıcılar (Delta Go)	Robot Kollu Yazıcılar (Yizumi SpaceA)
İmalat Süresi	Orta	Orta	Uzun	Orta
Yüzey Kalitesi	Orta	Orta	Orta	Orta
Yatırım Maliyeti	Düşük	Düşük	Orta	Yüksek

5.3.3 Dolgusuz FFF Filamentleri

FFF/ FDM proseslerinde kullanılan filamentler katkılı ve katkısız olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. En yaygın kullanıma sahip katkısız filamentler içerisinde polilaktik asit (PLA) ve akrilonitril bütadien stiren (ABS) öne çıkmaktadır [784-787]. Bununla birlikte ticarileşmiş veya araştırma aşamasında olan diğer katkısız filamentler olarak akrilonitril stiren akrilat (ASA) [788], poliamitler (PA) [789], polikarbonatlar (PC) [790], polifenilsülfon (PPSF veya PPSU) [791], polieterimit (PEI) [792], termoplastik poliüretan (TPU) [793], polietilen teraftalat (PET) [794], termoplastik elastomer (TPE) [795], yüksek çarpma dirençli polistiren (HIPS), polivinil alkol (PVA), polieter eter keton (PEEK) [796], poliviniliden florit (PVDF), polioksimetilen (POM), polihidroksialkanoat (PHA) ve bu polimerlerin PLA ve ABS ile karıştırılmış halleri sayılabilir [797]. FFF proseslerinde kullanılan filamentlerin, parça kalitesi üzerinde en az cihazın kendisi kadar büyük etkisi bulunmaktadır. Filament kalitesi ve teknik özellikleri, baskı kalitesini doğrudan etkilemektedir. FFF makinelerinde kullanılan filamentler 1.5- 3 mm aralığında çaplara sahip olup, piyasada en yaygın olarak 1.75 mm ve 2.85 mm çaplara sahip filamentler kullanılmaktadır [798].

5.3.3.1 PLA

Polilaktik asit (PLA), yenilenebilir kaynaklardan elde edilen bir termoplastik çeşididir. Çoğu petrol esaslı diğer termoplastik FFF malzemelerinin aksine PLA; mısır nişastası, tapyoka kökü, şeker kamışı gibi hammaddelerden elde edilmektedir. Özellikle biyouyumluluk özelliği nedeniyle biyomedikal alanlardaki kullanımı gün geçtikçe artmaktadır [799]. Polilaktik asit polimerinden glikolik asit ve diğer monomerlerinden kopolimer veya türevleri de elde edilebilir. PLA polimerinden elde edilen bu kopolimer doğada kolaylıkla ayrışıp, çözünebilir. Poli-L-laktik asit doğada çözünmesi için yıllar gerekirken, poliglikolik asit için aylar, polilaktik –D ve L-laktik için birkaç hafta, yeterli olmaktadır [800]. PLA için FDM/FFF sistemlerinde enerji ve sıcaklık ihtiyacı diğer malzemelere kıyasla daha düşüktür. Özellikle masaüstü tip FDM/FFF makinelerinde en yaygın kullanılan termoplastik polimer olan PLA, işlem sırasında imalat yatağının ısıtılmasına ihtiyaç duymadan da kullanılabilmektedir [784]. Şekil 5.50'de PLA'nın kimyasal yapısı, Tablo 5.14'te ise ticari PLA filament örneklerinin özellikleri gösterilmiştir [801-804].



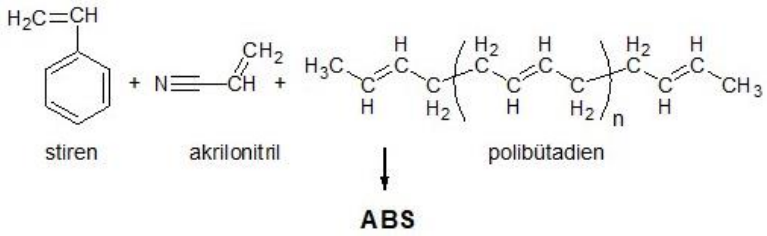
Şekil 5.50 PLA'nın kimyasal yapısı [801]

Tablo 5.14 Ticari PLA filament örnekleri ve teknik özellikleri [802-804]

Özellik	Ultimaker PLA [802]	SD3D PLA [803]	BASF Ultrafuse [804]
Yoğunluk	1.24 g/cm^3	1.24 g/cm^3	1.248 g/cm^3
Elastik modülü (E) (GPa)	2.346	2.3	2.308
Kopma uzaması (%)	5.2	4	4.2
Eğme modülü (GPa)	3.15	-	1.86
Eğme dayanımı (MPa)	103	-	98
Camsı geçiş sıcaklığı	60 ^{o}C	57-63 ^{o}C	61 ^{o}C
Isıl eğilme sıcaklığı (0.45 MPa'da)	-	49 ^{o}C	65 ^{o}C
Ergime başlangıcı	145 ^{o}C	-	148 ^{o}C
Kayma modülü	-	-	-
Spesifik ısı kapasitesi	-	-	-
Çekme dayanımı (UTS) (MPa)	-	26.4	-
Termal iletkenlik	-	-	-
Ergime sıcaklığı	145-160 ^{o}C	160 ^{o}C	151 ^{o}C
Platform sıcaklığı (opsiyonel)	50-65 ^{o}C	60-65 ^{o}C	50-70 ^{o}C
Ekstrüder sıcaklığı	200-210 ^{o}C	205-210 ^{o}C	210-230 ^{o}C

5.3.3.2 ABS

FFF filamentleri içerisinde PLA filamentlerden sonra en yaygın kullanıma sahip olan akrilonitril bütadiyen stiren (ABS) filamentler; yüksek ergime dayanımı, kolay baskı özellikleri, dayanıklılık, hafiflik gibi özellikleri ile öne çıkmaktadır. Akış özellikleri PLA'ya göre daha iyi olduğundan ekstrüzyon için gereken kuvvet daha azdır. Bununla birlikte küçük parçaların FFF ile imalatında bahsedilen ekstrüzyon kolaylığının yanı sıra, ABS'nin işlem sıcaklıkları nispeten daha yüksektir. Camsı geçiş sıcaklığı 105 ^{o}C dolaylarında olduğu için gerekli enerji tüketimi PLA kullanımına göre daha yüksektir. Ayrıca işlem sırasında ortaya çıkan gazlar kötü kokuya sahip olmakla birlikte insan sağlığı açısından oldukça zararlıdır. Bu yüzden ABS filamentler kullanılacağında işlem ortamının iyi havalandırılması gerekmektedir. ABS filamentler PLA filamentlerin aksine biyouyumluluk özellikleri göstermemektedir. Bununla birlikte maliyet azaltmaya yönelik, doğal katkılar içeren birçok ABS filament çeşidi geliştirilmektedir [805, 806]. ABS poli-fazlı sert ve sıkı yapılı bir termoplastik polimerdir. Pazara 1940'lı yılların sonlarında girmiştir; otomotiv ve elektronik sanayiinde, bilgisayar üretiminde ve beyaz eşya imalatı gibi geniş bir kullanım alanına sahiptir. Akrilonitril-bütadien-stiren üretimi diğer termoplastik polimerlere (polietilen, polipropilen veya polistiren) kıyasla oldukça karmaşıktır. (ABS) graft kopolimer olarak üretilir; genellikle diğer bazı polimerlerle (SAN, PC, PVC gibi) harmanlanarak veya ter-polimer olarak kullanılır. ABS üç monomerden elde edilir; akrilonitril, stiren ve bütadien. Bütadienden polibütadien, stiren ve akrilonitrilden stiren-akrilonitril (SAN) ko-polimerleri oluşur. Polibütadien (C=C çift bağlar vardır) iskelet zincir görevindedir; Bu iskelet üzerine SAN zincirleri yerleşir [807]. Şekil 5.51'de ABS'nin kimyasal yapısı, Tablo 5.15'te ise ticari ABS filament örneklerinin özellikleri gösterilmiştir [807-810].



Şekil 5.51 ABS'nin yapısı [807]

Tablo 5.15 Ticari ABS filament örnekleri ve teknik özellikleri [808-810]

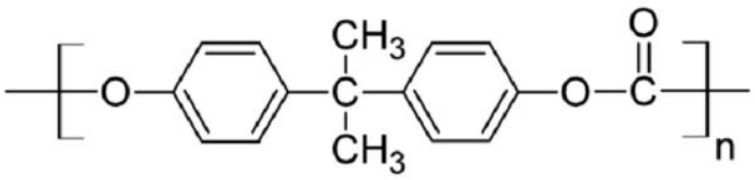
Özellik	Airwolf MG94 ABS [808]	Kodak ABS [809]	3D4Makers ABS [810]
Yoğunluk (g/cm^3)	1.04	1.05	1.05
Elastik modülü (E) (GPa)	-	-	2.28
Kopma uzaması (%)	21.6	15	-
Eğme modülü (GPa)	-	2.4	2.3
Eğme dayanımı (MPa)	-	70.6	-
Camsı geçiş sıcaklığı	-	-	-
Isıl eğilme sıcaklığı (0.45 MPa'da)	95 °C	-	97-100 °C
Ergime başlangıcı	-	-	-
Kayma modülü	-	-	-
Spesifik ısı kapasitesi	-	-	-
Çekme dayanımı (UTS) (MPa)	46.4	47.56	-
Termal iletkenlik	-	-	-
Ergime sıcaklığı	-	-	-
Platform sıcaklığı (zorunlu)	110-130 °C	80-100 °C	90-110 °C
Ekstrüder sıcaklığı	235-260 °C	230-250 °C	220-260 °C

5.3.3.3 PC

Polikarbonat (PC) filamentler; ısıl dayanıklılık, yüksek tokluk ve optik netlik gibi üç temel ayırıcı özelliği göz önünde bulundurularak kullanılmaktadır. PC'nin FFF sistemlerinde yazılabilen varyantları tipik olarak 110 ^{o}C'nin üzerinde bir sıcaklık direncine sahiptir ve yarı saydam- buzlu modeller elde edilmektedir. PLA filamentlere kıyasla daha dayanıklı ve esnek olmasının yanı sıra naylon filamentlere göre dayanımı daha düşüktür [811, 812]. PC filamentler F ile başarılı baskı alınmasında bir dizi zorlayıcı özelliklere sahiptir. Başarılı baskı alınması için aşağıda gösterilen üç temel zorluk iyi analiz edilmelidir:

- PC filamentin iyi ekstrüze edilebilmesi için yüksek ve kararlı sıcaklıklara ihtiyaç duyulmaktadır.
- Katmanların iyi yapışmaması ve delaminasyon, PC filamentlerde sıkça karşılaşılan problemlerdir.
- PC filamentler yüksek oranda nem çekmektedir.

Şekil 5.52'de PC'nin kimyasal yapısı, Tablo 5.16'da ise ticari PC filament örneklerinin özellikleri gösterilmiştir [813-816].



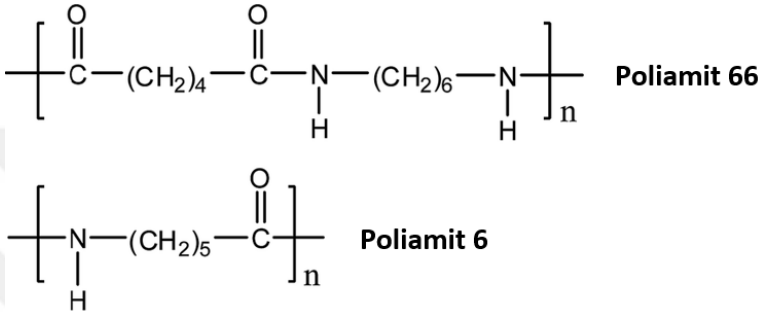
Şekil 5.52 Polikarbonatın yapısı [813]

Tablo 5.16 Ticari PC filament örnekleri ve teknik özellikleri [814-816]

Özellik	Polymaker PC Max [814]	Ultimaker PC [815]	Raise3D Premium PC [816]
Yoğunluk (g/cm^3)	1.18-1.20	1.18-1.20	1.17-1.20
Elastik modülü (E) (GPa)	2.04	2.3	2.048
Kopma uzaması (%)	12.24	3.15	12.2
Eğme modülü (GPa)	2.04	2.47	2.04
Eğme dayanımı (MPa)	95	100	94.1
Camsı geçiş sıcaklığı	113 ^{o}C	112-113 ^{o}C	113 ^{o}C
Isıl eğilme sıcaklığı (0.45 MPa'da)	117 ^{o}C	-	117 ^{o}C
Ergime başlangıcı	-	-	-
Kayma modülü	-	-	-
Spesifik ısı kapasitesi	-	-	-
Çekme dayanımı (UTS) (MPa)	60	62	59.7
Termal iletkenlik	-	-	-
Ergime sıcaklığı	-	-	-
Platform sıcaklığı (zorunlu)	90-105 ^{o}C	100-110 ^{o}C	80-105 ^{o}C
Ekstrüder sıcaklığı	250-270 ^{o}C	260-280 ^{o}C	250-270 ^{o}C

5.3.3.4 PA

Naylon veya Nylon (poliamit), PLA filamentlere kıyasla üstün çekme dayanımına sahip üç boyutlu parçalar üretmek için uygundur ve FFF sistemlerinde çoğu zaman PA6, PA66, PA11 ve PA12 varyantlarında kullanılmaktadır. Naylon filament, ince duvarlarda bir miktar esneklik sunan çok güçlü ve dayanıklı bir malzemedir. Naylon filamentler, düşük sürtünme katsayısına ve nispeten yüksek ergime noktasına sahip olduğundan genellikle işlevsel dişlilerin üç boyutlu olarak yazılmasında kullanılmaktadır [817].



Şekil 5.53 PA6 ve PA66'nın yapısı [818]

Naylon (poliamit), plastik endüstrisinde özellikle dayanım ve esneklik davranışlarından dolayı popüler bir malzeme haline gelmiştir. Naylon filamentler genellikle 250 ^{o}C gibi ekstrüder sıcaklıklarına ihtiyaç duymakla birlikte kompozisyona bağlı olarak 220 ^{o}C dolaylarında da işlenebilen çeşitleri mevcuttur [819]. Naylon filamentlerin önemli bir özelliği de higroskopik özellikte yani etraftaki nemi absorbe etme eğiliminde olmalarıdır. Rutubetlenen naylon filamentlerin basımında çeşitli kalite problemleri ile karşılaşılabilmektedir. Bu yüzden naylon filamentlerin depolanma koşulları özel olarak optimize edilmelidir [820]. Yatak sıcaklıkları 70-90 ^{o}C arasında olup, baskı sıcaklıkları 230-265 ^{o}C arasında seçilmelidir. Naylon filamenti kurutmak için 70-85^{o}C'de 6 ile 8 saat arasında kontrollü fırınlama işlemi uygulanabilmektedir. İşlem sırasında yatak sıcaklığı 75 ^{o}C dolaylarında tutulup, soğutma fanlarının devre dışı bırakılmasıyla daha iyi performans elde edilebilmektedir. Ayrıca baskı hızı (nozülün hareketi), 30-60 mm/sn aralığında tutulmalıdır [821, 822]. Şekil 5.53'te PA'nın kimyasal yapısı, Tablo 5.17'de ise ticari PA filament örneklerinin özellikleri gösterilmiştir [809,818, 823, 824].

Tablo 5.17 Ticari PA filament örnekleri ve teknik özellikleri [809, 823, 824]

Özellik	Kodak PA12 [56]	BCN3D Nylon [823]	PolyMide CoPA [824]
Yoğunluk (g/cm^3)	1.01	1.14	1.12
Elastik modülü (E) (GPa)	1.4-1.1	1.38	2.22
Kopma uzaması (%)	-	27	9.9
Eğme modülü (GPa)	-	1.05	1.67
Eğme dayanımı (MPa)	-	44.1	97
Camsı geçiş sıcaklığı	-		67 °C
Isıl eğilme sıcaklığı (0.45 MPa'da)	-	110 °C	-
Ergime başlangıcı	-	-	-
Kayma modülü	-	-	-
Spesifik ısı kapasitesi	-	-	-
Çekme dayanımı (UTS) (MPa)	45	52.3	-
Termal iletkenlik	-	-	-
Ergime sıcaklığı	-	-	190 °C
Platform sıcaklığı (opsiyonel)	90-100 °C	65 °C	0-70 °C
Ekstrüder sıcaklığı	230-250 °C	240-260 °C	250-265 °C

5.3.3.5 Esnek Filamentler

FFF sistemlerinde kauçuk, silikon benzeri esnek parçalar üretilebilmektedir. Esnek ve elastik uygulamalar söz konusu olduğunda, kauçuk türevi malzemeler ideal seçimdir. Bununla birlikte üç boyutlu yazıcılarda %100 kauçuk malzemeler kullanılamamaktadır. Bu nedenle, kauçuğa benzeyen ve FFF sistemlerinde yazdırılabilen malzeme alternatifleri geliştirilmiştir. Termoplastiklerin ve elastomerlerin avantajlarının birleşmesiyle termoplastik elastomer (TPE) malzeme sınıfı ortaya çıkmıştır. TPE'ler, çapraz bağlı bir kauçuğa benzer elastikliğe sahip polimerlerdir. Malzemedeki esneklik derecesi, TPE türüne ve kimyasal yapısına bağlı olarak değişmektedir [839]. TPE filamentler özellikle darbe, titreşim direnci, kaymazlık veya sadece esneklik gerektiren uygulamalarda tercih edilmektedir. Titreşim sönümleyiciler, kaymaz ayaklar, telefon kılıfları ve benzer amaçlar için kullanılan TPE filament, yüklere karşı koymak için kolayca deforme olur ve sıkışır. TPE filamentlerin genel özellikleri arasında; esneklik ve yumuşaklık, mükemmel yorulma direnci, iyi elektriksel özellikler, çok iyi titreşim sönümleme, yüksek darbe dayanımı, kimyasallara ve hava koşullarına direnç, yüksek yırtılma ve aşınma direnci, geri dönüştürülebilirlik, düşük ve yüksek sıcaklıklara karşı direnç (-30^{o}C ile +140^{o}C aralıklarında), iyi şok emilimi gibi özellikleri bulunmaktadır. Bununla birlikte FFM makinesinde nozül sıcaklığı olarak 210-230 ^{o}C, yatak sıcaklığı olarak 0-70 ^{o}C ve baskı hızı olarak 5-30 mm/s çalışma koşulları tavsiye edilmektedir [840]. TPE filamentlerin esnek olmasından dolayı, ekstrüderdeki filament yolunda bir boşluk oluşumunda nozülden çıkan TPE bükülme ve sıkışma eğilimindedir. Filament yolunun hava kabarcıklarını hapsetmeyecek özellikte hassas olarak tasarlanmış olması gerekmektedir. Ekstrüder motorunun nozüle çok uzak bir mesafede olması ve filamentin uzaktan ittirilmesi, TPE filamentinin silindirik yol içerisinde bükülmesine neden olmaktadır (Bowden sürüş problemi). Ayrıca TPE filamentlerin esnekliğinden dolayı geri çekme (retraksiyon) özelliği düzgün çalışmaz. Geri çekme özelliğinin dilimleme yazılımında devre dışı bırakılması veya artırılması önerilmektedir [841].

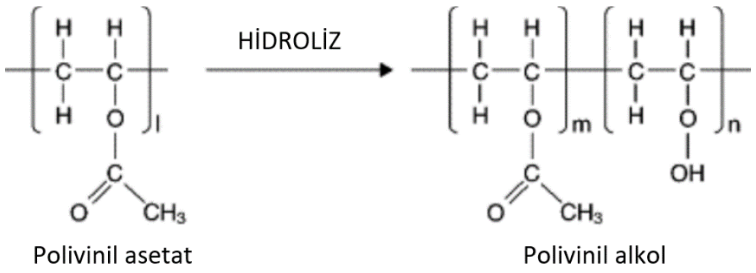
Termoplastik poliüretan (TPU) filamentlerle, esnek filamentler içerisinde en yaygın kullanılan tür olarak karşılaşılmaktadır. Düşük rijitlik ve yüksek gerinim dayanımı

ile birlikte TPU, kauçuk ile sert termoplastikler arasındaki kabiliyet boşluğunu doldurma niteliğindedir [842]. Termoplastiklerin özelliklerini gösteren TPU malzemeler, ısı etkisi altında elastik deformasyon göstererek, kauçukların aksine yapışmadan, iyi bağlanabilme özelliğine sahiptir. Farklı polimer zincirleri arasında güçlü kimyasal bağlara sahip olan genel manada çapraz bağlı elastomerler ele alındığında; termoplastik elastomerlerin yeniden ergimelerine imkan sağlayan hidrojen bağları gibi zayıf sekonder kimyasal bağlara sahip olduğu görülmektedir [843, 844]. Ana zincirlerdeki sert ve yumuşak segmentlerin konsantrasyonu, TPU'nun mekanik özelliklerini belirlemektedir [845]. TPU'nun termoplastik davranışından faydalanılarak FFM sistemleri ile kullanılmasıyla; yüksek yırtılma ve aşınma direncine sahip, darbe dayanımı ve esnekliği oldukça yüksek parçaların ME sistemleriyle üretimi mümkün hale gelmiştir. TPU malzemelerin çok yönlü ve kullanışlı malzemeler olmasının yanında FFM sistemlerinde kullanımında bazı dezavantajlar ve sınırlamalarla karşılaşılabilmektedir. Dezavantajlar içerisinde en önemlisi olarak TPU filamentlerin esnekliğine bağlı olarak ekstrüzyon için gereken basıncın, filamentin nozüle beslenmesi sırasında düzenli olarak iletilememesidir. Baskı sıcaklıklarının optimizasyonuyla veya TPU filamentin polietilen tüple sarılması gibi yöntemlerle bahsedilen problemler minimize edilebilmektedir. TPU filamentler, %500-700 gibi oranlara ulaşan kopma uzaması, 60A-55D arası Shore sertlikleri, yağ ve greslere karşı yüksek kimyasal direnç gibi özelliklere sahiptir. Bununla birlikte FFF sistemlerinde TPU filamentlerin kullanımında; nozül sıcaklığı olarak 210-230 ^{o}C, yatak sıcaklığı olarak 20-60 ^{o}C aralıklarında işlem koşulları tavsiye edilmektedir [846].

5.3.3.6 Diğer Dolgusuz FFF Filamentleri ve Karşılaştırmalar

Polivinil alkol (PVA) filamentler genellikle son kullanıma hazır fonksiyonel parçaların üretiminden ziyade çözülebilir destek yapılarında kullanılmaktadır. Sağlam yapışma özellikleri sayesinde filament formuna getirildikten sonra FDM sistemlerinde kullanılabilmektedir (Şekil 5.54). Öncelikle PVA filamenti kullanabilmek için en az çift nozüllü (veya çift kafa) ekstrüdere ihtiyaç duyulmaktadır. Parçanın üretiminde kullanılacak malzeme ile birlikte PVA destek yapıları da eş zamanlı olarak imalat platformu veya parça üzerindeki kısımlara

yazılmaktadır. Çözülebilir destekler, modeldeki karmaşık ayrıntıları, tek malzeme ile desteklenip zor temizlenecek iç oyuklar/boşluklar veya modeldeki tek malzeme ile üretilen destek yapılarında sıkça rastlanan yüzey pürüzlülüklerinden kurtulmak için ideal bir çözümdür [825].



Şekil 5.54 Polivinil asetat ve polivinil alkolün yapısı [826]

Yüksek darbe dayanımlı polistiren (HIPS) filamentler, polistiren ve kauçuğun karışımıdır. Limonen çözeltisinde çözündüğü için genellikle destek malzemesi olarak kullanılmaktadır. Limonen, limon kabukları ile hazırlanan bir çözeltidir. Diğer birçok filament limonen çözeltisi tarafından zarar gördüğü için HIPS filamentler, destek malzemesi olarak kullanılacağında yalnızca ABS filament türevleriyle kullanılabilmektedir (Şekil 5.55). HIPS filamentler, ABS'ye çok benzer ve daha güçlüdür. Dolayısıyla bir destek malzemesi olarak kullanılmasının yanı sıra, doğrudan parçaların üretiminde de tek başına kullanılabilmektedir. Toksik olmayan, tamamen geri dönüştürülebilir HIPS filamentlerin gıda güvenliği vardır ve higroskopik özellik göstermez [827].



Şekil 5.55 HIPS destek malzemesi kullanılarak basılmış bir ABS rulman modeli ve limonenin ($C_{10}H_{16}$) kimyasal yapısı [829]

Piyasada polietilen tereftalat esaslı birçok filament çeşidine rastlanabilmektedir. Bunlardan en yaygınları; PET, PETE, PETP, PET-PET, PETG, PETT gibi isimleriyle

karşılaştığımız, farklı kopolimerlere sahip PET gruplarından oluşmaktadır. Polietilen tereftalat glikol (PETG), FFF sistemlerinde en yaygın olarak kullanılan, önemli bir PET grubu filament malzemesidir. Islak PETG'nin 3D yazıcıda basılması, filamenti moleküler seviyede kalıcı olarak değiştirecektir. Bu da hidrolize yol açarak filamentin kuru halinden daha zayıf olmasına neden olabilmektedir [830]. PETG filamentinin basım sıcaklığı genellikle 210-260°C aralığındadır. Baskı çok sıcak olduğunda aşırı lekelenmeler meydana gelebilmektedir. Çok soğuk olduğunda ise nozül sıkışabilmekte veya katmanlar birbirinden ayrılabilmektedir [831].

Tablo 5.18 Ticari PETG filament örnekleri ve teknik özellikleri [832 ,833]

Özellik	3D4Makers PETG [832]	Rigid Ink PETG [833]
Yoğunluk	1.29 g/cm^3	1.27 g/cm^3
Su Absorpsiyonu (24 saat)	%0.12	%0.13
Çekme Modülü	3.0 GPa	2.1 GPa
Çekme Dayanımı	53 MPa	50 MPa
Kopma Uzaması	%31	%100
Eğme Modülü	2.04 GPa	2.0 GPa
Isıl Eğilme Sıcaklığı	68 ^{o}C	64-70 ^{o}C
Camsı Geçiş Sıcaklığı	80 ^{o}C	80 ^{o}C
Nozül Sıcaklığı (FDM)	210- 235 ^{o}C	220- 245 ^{o}C
Yatak Sıcaklığı	50-80 ^{o}C	70-80 ^{o}C
Baskı Hızı	35-70 mm/sn	<60 mm/sn
Vikat Yumuşama Sıcaklığı	80 ^{o}C	85 ^{o}C

Darbe dayanımı ve dayanıklılık olarak ABS filamentlerle üretilen parçalara kıyasla PETG filamentlerle üretilen parçalar daha iyi performans sergilemektedir. UV ışığa dayanımları yüksektir. İşlem sırasında kötü koku oluşumu meydana gelmemekle birlikte kıvrılma veya büzülme davranışları gözlenmez. PETG filamentlerin FFF sistemlerinde kullanılmasında sıkça karşılaşılan problemler arasında higroskopik özelliği nedeniyle rutubetlenme, ekstrüderdeki ergitme miktarının fazlalığına bağlı olarak ağsı yapı oluşumu, cam ve PEI imalat platformları kullanılmasına bağlı olarak zemine yapışmama gibi örneklendirmeler yapılabilmektedir. Sızma ve saçaklanma davranışlarının önlenmesi için direkt tip ekstrüderde geri çekilme mesafesi 1 mm, Bowden tipi beslemelerde ise 3 mm kadar ötelenebilir. Baskıdaki katmanların ayrılması veya kırılması gözlendiğinde soğutma fanının hızı düşürülerek, daha düşük soğutma ile yeni oluşacak katmanların önceki katmanlar üzerine daha iyi yapışması sağlanabilmektedir [847]. Chong ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ticari olarak en yaygın kullanıma sahip katkısız filamentlerin çeşitli özellikleri karşılaştırılmış, Tablo 5.19'daki çıkarımlar elde edilmiştir [828].

Tablo 5.19 Yaygın kullanıma sahip ticari polimer filamentlerin karşılaştırılması [828]

Termo-plastik	Baskı Sıcaklığı (°C)	Avantajlar	Dezavantajlar	Diğer
PLA	175-200	* Çevre dostu * Biyobozunur * Yüksek hızda güçlü yapışma * Keskin köşelerin üretiminde yüksek başarı * Düşük çarpılma eğilimi	* Fan kullanımı gerekliliği * Kırılgan * Isıya karşı duyarlı * Uzun süre açık alanda kullanımı uygun değil	Sodyum hidroksitte çözünür

Tablo 5.19 Yaygın kullanıma sahip ticari polimer filamentlerin karşılaştırılması [828] (devamı)

ABS	220-240	* Güneş ışığı veya sıcak su gibi yüksek sıcaklık ortamlarına karşı direnç * Yüksek hızda güçlü yapışma * Biraz esnekliğe sahip * Pürüzsüz ekstrüzyon *Kumlama uygulanabilirliği kolay	* Ekstrüzyon sırasında zararlı gazlar ve kötü koku oluşumu * Isınma ve soğuma esnasında genleşme ve büzülme eğilimi * Isınmış platform zorunluluğu * Katmanlarda kusurlu birleşme eğilimi * Nem varlığında baloncuk oluşum riski	Asetonda çözünür
Naylon	230-270	* Mükemmel katman birleşimi * Yüksek köprülenme kabiliyeti ve sağlamlık * Yüksek yırtılma mukavemeti * Kokusuz	* Kıvrılma eğilimi yüksek * Isınmış platform zorunluluğu * İdeal baskı sıcaklıklarının üstünde siyanit oluşturma riski	Asetona dirençli, filament eldesinde renk karıştırılabilir
PC	250 ve üstü	* Çizilmeye karşı direnç * Yüksek darbe direnci * Yüksek dayanım	* Higroskopik * UV maruziyetinde hal değişim riski * Zamanla kırılganlaşma * Toksik duman riski	-
PET	212-235	* Rijit ve hafif * Darbe dayanımı yüksek * Gıdayla temas edebilir * %100 geri dönüşüm	* Higroskopik * PLA'dan daha kırılgan	-
PVA	160-205	* Biyobozunur * Geridönüştürülebilir * Çevre dostu * Güçlü bağlanma * İyi bariyer özellikleri	* Çok higroskopik * Kesinlikle nemsiz ortamda çalışma zorunluluğu	Suda çözülebilir

5.3.4 Dolgulu FFF Filamentleri

FFF sistemlerinde kullanılan filamentlere yapılan fonksiyonel katkılar (dolgu) türüne göre karbon esaslı nano-malzemeler, seramik partiküller, metalik

partiküller, camsı partiküller, mineraller, hibrit kompozitler (birden fazla katkı çeşidi içeren kompozit katkılar) ve ahşap esaslı olmak üzere 7 sınıfa ayrılmaktadır [848].

5.3.4.1 Karbon Takviyeli

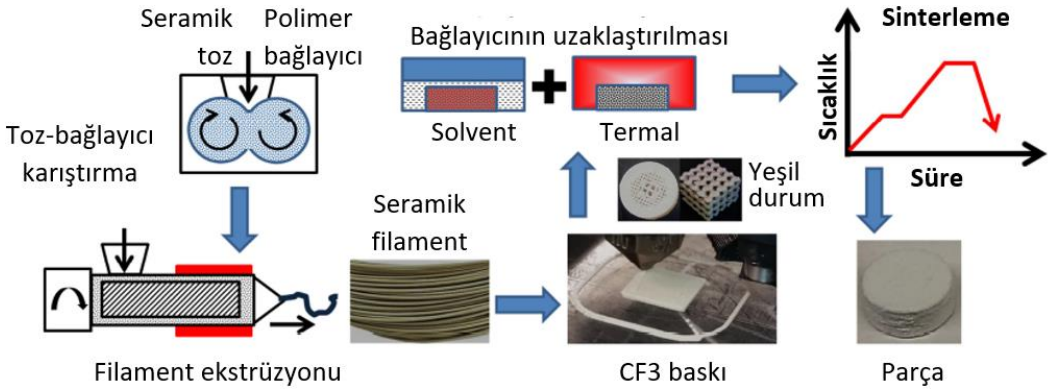
Mikro- ve nano- ölçekli karbon esaslı malzemelerin polimerik malzemelerle bir arada kullanımı, gelişmiş mekanik, elektriksel, termal özelliklerin elde edilebilirliğine olanak sağlamaktadır. Shofner ve arkadaşlarının yapmış olduğu erken dönem çalışma örneğinde, buhar-büyümeli karbon fiberlerin (VGCFs) ABS kopolimere ilavesiyle elde edilen kompozit malzemelerde yüksek çekme dayanımı ve elastik modülünün elde edildiği belirtilmektedir. Ticari pelet VGCF malzeme, ABS peletleriyle karıştırılarak (kütlece %10 karbon fiber) sıkıştırılmış, kalıplanmış ve filament ekstrüzyon için uygun forma getirilmek üzere granülleştirilmiştir. Granüller daha sonra tek vidalı ekstrüdere beslenmiş ve 5 rpm hızda ekstrüze edilmiştir. Elde edilen filament kullanılarak üretilen numunelerde, katkısız ABS filament kullanılarak üretilen numunelere kıyasla çekme dayanımının %39, elastik modülünün ise %60 oranlarında arttığı kaydedilmiştir [849]. Tekinalp ve arkadaşları, ABS kopolimere yapılan kütlece %10-40 aralığında karfon fiber takviyesiyle (d= 5-7 μm, L= 3.2 mm) elde edilen farklı karışımların, tulumba pistonlu ekstrüder ile filament haline getirilmesini takiben, FFF ile çeşitli numuneler üretmiş ve yapılan mekanik testler sonucu en yüksek çekme dayanımının kütlece %40 karbon fiber içeren parçalarda elde edildiği belirtilmiştir [850]. Ning ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; ABS peletleri ve karbon fiber tozları farklı oranlarda (kütlece %3-5-7.5-10-15) iki farklı karbon fiber boyları kullanılarak (100 μm ve 150 μm, D=7.2 μm) karıştırılmış ve filamentin daha yüksek yığın yoğunluğa ulaşması için iki kez ekstrüze edilerek FFF ile numune üretimi gerçekleştirilmiştir. Optimum mekanik özellikler %7.5 karbon fiber içerikli parçalarda elde edilmiş ve çekme dayanımının 35 MPa'dan 42 MPa'ya, elastik modülün 1.9 GPa'dan 2.5 GPa'ya çıktığı gözlemlenmiştir. Karbon fiber içeriğinin kütlece %7.5 oranından daha yüksek olduğu durumlarda porozite artışına bağlı olarak mekanik özellikler üzerinde olumsuz etkilerin geliştiği belirtilmektedir. Ayrıca kullanılan karbon fiberlerin uzunluğunun 150 μm olduğu durumda, 100 μm olduğu duruma göre daha yüksek

çekme dayanımı ve elastik modülü elde edildiği belirtilmiştir [851]. Plymill ve arkadaşları, grafen ve çok duvarlı karbon nanotüplerin (MWCNTs) PLA peletleriyle karıştırılarak (ilave miktarı kütlece %0.1-0.5) çift vidalı ekstrüderden geçirilmesiyle elde edilen filamentlerle üretilen FFF numunelerini çekme testine tabi tutmuş ve %0.2 katkı içeriğine sahip numunelerde katkısız PLA numunelere kıyasla çekme dayanımının %47, elastik modülünün %17 oranında arttığını gözlemlemiştir [852]. PLA/MWCNTs kompozitinin mekanik özellikleri üzerine yapılan kapsamlı bir incelemede Patanwala ve arkadaşları; kısmen büyük boyutlara sahip nanotüpleri (d= 128 nm, L=2.5 mm) çeşitli oranlarda (kütlece % 0.5-2.5-5) PLA peletleriyle karıştırarak çift vidalı ekstrüderle 160^{o}C'de iki kez ekstrüze ederek 1.75 mm standart çapta filamentler elde etmiş ve bu filamentlerle FFF ile üretilen numuneleri mekanik testlere tabi tutmuştur. %5 CNT içeriğine sahip numunelerde elastik modülü %30 artarken, çekme dayanımı ve sertliğin sırasıyla %11 ve %22 oranlarında düştüğü gözlemlenmiştir. Bu duruma; üretilen kompozit parçalarda nanotüpler ile polimer matris arasındaki boşlukların varlığının neden olduğu tahmini yürütülmüştür [853]. Bir diğer çalışmada Yamamoto ve arkadaşları, düşük miktarda grafit oksidin (GO) ABS içerisine takviye edilmesi üzerine yaptıkları incelemede; hidroksil, karboksil ve oksijen fonksiyonel gruplarına sahip ticari GO malzemesiyle, aseton içerisinde çözdükleri ABS filament karışımlarını ABS-aseton-GO-su süspansiyonu oluşacak şekilde karıştırmıştır. Daha sonrasında homojen hale getirilen süspansiyondaki aseton 60^{o}C'de, su ve kalıntı aseton ise ilave olarak yapılan 100^{o}C'de kurutma işlemiyle bünyeden uzaklaştırılmıştır. Elde edilen katı karışım 230^{o}C'de ekstrüze edilerek filament üretimi gerçekleştirilmiştir. FFF ile üretilen numunelere çekme testi uygulandığında kütlece %0.06 GO ihtiva eden numunelerde kopma gerilmesinin %14, tokluğun %20 oranında arttığı kaydedilmiştir [854].

5.3.4.2 Seramik Partiküllü

Seramik malzemelerin kırılganlık ve yüksek sertlik özellikleri nedeniyle konvansiyonel yöntemlerle karmaşık parçaların üretiminin zorluğuna çözüm oluşturabilen eklemeli imalat yöntemlerinde seramik malzemelerin işlenmesi; çamur-esaslı (stereolitografi, mürekkep püskürtme, direkt yazma, DLP), toz yataklı

(SLS, SLM) ve ekstrüzyon esaslı olmak üzere üç ana sınıfa ayrılmaktadır. Bütün bu sistemlerin kendi içerisinde çeşitli işlem esnekliği ve avantaj/dezavantajlarının bulunmasının yanında, literatürde "seramik ergiyik filament imalatı" (Ceramic Fused Filament Fabrication, CF3) ismiyle geçen seramik esaslı filament ekstrüzyon sistemlerinde (Şekil 5.56); gerek hammadde zenginleştirilebilirliği, gerek prosesin düzenek maliyetlerinin az olması gibi avantajlar göz önünde bulundurulduğunda en yaygın kullanıma sahip yöntem olduğu görülmektedir [855]. CF3 proseslerinin, seramik partikül katkılı polimer filamentli FFF sistemleriyle karıştırılmaması gerekmektedir. CF3 proseslerinde bağlayıcı eser miktarda geçici olarak bünyede bulunmaktayken, seramik katkılı polimer filamentli FFF proseslerinde bağlayıcı görevindeki polimer, kompozisyonun büyük çoğunluğunu oluşturmaktadır ve amaç, polimer filamentin çeşitli özelliklerinin (mekanik, elektriksel, vb.) iyileştirilmesidir.



Şekil 5.56 Seramik parçaların CF3 işlem aşamaları [855]

Perez ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; ABS kopolimer ve TiO_2 (kütlece %5) karışımı hazırlanarak elde edilen filamentlerle FFF prosesinde üretilen numunelere uygulanan mekanik testler sonucunda, %5 TiO_2 katkılı ABS filamentleriyle üretilen numunelerin çekme dayanımında %13.2 artış olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, kopma anındaki dayanımın %30 arttığı, buna karşın kopma uzamasının %29 düştüğü tespit edilmiştir. Buna bağlı olarak bünyedeki TiO_2 muhteviyatının filamente kırılganlık kazandırdığı düşünülmektedir [856]. Singh ve arkadaşları; naylon filamentlere tek partikül boyutlu (TPB, D=100 µm), çift partikül boyutlu (ÇPB, D_1= 100, D_2= 120 µm) ve üç farklı partikül boyutlu (ÜPB, D_1= 100, D_2= 120 µm, D_3= 150 µm) Al_2O_3 partiküller ilave ederek 200 ^oC'de tek vidalı ekstrüderle

kompozit filamentler üretmiş ve partikül boyutu-kompozisyondaki içerik değişkenleriyle kopma uzaması, çekme dayanımı (ÇD), akma dayanımı (AD) ve elastik modülü (E) arasındaki ilişkiyi incelemiştir (Tablo 5.20) [857].

Tablo 5.20 Singh'in çalışma sonuçları [857]

Partikül Grubu	Nylon 6 (kütlece %)	Al_2O_3-100 µm (kütlece %)	Al_2O_3-120 µm (kütlece %)	Al_2O_3-150 µm (kütlece %)	Sonuç
					Uzama
TPB	50	0	50	0	16.63
ÇPB	50	0	25	25	15.6
ÜPB	50	16.66	16.67	16.67	8.83
					ÇD (MPa)
TPB	60	0	40	0	39
ÇPB	50	0	25	25	44.5
ÜPB	50	16.66	16.67	16.67	30.6
					AD (MPa)
TPB	60	0	40	0	9.4
ÇPB	60	0	20	20	31.2
ÜPB	50	16.66	16.67	16.67	17.8
					E (Mpa)
TPB	50	0	50	0	684.7
ÇPB	50	25	25	0	871.8
ÜPB	50	16.66	16.67	16.67	546.3

ABS-ZnO kompozit filamentlerin mekanik ve elektriksel özellikleri üzerine Aw ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, ABS ve karbon siyahından oluşan iletken polimerik matris kullanılmıştır. ABS'nin asetonda çözülmesi (kütlece 1:1 oranında) ve kütlece %14 ZnO tozunun ABS/aseton çözeltisine eklenmesiyle elde edilen

karışım kurutulmuştur. Daha sonra geride kalan katı karışım 230 ^{o}C'de ekstrüze edilerek FFF için gereken filament elde edilmiştir ve mekanik testlere sokulan FFF üretimi parçaların elastik modülü ve rijitliğinde artış gözlendiği belirtilmiştir [858]. Çanti ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada refrakter ZrB_2 tozları, ABS ile kütlece %1.5 oranında karıştırılarak elde edilen filamentlerden FFF ile üretilen numuneler mekanik testlere tabi tutulmuş; elastik modülü, çekme dayanımı ve kopma uzamasının sırasıyla %4.4, %4.6 ve %17.8 oranında arttığı gözlemlenmiştir. Ayrıca, filamentin üretim aşamasında uygulanan granülasyon-filament-granülasyon işleminin tekrarı ne kadar fazla yapılırsa, filamentin homojenliğinin o derece artış göstereceğine değinilmiştir [859].

5.3.4.3 Metal Partiküllü

Polimerik matris içerisine metalik partiküllerin eklenmesiyle elde edilen FFF filamentlerine dair literatürde geniş malzeme aralıklarında çalışmalar mevcuttur. Nikzad ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, hacmen %40'a kadar metal içeriğine sahip demir/ABS ve bakır/ABS kompozit filamentler kullanarak ürettikleri numunelerde, metalik katkı miktarının artmasının rijitliği ve termal iletkenliği artırdığı, ısı kapasitesini azalttığı gözlemlenmiştir [860]. Benzer şekilde Hwang ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, bakır ve demir mikro-partiküller ABS ile karıştırılmış ve özellikle ekstrüzyon sırasında kompozitin viskozitesi-nihai mekanik özellik ilişkisi üzerinde odaklanılmıştır. Ekstrüzyon sıcaklığının 190 ^{o}C'den 220 ^{o}C'ye çıkartılmasıyla düşen viskoziteye bağlı olarak, nihai parçanın çekme dayanımında düşme gözlendiği, metalik mikro-partiküllerin çekme dayanımı üzerinde çok büyük tesire sahip olmadığı ancak sünekliğin azalmasına yol açtığı belirtilmiştir. %50 bakır oranıyla termal genleşme katsayısının %29.5 düştüğü, termal iletkenliğin %41 arttığı da çalışmanın bulguları arasındadır [861]. X-ışını radyasyon koruma uygulamaları için yapılan bir çalışmada Shemelya ve arkadaşları, çift vidalı ekstrüder kullanarak tungsten takviyeli polikarbonat polimer matrisli kompozit filamentler elde etmiş ve farklı tungsten oranlarıyla (kütlece %1-3-5) birlikte radyasyonda koruma miktarının ciddi ölçüde artış gösterdiğini raporlamıştır. Çok düşük miktarda tungsten eklentisinin (hacmen %0.3) bile radyasyondan korunma oranını %10'a kadar artırdığı belirtilmektedir [862].

Fafenrot ve arkadaşları, manyetik demir ve bronz dolgularının PLA filament içerisine sırasıyla hacmen %12 ve %36 oranlarında karıştırılmasıyla elde edilen filamentlerden FFF ile üretilen çekme numunelerinde, yapılan manyetik demir ve bronz katkıların çekme dayanımı ve eğme modülü üzerinde negatif etkiye sahip olduğunu, özellikle bronz katkılı PLA numunelerin çekme dayanımının %65 oranlarına kadar düşüş gösterdiği belirtilmektedir [863]. Jiang ve arkadaşları, PLA matris içerisine sırasıyla hacmen %5, %10 ve %15 316L katkıları yaparak elde ettikleri filamentleri kullanarak üretmiş oldukları numunelere çeşitli mekanik testler uygulamış ve saf PLA, PLA+ %5 316L, PLA + %10 316L ve PLA+ %15 316L numuneler için sırasıyla 15.73 MPa, 21.35 MPa, 39.08 MPa ve 30.91 MPa basma dayanımları elde etmişlerdir. Ayrıca en yüksek yüzey pürüzsüzlüğünün %15 katkılı PLA modellerde olduğu ve %10'dan daha fazla katkı içeriğine sahip numunelerdeki basma dayanımındaki düşüşün katmanlar arasında oluşan boşluklar ve 316L tozların aglomerasyona uğramasının sonucu gerçekleştiği belirtilmiştir [864].

5.3.4.4 Cam Katkılı

Literatürde camsı malzemelerin polimerik matrisler içerisine dağıtılmasıyla hazırlanan filamentlere dair birçok çalışma bulunmaktadır. Zhong ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, ABS kopolimer içerine içerisine kütlece %30 kısa cam fiberler eklenerek elde edilen filamentlerde FFF makine sokulamayacak kadar yüksek kırılganlıklara ulaşıldığı farkedilmiştir. Daha sonrasında lineer düşük yoğunluklu polietilen ile katkı yapılan cam fiberler kütlece %10.2, %13.2 ve %18 oranlarında olacak şekilde yer değiştirilmiş ve FFF ile elde edilen numunelerde çekme dayanımlarının sırasıyla %19, %59 ve %139 oranında artış gösterdiği belirtilmiştir. Cam filament katkılarının filamentin mekanik dayanımları üzerinde olumlu etkiye sahip olmasına karşın, FFF prosesinde işlenebilirliğinin çok zayıf olması sonucuna ulaşılmıştır [865]. Spoerk ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada polipropilen (PP) matris içerisine hacmen %30 oranında farklı tane boyutlarında borosilikat cam küreler (D<12 μm, 25 μm < D <35 μm, 50 μm< D < 63 μm) karıştırılarak elde edilen filamentlerle üretilen numuneler incelendiğinde en ince tanelerin kullanıldığı durumda (D< 12 μm) elde edilen akma dayanımının en yüksek olduğu (22.2 MPa) gözlemlenmiştir [866]. Zhong'un çalışmasına benzer

şekilde Sodeifian ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, PP matris içerisine cam fiberlerin katkı edilmesiyle elde edilen filamentlerin FFF prosesinde işlenebilirliği büyük oranda düşürdüğü, yüksek kırılganlık ve düşük esneklik elde edildiği belirtilmektedir. Bunun nedeni olarak cam fiberlerin polimerik zincirlerin hareketini kısıtladığı düşünülmektedir. Araştırmacılar bu problemi çözmek için kompozit yapı içerisine %10-20 aralığında maleik anhidrit poliolefin elastomer eklemiş ve kopma uzaması, esneklik gibi davranışların büyük oranda arttığını gözlemlemiştir. Ayrıca taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapılan morfoloji incelemesinde görüldüğü üzere maleik anhidrit poliolefinin fonksiyonel grupları ile cam fiberlerin hidroksil gruplarının etkileşiminin, PP tarafından cam fiberlerin çekilmesine neden olması göz önünde bulundurularak, kompozit içerisindeki PP miktarının hassas olarak belirlenmesi gerektiği vurgulanmıştır [867].

5.3.4.5 Mineral Katkılı

Daha yüksek baskı kalitesi ve gelişmiş malzeme özellikleri hedeflenerek, çeşitli minerallerin polimer matris içerisinde dağıtılmasına yönelik çalışmalar yürütülmektedir. Yuzay ve arkadaşları, sentetik ve doğal zeolitlerin (hidrasyona uğramış alüminyum silikat grubu) PLA ile karıştırılmasıyla elde ettikleri filamentlerle (çift vidalı ekstrüder, 190^{o}C) yaptıkları FFF çalışmasında; doğal zeolit katkıların, sentetik olanlara göre daha yüksek süneklik kazandırdığı farkedilmiş ancak bu duruma bir açıklama getirilememiştir. Termal özellikler olarak her iki katkının da camsı geçiş sıcaklıklarını ve ergime sıcaklıklarını önemsiz oranda etkilediği, ancak sentetik zeolit katkının kompozit yapının termal bozulma sıcaklığını düşürdüğü belirtilmektedir [868]. Weng ve arkadaşları, ABS içerisine montmorillonit (MMT) mineralinden kütlece %1, %3 ve %5 katkı yapıldığında ABS kompozit filamentle üretilen FFF numunelerinde çekme dayanımlarının sırasıyla %14.1, %31.7 ve %43.1 artış gösterdiğini belirtmektedir. Aynı zamanda kopma uzamasının, katkı oranlarının artmasıyla düşüş gösterdiği ve %5 katkılı durumda eğme dayanımının %33 dolaylarında artış gösterdiği kaydedilmiştir. Ayrıca lineer büzülme oranının ve termal kararlılığın montmorillonit varlığında iyileştiği ifade edilmiştir [869]. Bir başka çalışmada Coppola ve arkadaşları, yarı-kristalin PLA içerisine %4 kadar modifiye montmorillonit (nano-kil dolgu) ilavesi yapıldığında,

FFF ile üretilen numunelerin elastik modülünün 2.254 GPa'dan 2.584 GPa'ya yükseldiğini (%15 artış) belirtmektedir. PLA içerisine kil dolgu ilavesinin FFF ile basılan parçaların genel kalitesini, şekil kararlılığını, keskin köşelerdeki netliği artırdığı da çalışmanın bulguları arasındadır [870]. Spoerks ve arkadaşları, PP matris içerisine farklı boyutlarda (F20 için D= 20 μm, F50 için D= 50 μm) perlit mineralini (%72.6 SiO_2 + %11.3 Al_2O_3 + %2.3 Na_2O + %0.19 MgO + %0.36 P_2O_5 + %8.1 K_2O + %1.91 CaO + %1.78 Fe_2O_3 + %Diğer) ve farklı hacim oranlarında dolgu yaparak elde ettikleri kompozit filamentlerle üretilen FFF numunelerinde; %30 dolgu oranında büzülme davranışının muazzam ölçüde azaldığını belirtmektedir. Ayrıca, mekanik özellikler incelendiğinde F20 katkıların hacmen %30 oranında PP içerisine karıştırıldığı durumda elde edilen elastik modülü, katkısız PP filamentle üretilen numunelere kıyasla 3 kata kadar artış gösterdiği (katkısız için E= 639.5 MPa, %30 F20 katkılı için E= 1828 MPa) gözlemlenmiştir. Aynı katkı oranında (%30) mineral katkının partikül çapı 80 μm olarak seçildiğinde elde edilen elastik modülünün 1400 MPa dolaylarında olduğu belirtilmektedir [871]. Yu ve arkadaşları; PLA termoplastik matris içerisine çeşitli oranlarda ince talk tozu ($(Mg_3Si_4O_{10}(OH)_2$) ekleyerek yüksek kristalinite elde etmeyi amaçladıkları çalışmada talk ilavesinin eğme dayanımını düşürdüğünü, ancak saf PLA'ya kıyasla FFF ile üretilen katkılı numunelerde eğme modülünün PLA-%3 Talk için %14.8, PLA-%6 Talk için %15.1 artış gösterdiği belirtilmektedir [872].

5.3.4.6 Hibrit Katkılı

Belirli durumlarda, üstün özelliklere sahip kompozit filamentlerin üretimi hedeflendiğine çeşitli araştırmacılar tarafından birden fazla dolgu malzemesinin termoplastik matris içerisine bir arada takviye edilmesi üzerine çeşitli çalışmalar yürütülmüştür. Boparai ve arkadaşları Al ve Al_2O_3 tozlarının PA6 matris içerisinde dağıtılmasıyla yüksek aşınma dayanımına sahip filamentlerin eldesini hedeflediği çalışmada, toz karışımlarının boyut dağılımları 41- 44 μm ve 125-149 μm olarak seçilmiştir. Alüminyumun tercih edilmesinin nedeni olarak kayganlık özelliği, hafifliği ve yüksek termal iletimi, alüminanın tercih edilmesinin nedeni olarak ise yüksek aşındırıcı özelliği gösterilmiştir. Her iki toz boyut aralıklarında da katkıların oranı kompozit içerisinde %40 oranında tutularak, üç farklı Al/Al_2O_3 oranı

kullanılmıştır. Bütün FFF numuneleri teste sokulduğunda hepsi için saf PA6'ya kıyasla daha iyi aşınma direncinin elde edildiği belirtilmektedir. En düşük Al/Al_2O_3 oranının en az sürtünme ve aşınmayla malzeme kaybına yol açtığı gözlemlenmiştir [873]. Bir başka çalışmada Singh ve arkadaşları; PA 6 içerisine SiC ve Al_2O_3 katkıları yaparak aşınma dayanımı yüksek filamentler elde etmiş ve çeşitli dolgu oranları (%30 ve %40) ile çeşitli SiC/ Al_2O_3 oranlarıyla üretilen tüm kompozit filamentlerle yapılan FFF numunelerinde; katkısız PA6 ve ABS ile kıyaslandığında çok daha yüksek aşınma dayanımlarının elde edildiği belirtilmiştir [874].

5.3.4.7 Filament Katkılarının Çeşitli Özellikler Üzerine Etkisi

Bu bölümde, literatürde bulunan termoplastik matrisli kompozit filament üretimi ve FFF prosesinde işlenmesi üzerine yapılan akademik çalışmaların derlenmesi ve belirli başlıklar altında bir araya getirilmesi amacıyla özet tabloların oluşturulması hedeflenmiştir (Tablo 5.21).

Tablo 5.21 Literatürdeki dolgulu FFF çalışmalarına ait örnekler [849, 851, 875-890]

Sınıf	Kompozisyon	Uygulama	Bulgular	Ref.
Metal dolgu	PA+Fe	Enjeksiyon kalıplama insertleri	- Fe partikül boyutlarının artması, elastik modülü artırmıştır.	[875]
	ABS + SS420	Yapısal cihazlar	- SS420 katkısı çekme dayanımını artırmıştır.	[876]
	PA6 + Fe	Tribolojik cihazlar	- Yüksek aşınma dayanımı, düşük sürtünme katsayısı ve sürtünme kuvveti kazanılmıştır.	[877]
	ABS + Al	Dayanıklı ürünler	- Mikropartikül katkılarıyla gerinim seviyesi %82.5 artmıştır.	[878]
	PE + Fe	Atık yönetimi	- Atık PE ile geri dönüştürülmüş ve geliştirilmiş filament imalatı yapılmıştır.	[879]

Tablo 5.21 Literatürdeki dolgulu FFF çalışmalarına ait örnekler [849, 851, 875-890] (devamı)

Seramik dolgu	PP + TCP	Kemik grefti	- Elde edilen kompozit filament, hücre gelişimine uygun ve non-toksik özellikledir	[880]
	PE + HA	Biyomedikal	- TGA ve DSC'de bozunma sıcaklığı kütlece %50 HA katkısıyla iyileştirilmiştir.	[881]
	PCL + HA + MMT	Biyomedikal	- Belirli oranlarda HA ve MMT katkıları, elastik modül ve darbe dayanımını artırmıştır.	[882]
	PLA + TCP	Maksillofasiyal cerrahi	- PLA/TCP kompozit parçalar, iskele olarak kullanımda gereken mekanik özelliklere sahiptir.	[883]
	PLA + HA + ZrO_2	Biyomedikal	- Dolgu, ergime sıcaklığını hafif düşürmüş ancak termal kararlılığı büyük oranda artırmıştır.	[884]
Karbon esaslı dolgu	PLA + Grafen	Biyomedikal	- Grafen katkısı darbe dayanımını azaltmıştır.	[885]
	ABS + CF	Mekanik aksamlar	- CF takviyesiyle çekme dayanımı ve elastik modülü artırılmıştır.	[851]
	ABS + VGCFs	Mekanik aksamlar	- Rijitlik %68 artmıştır.	[849]
	PLA + CNTs	Elektrik-elektronik	- Elektriksel direncin CNT yüzdesinin bir fonksiyonu oldu gözlemlenmiştir.	[886]
Doğal katkılar	PLA + ahşap	4D baskı	- Poröz FFF parça, biyo-kompozite dönüşmüştür.	[887]
	ABS + pirinç çubuk	-	- Katkı miktarıyla eğme dayanımı ters orantılıdır.	[888]
	PP + Harakeke keteni	-	- %30 Harakeke keteni içeren numunelerde büzülme davranışı en düşük seviyededir.	[889]
	PLA + Jute lifi (mühliye)	Yapısal uygulamalar	- Sürekli fiber takviyesi, kompozitin çekme dayanımını artırmıştır.	[890]

Katkılı termoplastik kompozit filamentlerin üretimi ve bu filamentlerle FFF baskı çalışmalarına kapsamlı bir literatür araştırması, Penumakala ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Penumakala'nın literatür araştırmasında ABS + VGCFs, ABS + SWNT, ABS + TiO_2, ABS + $BaTiO_3$, ABS + CF, ABS + BN, ABS + OMMT, ABS + Cu, ABS

+ grafen, PLA + grafen, PLA + CNT, PLA + CNT + grafen, PLA + lignin, PLA + Mg + Vitamin -E, PA + Fe, PA + Al_2O_3, PA + Zr + (β-TCP), PA + grafen, PA + cam fiber, PA + kevlar, PP + cam fiber, PP + perlit (mineral), PP + cam, PP + kenevir, PP + Harakeke, PP + alçı taşı, PP + karbon siyahı, PE + Al_2O_3, PE + cam tozu, PETG + CNT, PEEK + CF, PEEK + CNT, PEEK + MWCNT + GnP, TPU + MWCNT gibi kompozit filamentlerle yapılan çalışmalar bir arada, özet sonuçlar halinde verilmiştir [892].

5.3.5 Tulumba Pistonlu ME

Fonksiyonel dolgu malzemeleri katkı yapılmış termoplastik matrisli kompozit filament kullanımlı sistemlerle karıştırılmaması gereken, içerik olarak çok yüksek oranlarda metal ve seramik bileşikler içeren ve çeşitli bağlayıcıların uzaklaştırılmasıyla tam seramik veya tam metalik malzemelerin üretilebildiği sistemlerde tulumba pistonlu ekstrüderlerden faydalanılmaktadır. Tulumba pistonlu ekstrüzyon sistemlerinde pistonun tahrik mekanizmasına göre motorlardan, hava basıncından ve hidrolik kuvvetlerden yararlanılabilmektedir [896].

5.3.5.1 Katı Çubuk Kullanımlı

Amerika merkezli iki firma olan Desktop Metal Inc. ve Markforged Inc. firmaları tarafından geliştirilen tulumba pistonlu metal/seramik malzeme ekstrüzyonu sistemlerinde; seramik ve metal tozlarıyla termoplastik bağlayıcıların karıştırılması sonucu elde edilen özel hammadde profilleri (çubuk) kullanılarak üç boyutlu parça imalatları gerçekleştirilebilmektedir. İki firmanın geliştirmiş olduğu sistemler de benzer mantıkla çalışmaktayken (Şekil 5.57) Desktop Metal proses için “Bound Metal Deposition (BMD)”, Markforged ise “Atomic Diffusion Additive Manufacturing (ADAM)” isimleriyle patent almıştır [893, 894]. Proseslerde özel profiller (hammadde çubukları), kartuş kabına doldurulmakta ve sonrasında yazıcı başlığına gönderilerek çok yüksek oranda katkı içeren termoplastik-katkı karışımı kompozit hammaddelerin ekstrüzyon için gereken yumuşamayı gösterebileceği sıcaklıklara çıkartılmaktadır. Yumuşamış malzeme, rezervuar içerisinde kümelenerek, bir mekanik sürüş sistemiyle (tulumba pistonu) yumuşamış karışımın basınç altında itilmesiyle imalat platformu üzerinde biriktirme işlemi gerçekleştirilmektedir

[895]. BMD prosesinde bir önceki birikim üzerine ekstrüze edilen malzemenin bağlanması için gereken enerji ultrasonik vibrasyonla sağlanırken ADAM prosesinde sade bir ısıtmalı ekstrüder kullanılmaktadır. Metal enjeksiyon kalıplama prosesinde olduğu gibi, şekillendirilen parça (yaş durum) bağlayıcının uzaklaştırılması için yıkanmakta ve sonrasında fırın içerisinde sinterleme gerçekleştirilerek pekleştirme işlemi uygulanmaktadır [895].



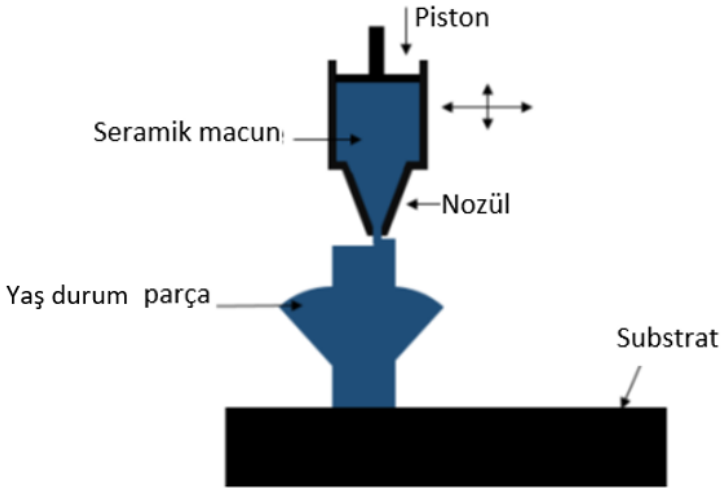
Şekil 5.57 Bound Metal Deposition™ ve Atomic Diffusion Additive Manufacturing™ proseslerinin işlem akışı [895]

ADAM prosesinde özel olarak tasarlanmış bir yıkama ünitesinde (Opteon Sion sıvısıyla) bağlayıcının tamamı termal olarak uzaklaştırılırken, BMD prosesinde yıkama ve bağlayıcının termal olarak uzaklaştırılması farklı aşamalarda sıralı olarak gerçekleştirilmektedir. Parça içerisindeki bağlayıcı miktarı ve sinterleme aşaması göz önünde bulundurularak, CAD modelin, nihai parçaya oranla daha büyük olacak şekilde ölçeklendirilmiş olması gerekmektedir. ADAM MetalX sisteminde, parçanın imalat sırasında boyutsal olarak kontrol edilebilmesi için lazer sensörlerinden faydalanılmaktadır. ADAM ve BMD sistemlerinin her ikisinde de imalat sırasında parça ile destek yapıları arasında, ayrışmanın kolay olması için seramik bir katmanın üretilmesini sağlayan ikincil ekstrüder bulunmaktadır. Ticari hammadde çubukları olarak Markforged ADAM cihazları H13 takım çeliği, 17-4 paslanmaz çelik, IN625, Ti64, Al-6061 ve Al-7075 alaşımlarını desteklemekteyken, Desktop Metal BMD cihazları 17-4, 316L, IN625, H13, 4140 ve bakır alaşımlarını desteklemektedir.

Elde edilen metalik parçalar, her iki proseste de metal enjeksiyon kalıplama parçalarına göre daha yüksek, dövme uygulamalarına göre daha düşük mekanik özelliklere sahiptir [893- 895].

5.3.5.2 Çamur Karışım Kullanımlı

Robocasting (diğer bir ismiyle "Direkt Mürekkep Yazımı, (DIW)", "Robot Yardımcılı Biriktirme"), 1990'lı yılların ortalarında Sandia Ulusal Laboratuvarı'nda geliştirilen bir eklemeli imalat prosesidir [897]. Proseste, seramik partiküller içeren psödoplastik macunlar, bir nozül açıklığından geçirilerek, bilgisayar kontrolünde bir düzlem üzerinde biriktirilmektedir (Şekil 5.58). Nozüller, seramik macunlar için 30 µm [898], polimer macunlar için 1 µm kadar küçük açıklıklarda kullanılabilir [899]. Daha yüksek nozül açıklıklarında, prosesin imalat hızı artış gösterebilmektedir. DIW proseslerine çok fazla benzeyen ve sıkça karıştırılan bir takım proseslere örnek olarak "donmuş form ekstrüzyon üretimi" (FEF), "ekstrüzyon serbest-form üretimi" (EFF), "seramik, talep-doğrultusunda ekstrüzyon" (CODE) prosesleri verilebilir. FEF prosesinde substrat, macunun donma noktasının altına soğutulmuş durumdadır ve macun içerisindeki su, birikim esnasında donarak yaş hal dayanımını artırmaktadır [900]. EFF prosesinde macun içerisindeki Monomer, ısıtılmış substrat ile temas anında polimerize olarak yaş hal dayanımı artmaktadır [901]. CODE prosesinde ise biriktirilen her katman, bir diğer katmanın eklenmesinden önce kurutularak yaş hal dayanımı artırılmaktadır [902].



Şekil 5.58 Robocast (DIW) tekniğinin şematik gösterimi [903]

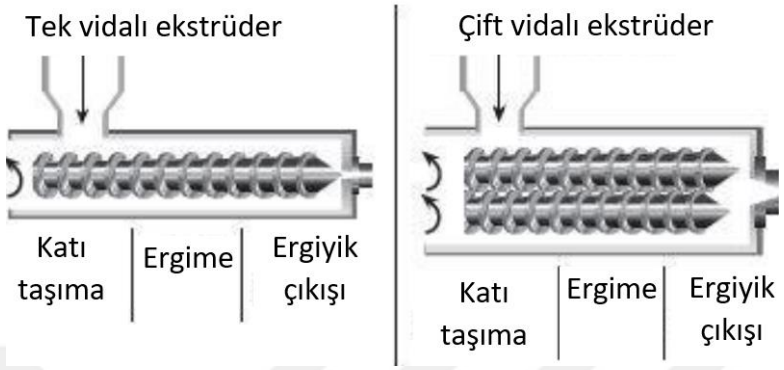
Robocast proseslerinde kullanılan macunlara ait bir takım özellikler, üretilecek parça kalitesi üzerinde çok büyük etkiye sahiptir. Smay ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, DIW tekniğiyle gerçekleştirilecek üç boyutlu parça imalatında kullanılacak macun karışımlarında bulunması gereken bir takım kalitatif özellikler belirlenmiştir. Öncelikle macunların mümkün mertebe homojen yapıda olması ve karışım içerisinde hava kabarcıkları veya aglomerasyona bölgelerinin bulunmaması gerekmektedir. Ekstrüzyonun gerçekleşebilmesi için macunun, nozül açıklığından geçebilecek viskoziteye ve aynı zamanda basınç iletiminin sağlıklı gerçekleşebilmesi için yeterli rijitliğe sahip olması gerekmektedir. Yaş hal kararlılığı ve sinterleme aşamasında meydana gelecek büzülme davranışı göz önünde bulundurularak, macun içerisindeki seramik partiküllerin hacmen olabildikçe yüksek oranda karıştırılmış olması gerekmektedir. Daha küçük nozül açıklıklarından, daha düşük basınçlarla ekstrüzyonun gerçekleştirilebilmesi için, macunların mümkünse kayma incelmesi davranışına sahip olması gerekmektedir [904].

5.3.6 Vidalı ME

Ekstrüzyon esaslı eklemeli imalat yöntemlerinde kullanılan hammaddelerin çubuk veya filament formuna getirilmesi, ilave üretim aşamalarını gerektirmektedir. Ayrıca kullanılacak filament veya çubuk hammaddelerin, ekstrüzyon işleminde kararlılığın sağlanması adına minimum ovallikte ve sabit çaplarda olması gerekmektedir. Ayrıca bazı malzemeler, filament formuna getirilememektedir. Bu yüzden, araştırma grupları ve firmalar tarafından pelet formda hammaddelerin kullanılabildiği vidalı ekstrüzyon esaslı eklemeli imalat yöntemleri üzerine çalışmalar yürütülmektedir [905-907].

Bir vidalı ekstrüderde ekstrüzyonun gerçekleştiği kanal içerisinde katı taşıma, ergitme ve ölçümleme olmak üzere üç bölüm bulunmaktadır (Şekil 5.59). Katı taşıma bölgesinde peletler ergitme bölgesine aktarılmakta, ergitme bölgesinde ısı ve sürtünme ile peletlerin yumuşatılması sağlanmakta ve ölçümleme bölgesindeyse ergiyik malzeme yüksek basınca uğratılarak nozülden çıkış elde edilmektedir. Vidaların rotasyonel hareketi, malzemeler üzerinde pompa etkisi yaratarak besleme kısmından nozüle iletimi sağlamaktadır [905]. Malzemenin hassas olarak biriktirilmesi için ekstrüderdeki akışın kontrolü oldukça zor olmakla birlikte

bindirmeli (pistonlu) ekstrüzyon yöntemlerine göre daha karmaşık takım ve ekipman ihtiyacı duymaktadır. Ayrıca, ekstrüze edilecek malzemenin üniform akış gösterebilmesi için peletlerin boyutların kontrol edilmesi gerekmektedir [908].



Şekil 5.59 Tek ve çift vidalı ekstrüderin kesit gösterimi [914]

Cruz ve arkadaşları, kendi vidalı-ekstrüzyon sistemlerini geliştirerek yapmış olduğu çalışmada; 90 mm uzunluğunda, 15 mm çapında dikey vidalı ekstrüder ve namlu etrafında 250 ^{o}C sabit sıcaklığın eldesi hedefiyle yerleştirilen iki adet ısıtıcı ceketten faydalanılmıştır. İmalat platformu step motor kontrollü olup X, Y, Z eksenlerinde hareket edebilir özelliktedir. Baskı prosesi bir mantıksal kontrolörle (PLC) kontrol edilmekte ve proses kondisyonları (silindir sıcaklığı, vida rotasyonel hızı, malzeme biriktirme oranı) bilgisayar yardımıyla belirlenmektedir [909].

Bellini ve arkadaşları tarafından geliştirilen mini ekstrüder biriktirme (MED) sisteminde, üç eksende hassas lineer hareket sağlayan motorların desteklendiği bir tabla ve onun tam üzerine sabit olacak şekilde konumlandırılmış bir mini ekstrüder başlığı bulunmaktadır. Dijital servo sürücülere tanımlanan temel setler olarak tork, hız ve rotasyonel hız girdileri belirlenmiştir. Servo sürücünün pozisyonu, hızı ve ivmesi eş zamanlı olarak kontrol edilebilmektedir. Bir başka kontrolörle ise ekstrüder motoru ve ısıtıcıların düzenlemesi kontrol edilmektedir. Malzemenin sıcaklığı sıvılaşma bölgesinin girişinde ve nozüle yakın tarafta olmak üzere iki farklı noktada kontrol edilmektedir. Proseste geniş aralıkta malzeme çeşitleri denenmiş ancak standart parametre setleri henüz oluşturulamamıştır [910].

Günümüzde vidalı ekstrüder kullanımlı ME sistemleri içerisinde iki firmanın geliştirmiş olduğu makineler öne çıkmaktadır. Bunlardan bir tanesi AIM3D GmbH firmasıdır. Geliştirmiş oldukları sistemde iki ekstrüder bulunmakla birlikte ticari termoplastik ve MIM hammaddeleri kullanılabilmektedir [911]. Vidalı ekstrüder kullanımlı bir diğer eklemeli imalat makine üreticisi ise Pollen Am Inc. firmasıdır. Sistemde katkısız termoplastik peletler ve doğal fiber, karbon fiber, mineral ve metal partikül katkılı termoplastik matrisli kompozit peletler kullanılabilmektedir [912].

Cincinnati Inc. ve Oak Ridge Ulusal Laboratuvarı tarafından geliştirilen bir diğer vidalı ekstrüder kullanımlı eklemeli imalat sistemlerinde nispeten büyük parçaların imalatı gerçekleştirilebilmektedir. Prosese "büyük alan eklemeli imalat" (BAAM) ismi verilmiştir. Tek vidalı ekstrüder içeren sistemde 36 kg/sa gibi hızlarda besleme oranı gerçekleştirilebilmektedir. Düzenek iki farklı hacim boyutlarda (7.8 m x 3.7 m x 3.3 m ve 10.8 m x 3.9 m x 4.4 m) imalat hacmine sahip olmakla birlikte otomobil gövdeleri ve bina kısımları gibi büyük hacimli uygulamalarda test edilmiştir. Testi gerçekleştirilen pelet hammaddeler içerisinde ABS, polifenilen sülfit (PPS), PEEK, PEI ve karbon fiber, cam fiber, NdFeB partikülleri içeren kompozit malzemeler bulunmaktadır [913].

5.3.7 Ticari ME Sistemleri

Bu bölümde 2020 yılı itibariyle piyasada lider konumda bulunan firmalara ait ekstrüzyon esaslı eklemeli imalat sistemleri ve teknik spesifikasyonlarının örnek olarak verilmesi hedeflenmiştir (Tablo 5.22).

Tablo 5.22 Ticari ME eklemeli imalat sistemlerine dair örnekler [915- 930]

Cihaz	Firma	Tekn.	Gövde	Sürüş	Hammadde	İmalat Hacmi (mm)	Katman Kalınlığı (µm)	Ref.
Ender-5	Creality	FFF	Kartezyen	Direkt	Ø1.75mm filament	220 x 220 x 300	100-400	[915]
MP Voxel	Monoprice	FFF	Kartezyen	Direkt	Ø1.75mm filament	150 x 150 x 150	50-400	[916]
TL-D3 Pro	Tenlog	FFF	Kartezyen	Bowden x 2	Ø1.75mm filament	300 x 300 x 350	100-400	[917]
Kossel Plus	Anycubic	FFF	Delta	Direkt	Ø1.75mm filament	Ø230 x 300	100-400	[918]
Delta Black	Natural Robotics	FFF	Delta	Bowden	Ø1.75mm filament	Ø250 x 300	50-400	[919]
S5	Ultimaker	FFF	Kartezyen	Bowden x 2	Ø2.85mm filament	330 x 240 x 300	20-600	[920]
TAZ Pro	Lulzbot	FFF	Kartezyen	Direkt x 2	Ø2.85mm filament	280 x 280 x 285	50-400	[921]
Polar 3D	Polar 3D	FFF	Kutupsal	Direkt	Ø1.75mm filament	Ø203 x 152	50-400	[922]

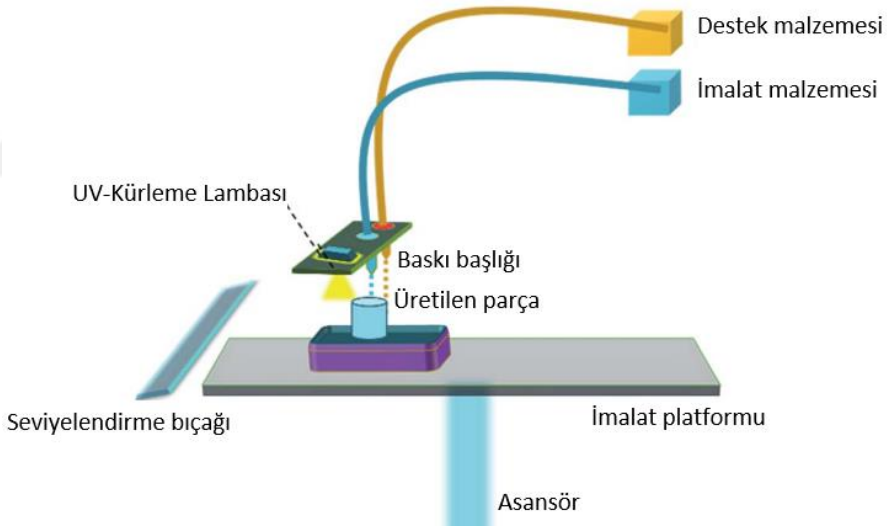
Tablo 5.22 Ticari ME eklemeli imalat sistemlerine dair örnekler [915- 930] (devamı)

Metal X	Markforged	ADAM™	Kartezyen	Tulumba piston	Özel profil metal/seramik çubuk	300 x 220 x 180	50-200	[923]
Studio	Desktop Metal	BMD™	Kartezyen	Tulumba piston	Özel profil metal/seramik çubuk	300 x 200 x 200	50-220	[924]
ExAM 255	AIM3D	Vidalı ME	Kartezyen	Vida x 2	Pelet form	255 x 255 x 255	75-250	[925]
PAM MC	Pollen AM	PAM / Vidalı ME	Kutupsal	Vida x 2	Pelet form	Ø300 x 300	40-200	[926]
T3000	Tractacus	Büyük FFF	Dikey kızaklı	Direkt	Ø1.75mm filament	Ø1000 x 1450	50-1200	[927]
X5SA	Tronxy	FFF	Kartezyen	Direkt x 2	Ø1.75mm filament	330 x 330 x 400	100-300	[928]
Pro2	Raise3D	FFF	Kartezyen	Direkt x 2	Ø1.75mm filament	280 x 305 x 605	10- 400	[929]
İ3 MK3S	Prusa	FFF	Kartezyen	Direkt x 2	Ø1.75mm filament	250 x 210 x 210	50- 350	[930]

5.4 Malzeme Püskürtme (Material Jetting, MJ)

Malzeme püskürtme (mürekkep püskürtme) esaslı eklemeli imalat yöntemleri, piezoelektriksel veya termal yazıcı başlıklarıyla damlacık oluşturma ve üst üste biriktirme esasına dayanan gelişmiş bir eklemeli imalat grubudur. Kullanılan malzemeler genellikle UV dalgaboylarında kürlenebilmekte olup, seramik ve metal

katkıların bulunduğu çeşitli fotopolimerlerle de parça imalatı gerçekleştirilebilmektedir. Stratasys firmasının geliştirmiş olduğu PolyJet ve 3D Systems firmasının geliştirmiş olduğu, benzer çalışma prensiplerine sahip öncü teknolojilerde eş zamanlı olarak birden fazla malzemenin kullanılmasıyla "çok malzemeli" parçaların üretimi gerçekleştirilebilmektedir. MJ prosesleri, geliştirildiği tarihten itibaren yalnızca prototip uygulamaları için değil, fonksiyonel parçaların üretiminde kullanım sağlanması adına çeşitli aşamalardan geçmiştir. Sonuç olarak elde edilen gelişmiş sistemlerde topoloji optimizasyonlu petek yapıları [931], giyilebilir ürünler [932], özgün anatomik modeller [933], doku mühendisliği için iskeleler gibi geniş aralıkta fonksiyonel parça imalatı gerçekleştirilebilmektedir [934]. MJ teknolojilerinin fonksiyonel parçaların üretimindeki hızlı adaptasyonu sayesinde araştırmacılar tarafından malzeme karakterizasyonu, boyutsal ve geometrik karakterizasyon, 4B baskı, çoklu malzeme takviyeli yapıların üretilebilirliği gibi yeni çalışma alanlarında ilgi artışı ortaya çıkmaktadır [935-937].



Şekil 5.60 MJ Prosesinin Şematik Gösterimi [952]

MJ teknolojileri; hazne fotopolimerizasyonu gibi benzer baskı çözünürlüklerinin elde edildiği diğer eklemeli imalat yöntemlerine kıyasla daha büyük yüzeylerde ve daha az proses karmaşıklığında kaliteli nihai parçaların elde edilmesine olanak sağlamaktadır. MJ prosesleri, sıvı fotopolimer malzemenin hedef katman üzerinde damlacıklar halinde seçici olarak biriktirilmesi şeklinde de tanımlanmaktadır (Şekil 5.60). Mevcut çalışmalarda daha çok; damlacık boyutları, biriktirme hızları,

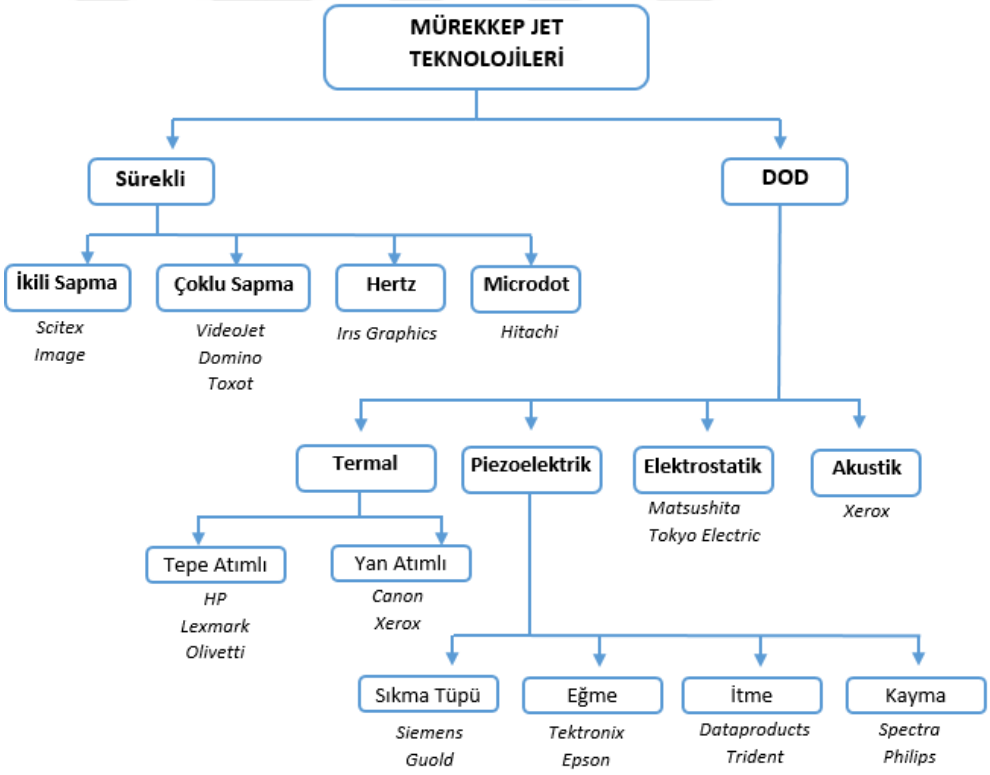
mürekkep malzemenin davranışları ve elde edilen çözünürlük özellikleri üzerine yoğunlaşılmaktadır [953].

5.4.1 Baskı Teknolojilerinin Eklemeli İmalata Evrimi

Mürekkep baskı; bir düzlem üzerindeki belirli pozisyonlara damlacık formundaki mürekkeplerin küçük bir açıklıktan direkt olarak püskürtülmesine dayalı, darbesiz ve noktasal matrisli baskı sistemidir. Sıvı akışının damlacık formuna dönüştürülmesine ait mekanizma ilk kez Lord Rayleigh tarafından 1878 yılında tanımlanmıştır [954]. 1951 yılında Siemens bünyesinde çalışan Rune Elmqvist tarafından ilk Rayleigh kesintili mürekkep jet cihazının patenti alınmıştır [955]. 1960'ların başlarında Stanford Üniversitesi'nden Dr. Sweet, mürekkebin akıtılacağı ağıza uygulanan dalgalı basınç paterni sayesinde sıvı akışının üniform boyut ve boşluklara sahip damlacıklara dönüştürülebileceğini açıklamıştır [957]. Akış kesinti mekanizması kontrol edildiğinde, sürekli akıştaki mürekkepten oluşan damlacıklardaki elektriksel yüklenmenin seçici olarak etkilenebileceğinin bulunmasıyla, yüklenen damlacıkların bir elektrik alandan geçirilmesi ve yüklenmemiş damlacıklarının tekrar çevriminin sağlanması koşulunda damlacıkların doğrudan hedefe yönlendirilmesiyle düzlem üzerinde görüntünün elde edilebileceği keşfedilmiştir [958]. "Sürekli mürekkep püskürtmeli baskı" ismi verilen bu sistemin geliştirilmesini takiben 1960'ların sonlarında A.B.Dick VideoJet ve Mead DIJIT cihazları piyasada yerini almaya başlamıştır. 1970'lerin başına gelindiğinde IBM tarafından bu teknoloji lisanslanarak, bilgisayar yazıcılarına sürekli mürekkep püskürtme sistemlerinin adaptasyonu üzerine geniş çaplı gelişim programları başlatılmış ve 1976 yılında IBM 4640 cihazı piyasaya sürülmüştür [959].

Benzer zamanlarda İsveç Lund Teknoloji Enstitüsü'nden profesör Hertz ve arkadaşları tarafından sürekli mürekkep püskürtme teknikleri üzerine bağımsız çalışmalar yürütülmüş ve mürekkep akış karakteristikleri üzerine incelemeler yapılmıştır. Hertz'in gri-skala baskının eldesindeki metotlarından birisi her pikseldeki damlacık sayısının kontrol edilmesine dayanmaktadır. Bu sayede pikseller içerisindeki damlacık miktarlarının kontrol edilmesiyle beyaz-siyah arası gri tonlarının yoğunlukları belirlenebilmektedir [960].

Sürekli mürekkep püskürtme sistemlerinin aksine, geliştirilen "talep doğrultusunda damlatma" sistemlerinde mürekkep damlacıkları yalnızca görüntü oluşumu esnasında atımlanmaktadır. Bu yaklaşım sayesinde damlaların yüklenmesindeki karmaşıklık ve donanımsal yıpranmanın önüne geçilebilmektedir. Devirdaimi kontrol edilecek mürekkep çevriminin önlenmesiyle birlikte prosese dair önemli problemler elimine edilebilmektedir. Zoltan, Kyser ve Sears; DOD mürekkep püskürtme sistemlerinin öncül mucitleri olarak kabul edilmektedir [961, 962]. Buluşları ilk kez ticari olarak; Siemens PT-80 seri karakter yazıcıları ve Silonics yazıcılarında kullanılmıştır. Daha sonrasında günümüze kadar birçok ticari DOD mürekkep püskürtmeli yazıcılar geliştirilmiştir. Hue P. Lee'nin yapmış olduğu kapsamlı literatür araştırmasında iki boyutlu baskı sistemlerinin neredeyse tüm tarihi detaylandırılmış, kronolojik gelişimleri üzerine kapsamlı derlemeler sunulmuştur (Şekil 5.61) [956].



Şekil 5.61 Mürekkep püskürtmeli 2B yazıcı teknoloji haritası [956]

Üç boyutlu imalat metodu olarak mürekkep püskürtme sistemlerinin kullanılması; 1980'li yıllarda balistik parçacık imalatı (BPM) teknolojisiyle ilgili patentlerin alınmasıyla ortaya çıkmıştır. Yöntemde partikül formundaki malzemelerin belirli

bir düzlemde seçici olarak biriktirilmesiyle katı nesneler elde edilmektedir. BPM prosesinde ergiyik haldeki mumsu hammaddeler 33 tane mikro-nozülden 50 μm çaplarında damlacıklar halinde saniyede 10000 damlacık hızlarında gönderilerek biriktirme gerçekleştirilmektedir [963]. MJ sistemleri içerisinde başarılı ilk ticari teknoloji, Sanders Prototip (günümüzde Solidscape) tarafından 1994 yılında piyasaya sürülen, mumsu malzemenin sıvılaştırılması esasına dayalı ModelMaker cihazıdır. 1996 yılında Actua 2100 isimli makine ile 3D Systems firması da MJ piyasasına dahil olmuştur. 1999 yılına gelindiğinde Actua ismi ThermoJet olarak revize edilmiş ve mum malzeme kullanımlı üç boyutlu yazıcıların dünya çapında kullanımı büyük oranda artış göstermiştir. 2001 yılına gelindiğinde Sanders Tasarım tarafından Rapid ToolMaker cihazı piyasaya sürülmüştür. İlk jenerasyon MJ sistemleri olarak kabul edebileceğimiz bu makinelerin hepsinde mumsu termoplastik malzemelerin ısıyla sıvılaştırılması ve yazılması esasına dayanılmaktadır. Bu yüzden konsept modelleme ve hassas döküm paterni oluşturma uygulamalarında daha çok tercih edilmiştir [964].

İlk jenerasyon MJ sistemlerinin geliştirilmesini takiben günümüzde daha çok akrilat fotopolimerlerin, sıvı monomer damlacıklarının püskürtülmesi ve polimerizasyonun tamamlanabilmesi için UV ışığa maruziyet ile katılaşmanın sağlanması üzerine yoğunlaşılmaktadır. Fotopolimerizasyon mekanizması, stereolitografi sistemleriyle aynı prensipte olmasına rağmen proses mekanizması ve sınırlamalar bütünüyle farklılık göstermektedir. İkinci dalga makinelerin pazara girişi, Objet Geometries firması tarafından Quadra cihazlarının ticarileşmesiyle hız kazanmıştır. Quadra makinesi 2001 yılında revize edilerek QuadraTempo cihazı geliştirilmiştir. Her iki makinede de 1500'den fazla mini-nozüller bulunan yazıcı başlıklarıyla fotopolimer malzemeler püskürtülmektedir. 2003 yılına gelindiğinde, 3D Systems tarafından INVision 3D Printer cihazı, ThermoJet makinesinin geliştirilmiş versiyonu olarak piyasaya sürülmüştür. Malzeme katılaştırma stratejisinin alterne edilmesiyle birçok firma tarafından çeşitli MJ sistemlerinin geliştirilmesine devam edilmektedir [964].

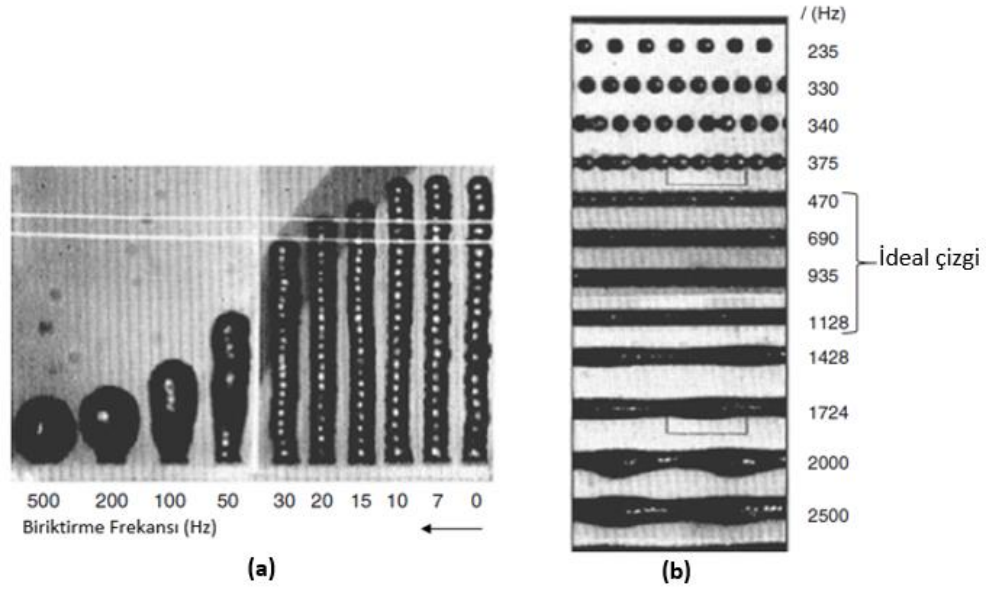
5.4.2 MJ Malzemeleri

Endüstriyel bağlamda mumsu polimerlerin ve akrilik fotopolimerlerin MJ sistemlerinde kullanımının genel kabulünün yanı sıra, diğer malzemelerin de üç boyutlu baskı MJ sistemlerinde kullanımı üzerine dünya çapında araştırmalar yürütülmektedir. Gelecek açısından en ümit verici malzemeler olarak sırasıyla katkılı polimerler, metal alaşımları ve seramik süspansiyonları öne çıkmaktadır. Yaygın olarak kullanılan damlacık formasyon metotları için, maksimum basılabilir viskozite eşiği, baskı sıcaklığında 20-40 sentipoz (cP) olarak kabul edilmektedir. SI birimi tercih edilecek olduğunda cP yerine mPa·s birimi kullanılmaktadır [972]. Yüksek viskoziteye sahip sıvılarda; püskürtmenin üniform ve düzenli gerçekleştirilebilmesi için viskozitenin düşürülmesi gerekmektedir. Viskozitenin düşürülmesi genellikle ısı veya daha düşük viskoziteye sahip ikincil malzemelerin eklenmesiyle gerçekleştirilmektedir. Ayrıca bazı polimer biriktirme durumlarında kayma incelmesi meydana gelmektedir. Sıvı yoğunluğu, yüzey gerilimi, baskı başlığı ve nozül tasarımı gibi diğer faktörlere bağlı olarak da nihai parçanın kalitesi değişiklik gösterebilmekte ve özellikle damlacık formasyonu açısından viskozite; MJ sistemleri içerisindeki en kritik problem olarak değerlendirilmektedir [873].

5.4.2.1 Polimerler

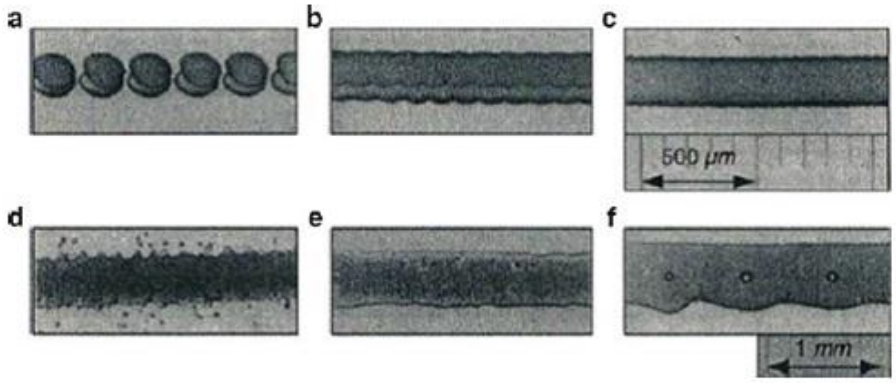
Ergiyik polimer mikro-damlacıklarına ait birikme ve katılaşma davranışları üzerine ilk önemli akademik çalışmalardan birisi Gao ve Sonin tarafından yürütülmüştür. Araştırmalarında (Şekil 5.62) kandelilla balmumu ve mikrokristalin petrol mumu, soğumuş katmandan 3-5 mm uzaklıktan 50 μm çapında damlacıklar halinde gönderilerek biriktirme yapılmış ve damlacık birikme frekansı ile soğutmanın, kolonsal şekillenme üzerine etkileri incelenmiştir. Beklenebileceği gibi; damlacıkların seri olarak gönderilmesiyle (>50 Hz), gönderildikleri substratın henüz soğuma fırsatı bulamadan yüksek sıcaklıkta kalması nedeniyle katılaşma temas açısında küçülme ve buna bağlı olarak kolonsal birikim yerine küresel formda birikimin elde edildiği gözlenmiştir. Gao ve Sonin ayrıca; damlacıkların yatay birikimi ve müteakip çizgi oluşumunu incelediklerinde pürüzsüz katı çizgilerin, tarama hızına, damlacık boyutuna ve katılaşma temas açısına bağlı olmakla birlikte

yalnızca küçük bir frekans aralığında (600-1000 Hz) püskürtmelerle elde edilebileceğini tecrübe etmiştir [974].



Şekil 5.62 Damlacık atım frekansına göre; (a) dikey kolonsal oluşum, (b) yatay çizgisel oluşum [974]

Damlacıkların lineer olarak biriktirilmesi üzerine bir diğer kapsamlı çalışma Reis ve arkadaşları tarafından yapılmıştır (Şekil 5.63). Mobilwax parafin balmumu malzemesi ve SolidScape cihazı ile yapmış oldukları çalışmada; yazıcı başlığının yatay hareket hızı ile nozülden püskürtülen damlacığın dikey hızı değiştirilerek çizgi oluşum kalitesi incelenmiştir. Çok yüksek başlık hareket hızlarında süreksiz çizgi oluşumları elde edildiği gözlemlenmiştir. Ayrıca, yüksek hızda damlacık atımı ve yüksek tarama hızları birleştiğinde sıçrama davranışı ve düşük tarama hızı ile yüksek hızda damlacık atımının birleşiminde tümsek oluşumu gözlenmiştir [978].

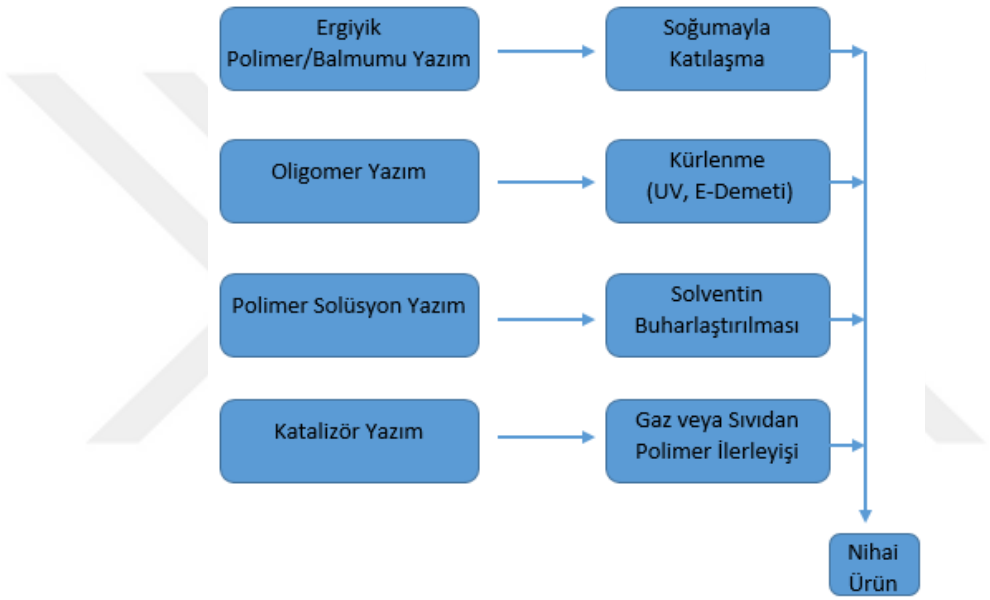


Şekil 5.63 Yatay tarama ve düşey atım hızlarının iz oluşumu üzerine etkisi; (a-c) sabit atım hızlarında yüksekten düşüğe tarama hızı etkisi, (d) atım ve tarama hızı yüksek, (e) atım ve tarama hızı optimum, (f) atım hızı yüksek, tarama hızı düşük [978]

Örneklendirmiş olduğumuz iki farklı çalışmanın değerlendirmesini yapacak olursak; yazıcı başlığının hızı, damlacığın düşey hızı ve damlacık atım frekansının birikim kalitesindeki en önemli değişkenleri oluşturduğu görülmektedir. Bu değişkenler; yazılacak malzemenin akış karakteristiklerine göre değişiklik göstermektedir. Sistemde kullanılacak yeni malzemelerin geliştirilmesinde baskı kalitesini iyileştirmek için bahsedilen parametrelerin optimizasyonu üzerine kontrollü deneylerin yürütülmesi gerekmektedir. Yüksek viskozite problemine çözüm olarak malzemeler, genellikle kabul edilebilir akışkanlık noktasına gelinceye kadar ısıtılmaktadır. Örneğin; 3D Systems firmasının ThermoJet ve SolidScape firmasının T66 cihazlarında olduğu gibi çeşitli mumların ve polimerlerin karışımından oluşan ve oda sıcaklığında katı fazda bulunan baskı malzemeleri, sistem içerisinde nispeten yüksek sıcaklıklara çıkılmasıyla sıvı faza dönüştürülerek üretim gerçekleştirilmektedir. Firmaların geliştirmekte oldukları kartuş malzemeler çeşitli oranlarda; düşük büzülme özellikli reçineler, parafin mumu gibi düşük viskoziteli malzemeler, mikrokristalin mumlar, sertleştirici polimerler, eser miktar plastikleştirici ajanlar, antioksidanlar, renklendirme katkıları gibi malzemelerin kombinasyonlarıyla oluşturulmaktadır. 3D Systems'in geliştirmiş olduğu ilk baskı malzemeleri ele alındığında; 130 ^{o}C baskı sıcaklığında viskozite değerinin 18-25 cP, yüzey geriliminin 24-29 dyn/cm aralığında değişecek şekilde formülasyonların geliştirildiği görülmektedir [980]. De Gans ve arkadaşları, özel tasarım mikro-pipet aparatlarının kullanımıyla 160 cP viskozite değerine sahip

newtonian sıvı polimerlerin üç boyutlu MJ imalatında kullanılabilirliği üzerine kapsamlı çalışmalar yürütmüştür [976].

Balmumları ve birkaç yüz dalton moleküler ağırlıklara sahip kısa zincirli polimerler, malzeme püskürtme sistemlerinde kullanım kolaylığına sahipken; daha uzun polimer zincirlerinden oluşan malzemeler için alternatif baskı rotalarının geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Bu rotalar içerisinde fotopolimerizasyonun gerçekleşebileceği monomer ve oligomerlerin yazımı, kolloidal veya tam çözünmeli süspansiyon hazırlama, reaksiyon başlatıcı katalizör yazımı gibi yöntemler bulunmaktadır (Şekil 5.64) [981].



Şekil 5.64 Polimer malzemelerin MJ sistemlerinde üretim rotaları [938, 939, 981,982]

Solüsyon yazımlarına örnek olarak De Gans ve arkadaşları tarafından poli(3,4-etilendioksitiyofen) (PEDOT), poli(stirensülfonat) (PSS), PEDOT:PSS, polianilin malzemeleri; yarı iletkenler ve organik ışık-yayınım diyot (OLED) malzemeleri gibi elektronik fonksiyonel polimerler üzerine yapılan çalışmalar verilebilir [938].

Dielektrik özellikler elde edilmek istenen yapısal ve optik uygulamalar için, termoset polimerler baskı sonrası ısıl işlemle, UV kürlemeyle veya elektron demetiyle çapraz bağlanma gerçekleştirilerek katı oluşumu sağlanabilmektedir. MJ sistemlerinde kullanılan UV ile kürlenebilir polimerler içerisinde yüksek moleküler ağırlıklara sahip monomerler, oligomerler, üretan akrilat veya metakrilat reçineler,

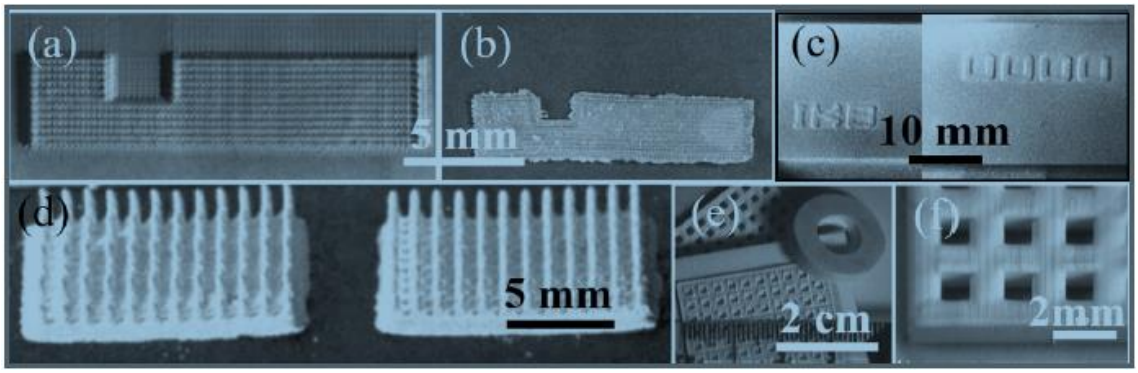
üretan balmumları, düşük moleküler ağırlıklı monomerler ve akrilatlar gibi seyreltici malzemeler, foto-başlatıcılar, yüzey aktifleştiriciler, pigmentler veya dolgular gibi çeşitli kombinasyonlarda malzeme grupları bulunmaktadır. 45-65^{o}C arası ergime sıcaklığına sahip bu polimerik malzemeler için baskı sıcaklığı 70-95 ^{o}C olarak belirlenmiş ve bu baskı sıcaklık değerinde viskozite değeri 10-16 cP aralığında ölçülmüştür [982, 983]. MJ ile polimer malzemelerin yazılmasında sıkça karşılaşılan bir diğer problem ise, yazıcı başlığından püskürtülmeden önce malzemenin çok uzun süre yüksek sıcaklıkta bekletilmesiyle birlikte polimerizasyondaki ilerlemenin sonucu olarak, henüz püskürtme işlemi yapılmadan önce viskozitenin artması ve püskürtme nozüllerinin tıkanması şeklindedir [983].

Diğer bir rota olan katalizör yazımına örnek olarak Huber ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; uygun bir katalizör seçimiyle birlikte ardıl uygulanan gaz-hal işlemiyle poliasetilen iletken filmlerin lokal olarak eldesi sağlanmıştır [939].

5.4.2.2 Seramikler

Günümüzde özellikle seramik esaslı malzemelerin eklemeli imalat yöntemleriyle üretiminde bir dizi problemlerle karşılaşılmakla birlikte, MJ sistemleri gibi bazı yöntemlerde seramik partiküllerin sıvı bir solvent içerisinde homojen olarak dağıtılmasıyla doğrudan veya seçici biriktirme aşamalarını takiben üç boyutlu parçalar üretilebilmektedir. Sistemde; içerisinde seramik partiküller bulunan solvent karışımı, bir nevi taşıyıcı görevi üstlenerek seramik malzemenin yazıcı başlığından püskürtülmesine olanak sağlamaktadır. Literatürde, MJ sistemlerinin seramik bileşenlerin baskısında kullanımına dair yapılan ilk çalışmalardan birisi olarak Blazdell ve arkadaşlarının 1995 yılında yapmış olduğu çalışmalar öne çıkmaktadır. Bu çalışmalarda hacmen %5 gibi küçük oranlarda TiO_2 ve ZrO_2 içeren solüsyonlar kullanılmıştır [984]. Seramik baskı üzerine Blazdell ve arkadaşlarının yapmış olduğu erken dönem çalışmalarda yalnızca basit, birkaç katmanlı yapılar oluşturulmuş ve kötü denebilecek yüzey kalitesi elde edilmiştir [88]. Daha sonrasında aynı grup, içerisinde %14 kadar mikron altı boyutlarda ZrO_2 partikülleri ihtiva eden bir solüsyon elde ederek, küçük boyutlu kolonsan sıralanmalı numuneleri başarıyla üretebilmiştir [986]. İlerleyen zamanlarda Seerden ve arkadaşları tarafından %40 Al_2O_3 içeren seramik katkılı solüsyonlar kullanılarak

100 μm'lik kısımlara sahip seramik parçaların yazdırılması gerçekleştirilmiştir [987, 989].



Şekil 5.65 Blazdell (a, b), Xiang (c,d) ve Seerden'in çalışmaları; (a) basılan TiO_2 kuponları sinterleme öncesi, (b) sinterleme sonrası (b), (c) nitroselüloz membran üzerine 10 katman ZrO_2 yazılması, (d) sinterlenmiş 4900 katmanlı ZrO_2 numunesi, (e) sinterlenmemiş %30'luk Al_2O_3 çamurundan elde edilen seramik numuneler, (f) sinterlenmemiş %30'luk Al_2O_3 çamurundan elde edilen seramik numunelerin yakından görünüşü [984-987]

Seramik malzemelerin MJ prosesleriyle üretimindeki performans, seramik partiküllerin ve taşıyıcı sıvının formülasyonuyla birlikte özellikle dağılabilirlik, kararlılık, viskozite ve yüzey gerilimi gibi reolojik karakteristiklere göre değişim göstermektedir. Ayrıca püskürtme sisteminin, sıvı ile gireceği temas nedeniyle korozyona uğramaması adına bu sıvının çok yüksek veya düşük pH'ta olmaması gerekmektedir. Nozül çapının 1/100'ünden küçük çaptaki partiküllerin bulunduğu üniform dağılımlı karışımların kullanılması, nozül ve ince kanallarda tıkanma riskini azaltmaktadır. Tıkanma ihtimalinin azaltılması adına büyük partiküllerin tutulması için çeşitli filtreleme yöntemleri kullanılabilmektedir. Sıvı karışımlarda genellikle akış ve homojen dağılım amacıyla nano boyutlarda partiküller tercih edilmekle birlikte partiküllerin küçüklüğü, mürekkep içerisinde topaklaşma eğilimine yol açmaktadır. Bu yüzden ideal partikül boyutu ve solüsyonun homojenliği, MJ sistemlerinde seramik malzemelerin kullanımındaki başarıyı doğrudan etkileyen kritik faktörlerdir. Çok fazla veya çok az viskozite oluşması durumunda püskürtmede zayıflık veya çok hızlı atımlama gibi problemlerle karşılaşılabilmektedir [988]. MJ sistemlerinde kullanılan seramik katkılı mürekkeplerde genellikle birkaç mPa·s'lik (1 mPa·s= 1 cP) viskozite ile çalışılmakla birlikte kuruma süreleri ve büzülme davranışları polimerik MJ malzemelerine

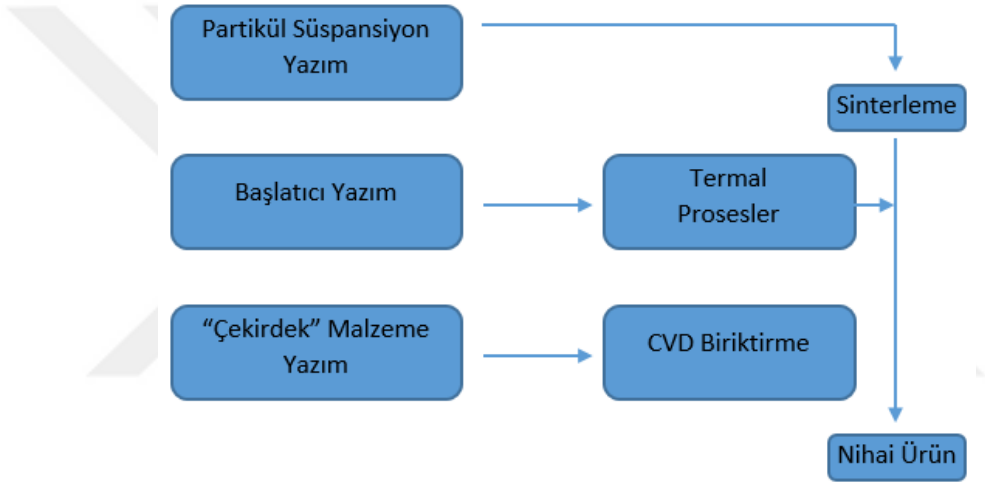
kıyasla daha fazladır. Mürekkep içerisindeki katı miktarının artırılmasıyla çeşitli kazanımlar elde edilebilse de süspansiyon içerisindeki reolojik davranış büyük oranda değişime uğramaktadır. Seerden ve arkadaşları, alümina katkılı balmumu kullanıldığında; kuruma esnasındaki büzülmenin minimize edildiğini, buna rağmen iyi bir sinter yoğunluğunun elde edilmesinin oldukça zor olduğunu belirtmektedir. Daha güncel bir çalışma olarak Chen ve arkadaşlarının 2018 yılında yapmış olduğu çalışmada farklı formülasyonların optimizasyonu üzerine detaylı incelemeler yürütülmüş ve sonuç olarak uzun süre stabil kalabilecek, çok iyi dağıtılmış seramik tozların baskıda yüksek kalitelere ulaşabilmesi için mürekkebin zeta potansiyelinin (Z) ayarlanması gerektiği savunulmuştur [991, 992]. Mürekkebin yazdırılabilirlik davranışı üzerine Fromm ve arkadaşları tarafından geliştirilen kantitatif karakterizasyon eşitliği, denklem (5.3)'deki gibidir [993]. *Re* ve *We;* Reynolds ve Weber numaralarını göstermektedir. Bu numaralar $Re = v\rho a/\eta$ ve $We = v2\rho a/\gamma$ olmak üzere; a: nozülün çapı, v: mürekkebin hızı, ρ : mürekkebin yoğunluğu, η : viskozite, γ: yüzey gerilimini ifade etmektedir. Araştırmalar sonucu yazdırılabilir seramik mürekkeplerin Z değerinin 1-10 aralığında olması gerektiği savunulmaktadır [994].

$$Z = 1/Oh = \frac{Re}{\sqrt{We}} = \frac{(\gamma\rho a)^{1/2}}{\eta} \qquad (5.3)$$

Seramik MJ'de sıkça karşılaşılan bir diğer problem ise basılan paternlerin kuruması esnasında meydana gelen "kahve lekelenmesi" etkisidir [995]. Etki; temas yüzeyine taşınımlı makroskopik akış sebebiyle ortaya çıkmakta ve katı partiküllerin merkezden kenarlara doğru segregasyonuyla gerçekleşmektedir [996]. Bu problem, yazdırılan yapıda hatalara neden olmakta ve genellikle düşük katı oranına sahip mürekkeplerde gözlenmektedir. Dou ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada hacmen %10'luk ZrO_2 mürekkep kullanımında çok ciddi miktarlarda kahve lekesi etkisinin oluştuğu gözlenerek kütlece %10 PETG ilavesiyle etkinin azaltıldığı ancak katman miktarı artırıldıkça etkinin yeniden ortaya çıktığı belirtilmiştir [997]. Friedrich ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada ise hızlı kurutma ajanı (%50 izopropil alkol) eklenmesiyle kurutma zamanının büyük oranda düşürüldüğü ve

hacmen %10'luk baryum stronsiyum titanat ($Ba_{0.6}Sr_{0.4}TiO_3$) içeren seramik mürekkeplerde kahve lekesi etkisinin tamamen yok edildiği belirtilmiştir [998].

Son yıllarda özellikle fonksiyonel parçaların seramik MJ sistemleriyle üretimine ilginin giderek arttığı görülmektedir. İtirya-stabilizatörlü tetragonal zirkonya (3Y-TZP), kurşun zirkonat titanat, TiO_2 gibi oksit seramikler ve Si_3N_4 gibi oksitsiz seramik katkılı mürekkepler kullanılarak mikroelektrik alanında; zirkonya, HA, biyo-camlar gibi seramik mürekkepler kullanılarak biyo-malzeme alanında ve nadir toprak elementleri ile aktifleştirilmiş çeşitli metal oksit içerikli mürekkep kullanılarak refrakter malzemeler alanında birçok çalışma literatürde mevcuttur [999- 1005].



Şekil 5.66 Seramik katkılı malzemelerin MJ prosesiyle üretim rotaları [988, 940-942]

Başlatıcı yazım rotasında, kimyasal prekürsörler yazılarak daha sonrasındaki termal işlemlerle nihai seramik parçalar elde edilebilmektedir. Kaydanova ve arkadaşları, metal-organik prekürsörün seramik substrat üzerinde biriktirilmesini takiben piroliz ve tavlamayla birlikte bir dielektrik seramik olan baryum stronsiyum titanat (BaO_4SrTi) kapasitör yapısı elde etmiştir [940]. Benzer şekilde Gallage ve arkadaşları tarafından prekürsörlerin ısıtılmış substrat üzerine püskürtülmesiyle seryum oksit (CeO_2) seramikleri elde etmiştir [941].

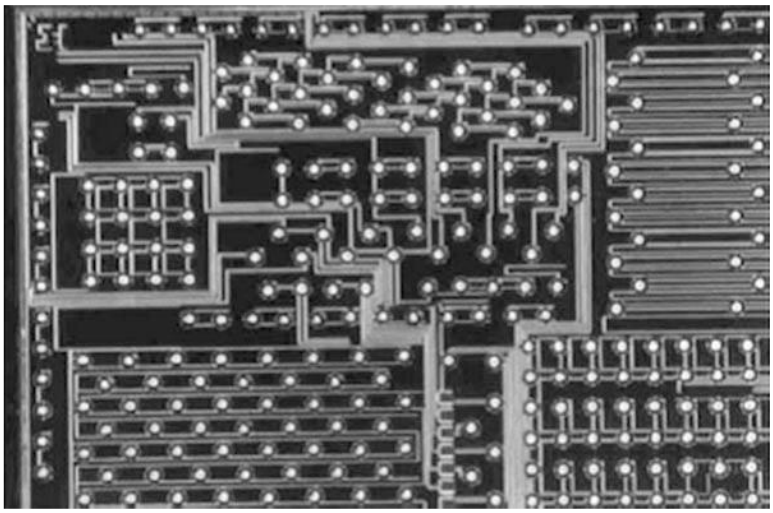
Çekirdek malzeme yazım rotasında ise Chen ve arkadaşları, silikon substrat üzerine çok ince (4-5 nm) elmas nano-partikülleri içeren süspansiyondan püskürterek müteakip kimyasal buhar biriktirme (CVD) prosesi ile sürekli elmas film

oluşumlarının bu "çekirdek" nano-partiküller civarında oluşmaya başladığını belirtmektedir. Ayrıca araştırmacılar, mürekkep püskürtme ve CVD işlemlerinin sıralı olarak uygulanmasıyla üç boyutlu farklı geometrilerde elmas yapıların üretilebileceğini belirtmektedir [942].

5.4.2.3 Metaller

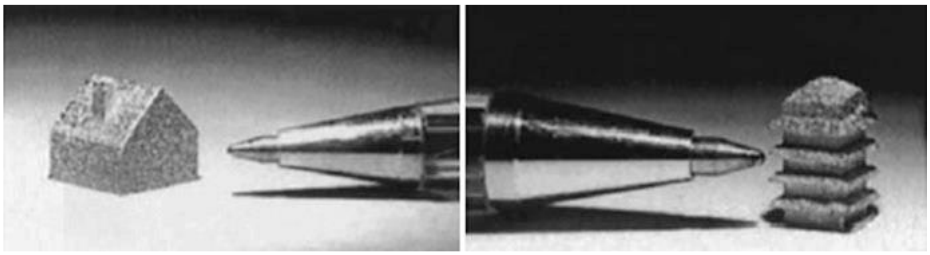
Metallerin MJ sistemleriyle üç boyutlu biriktirilmesine ait literatürde temel olarak 4 farklı yöntem bulunmaktadır. Bu yöntemler; ergiyikten direkt baskı, metalik partiküller içeren süspansiyonların yazdırılıp sinterlenmesi, metalik bileşimlerin basılarak kimyasal olarak redüklenmesi ve uygun katalizörün yazdırılarak akımsız kaplamayla metal biriktirme şeklindedir. Bu bölümde bu 4 yöntemden en yaygın kullanılan ikisine dair çalışmalar örneklendirilecektir.

Prensipte en kolay metot, ergiyik metalin doğrudan biriktirilmesidir. Sıvı metalin direkt olarak yazdırılmasına dair erken dönem uygulamalarına örnek olarak, çip bağlantı noktalarına lehim damlacıklarının biriktirilmesi verilebilir. Kurşun-kalay-lehim alaşımlarının; ilerleyen bölümlerde açıklanacak olan sürekli (CS) ve talep doğrultusunda damlatma (DOD) metotlarıyla yazdırılabildiği Hayes ve arkadaşları, Liu ve arkadaşları, Lee ve arkadaşları tarafından sırasıyla 1999, 2001 ve 2008 yıllarında detaylı olarak raporlanmıştır [1006-1008]. Liu ve arkadaşlarının çalışmasında 70 μm boyutlarında Sn63/Pb37 damlacıklarıyla entegre çevrim test panosu lehimleri gerçekleştirilmiştir (Şekil 5.67). Orme ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, Rose metal alaşımı (bizmut, kurşun, kalay) kullanılarak, 25-150 μm çaptaki nozülden damlacıkların gönderilmesiyle 47-283 μm aralığında Rose damlacıkları biriktirilmiştir. Yapılan incelemeler sonucu; sinterleme işlemleri uygulanmadan önce elde edilen birikimde porozite oranının %0.03 gibi düşük değerlerde olduğu ve standart döküme göre mikro yapının daha üniform özellikler sergilediği kaydedilmiştir [1014]. Nispeten düşük ergime sıcaklığına sahip indiyum, kalay, kurşun, çinko gibi diğer metaller de CS ve DOD metotlarıyla üretilen, ergiyik metal yazımlı eklemeli imalat metallerindeki öncül çalışmaları oluşturmaktadır. Ayrıca yüksek ergime sıcaklığına sahip metaller, özellikle yazıcı başlığının tasarımını oldukça zorlaştırmaktadır [1009].



Şekil 5.67 Entegre çevrim test panosu lehim damlacıkları [1007]

Yamaguchi ve arkadaşları, piezoelektriksel sürüşlü tahrik sistemi kullanarak ergime sıcaklığı 47^{o}C olan Bi-Pb-Sn-Cd-In alaşımını 55 ^{o}C'ye ısıtarak 200 µm, 50 µm ve 8 µm çaplara sahip nozüllerden püskürtmeyle üç boyutlu metal biriktirme çalışmaları yürütmüştür (Şekil 5.68). Öngörülebileceği gibi daha düşük damlacık boyutlarının, daha iyi yüzey kalitesine olanak sağladığı ve teorik yoğunluğun %98'ine ulaşılabildiği raporlanmıştır [1015].



Şekil 5.68 Yamaguchi'nin metal baskı parça örnekleri [1015]

Metalik partiküllerin bir süspansiyon oluşturacak şekilde sıvı bir taşıyıcı ile yazdırılması çeşitli yapısal ve elektriksel uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Süspansiyonun içerisinde, nozülleri tıkayacak tortu oluşumuna müsaade edilmediği sürece daha kararlı süspansiyonlar için genellikle küçük partikül boyutları tercih edilmektedir. Endüstriyel uygulamalarda pratik bir kural olarak solüsyon içerisindeki partiküllerin çapının nozül açıklığının 1/50'sinden küçük olması tavsiye edilmekle birlikte 1/10 gibi oranlarda da kontrollü bir şekilde

çalışılabilmektedir. Küçük boyutlu partikül kullanımının bir diğer avantajıysa; yüzey alanının toplam hacme oranı arttığı için daha düşük sinterleme sıcaklıklarının uygulanabilmesidir. Park ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmalarda püskürtme sistemiyle yazdırılabilir elektrik kondüktörlerinin; iyi elektriksel özelliklere sahip, oksidasyon direnci yüksek, düşük sinterleme sıcaklığına sahip bakır ve altın nanopartikül içerikli mürekkeplerle üretilebilirliği raporlanmıştır [1010]. Bir başka örnek olarak; 5-50 nm partikül çapına sahip gümüş nanopartikül içerikli mürekkepler ile yüksek elektriksel iletkenliğe sahip, 150^{o}C gibi düşük sıcaklıklarda sinterlenebilen ve buna bağlı olarak bazı polimer substratlarla bir arada kullanılabilecek metal biriktirme çalışmaları Fuller, Sanchez ve arkadaşları tarafından raporlanmıştır [1011, 1012]. Sinterleme sıcaklığının düşürülmesi; birlikte kullanılabilecek substrat çeşitliliğini artırmakla birlikte sinterleme uygulamalarının yığın sinterleme yerine lazer, mikrodalga gibi enerji kaynakları kullanılarak mürekkep damlatılan bölgede lokal olarak sinterleme işlemlerinin gerçekleştirilmesine dair çalışmalar literatürde mevcuttur [1013]. Süspansiyon kullanımlı MJ uygulamalarında karşılaşılan önemli bir problem; özellikle uçucu bir solvent kullanıldığında kısa zaman içerisinde nozül ucunda çökeltilerin oluşmasıdır [974].

5.4.3 MJ Sistemlerinde Karşılaşılan Temel Zorluklar

Püskürtme esaslı üç boyutlu parça imalat yöntemleri oldukça karmaşık sistemler içermekle birlikte bir takım teknik sınırlamalara ve zorluklara sahiptir. Bu zorluklardan ilki, yazdırılacak malzemenin formülasyonudur. MJ sistemlerinde malzemenin yazılabilmesi için yüzeye sıvı formda gönderilebilmesi gerekmektedir. Bu sıvı formu; taşıyıcı bir sıvı içerisinde asılı katı partiküllerin bulunduğu süspansiyonlar, çözeltiler, doğrudan ergiyik malzemeler veya foto-başlatıcıyla karıştırılan monomer ve öncül-polimerler oluşturmaktadır. Üstesinden gelinmesi gereken bir diğer güçlük ise damlacık oluşturma mekanizmasıdır. Püskürtmeli biriktirme metotlarının tümünde, malzemelerin bahsedilen sıvı formu oluşturduktan sonra birbirinden bağımsızlaşabilecek damlacıkları oluşturabilmesi gerekmektedir. Bu işlev genellikle malzemenin özelliklerine, sistemin donanımsal özelliklerine ve proses parametrelerine bağlıdır. Malzeme içerisindeki en ufak bir

değişim (örneğin eser miktarda partikül veya uçucu eklenmesi), damlacık oluşum davranışını etkilemekte ve üretilecek parçanın fiziksel özelliklerini değiştirebilmektedir [969, 1016].

Diğer bir güçlük; damlacıkların gönderiliş yolları, darbe etkisi, yüzey ıslanması veya etkileşimi gibi imalatın kalitesini doğrudan etkileyen damlacık biriktirme işleminin kontrolünün hassas olarak sağlanmasıdır [1017-1019]. Baskı prosesinde genel olarak yazıcı başlığının veya nadir olarak malzemenin biriktirileceği yüzeyin hareket etmesinden dolayı, damlacıkların bir izi takip ederken sahip olacakları ilave hız ve momentlerin göz önüne alınması gerekmektedir. Ayrıca damlacıkların hedefe vardığındaki hız ve boyut özelliklerinin nihai karakteristikleri etkileyecek olması, nozül tasarımı ve operasyon planlamasının hassas bir şekilde yapılmasını gerektirmektedir [1020]. Hedefe çarpan damlacığın şekil özellikleri kontrol altına alınmalıdır. Uçuş sırasında ana damlacıktan ayrılarak oluşan küçük "uydu" damlacıkların varlığı, hedeflenenden daha geniş alanlara malzemenin yayılmasını ve iyi tanımlanmış sınırların elde edilememesi durumunu ortaya çıkarabilmektedir. Benzer şekilde, aşırı hızlı çarpma etkisiyle damlacıklar sıçrama yaparak, krater görünümlü yüzey özelliklerinin ortaya çıkmasına yol açabilmektedir [1021].

MJ prosesi, yazdırılacak malzemenin hal değişimine dayanmaktadır. Bu yüzden sıvının katılaşmasının kesinlikle kontrol altına alınması gerekmektedir. MJ teknolojilerinde; ergiyik malzemenin katılaşması (balmumu, lehim, vb.), solüsyondaki sıvı kısmın buharlaşması (seramik katkılı uçucu solüsyonlar), fotopolimerin kürlenmesi (Objet, Projet gibi sistemler) veya kimyasal reaksiyonlar, faz değişim örnekleri olarak verilebilir. Bu faz değişimleri damlacığın uçuşu sırasında veya hedefe temasından hemen sonra gerçekleşmektedir. Faz dönüşümündeki süre ve pozisyon, substrat ve nihai birikim arasındaki etkileşime tesir etmektedir [1022, 1023]. Ayrıca damlacıkların katılaşması üniform bir şekilde gerçekleşmediğinde kıvrılma, büzülme gibi istenmeyen sonuçlar elde edilebilmektedir [1024].

Gönderilen damlacıkların, altlık olarak kullanılan yüzey ile bir öncesinde yazılmış olan katmana tutunmasında farklı davranışlar ortaya çıkmaktadır. Üretilen üç boyutlu parçaların katmanlarının ayrılmaması (delaminasyon) için, yeni gelen

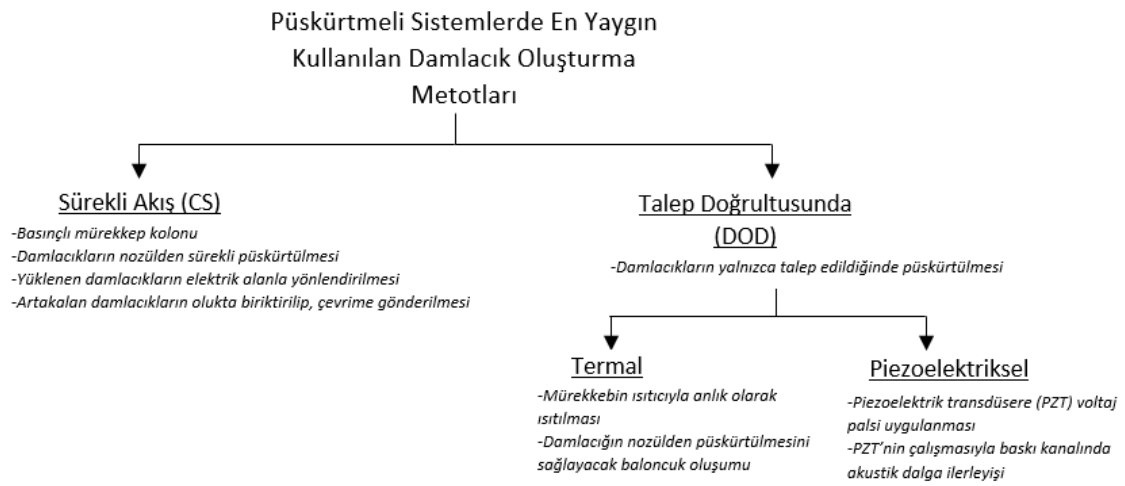
katmanların bir önceki katmanlara sıkı bağlanmış olmakla birlikte zarar vermeden birikmesi gerekmektedir. Günümüzdeki ticari makinelerde genellikle her katmanın üretilmesinden sonra gezici bir sistem (gelberi) ile yüzeyler periyodik olarak düzleştirilmektedir [1025].

MJ sistemlerinde sıkça karşılaşılan bir diğer güçlük de nozüllerin tıkanmasıdır. Günümüzde ticarileşmiş MJ makinelerinin çoğunda imalat sırasında püskürtme işleminin peşine temizleme çevrimleri otomatik olarak gerçekleştirilmekle birlikte nozüllerin mümkün oldukça açık kalabilmesi için periyodik nozül süpürme işlemleri uygulanmaktadır [1026]. Bazı makinelerde nozüllerin işlevselliğini ve sürekliliğini takip eden çeşitli sensör sistemleri bulunmaktadır [1027]. Ayrıca tüm ticari MJ makinelerinde kalıcı nozül tıkanıklığı yaşanması durumu göz önünde bulundurularak yazıcı başlığındaki nozüller değiştirilebilir şekilde tasarlanmıştır.

En iyi baskı çözünürlüğünün elde edilebilmesi için, mümkün oldukça çok ve kısa aralıklarda damlacıkların peşpeşe üretilebilmesi gerekmektedir. Üretim prosesinin sürekliliği, püskürtülecek malzemenin yoğunluğu, birim ürün üzerine uygulanacak sıvı malzeme miktarı gibi teknik detaylar, nozul seçiminde önem kazanmaktadır. Nozülden çıkış yoğunluklarının yeterli seviyede olmaması durumunda, aynı bölge üzerinden birden fazla geçiş yapılması gibi alternatif yöntemler izlenebilmektedir [1026]. Çıkış yoğunlukları ve nihai parçanın kalitesinin büyük oranda kontrol edilebilmesi için damlacık oluşturma yöntemlerinin doğru tayin edilmiş olması gerekmektedir.

5.4.4 Damlacık Oluşturma Metotları

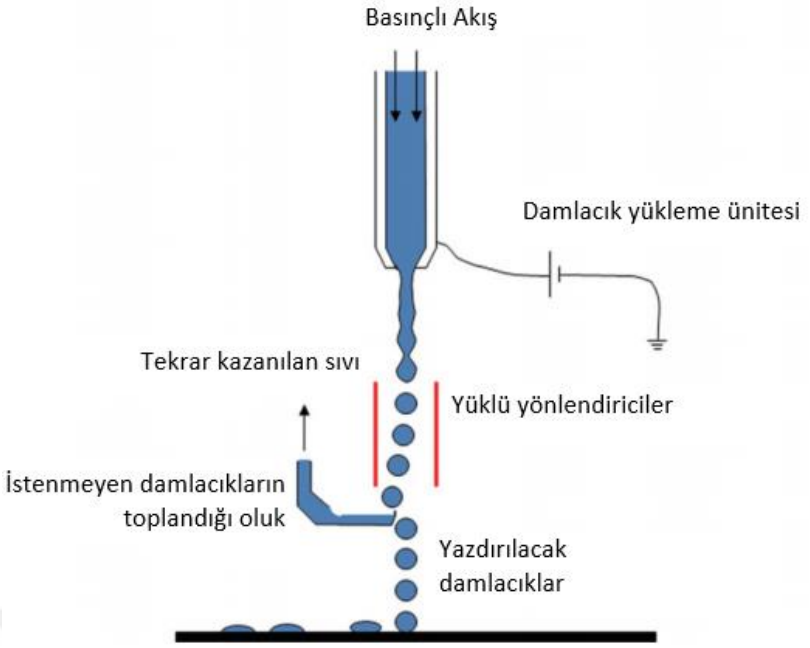
Zaman içerisinde iki boyutlu baskı sistemlerinin geliştirilmesiyle bir takım damlacık oluşturma metotları geliştirilmiştir. En yaygın teknolojileri sınıflandırmak için kullanılan temel farkı, nozülden sıvı malzemenin çıkış ve gönderiliş biçimi oluşturmaktadır. MJ sistemlerinde yaygın olarak, malzemelerin nozülden gönderilişleri; kesintisiz kolonsal sıvı hareketinin gerçekleştiği “sürekli akış” (CS) ve kesintili damlacıkların oluşturulduğu “talep doğrultusunda damlatma” (DOD) olmak üzere iki şekilde gerçekleştirilmektedir (Şekil 5.69) [1028].



Şekil 5.69 Malzeme püskürtme yazıcı sistemlerinde en yaygın kullanılan damlacık oluşturma metotları [1028]

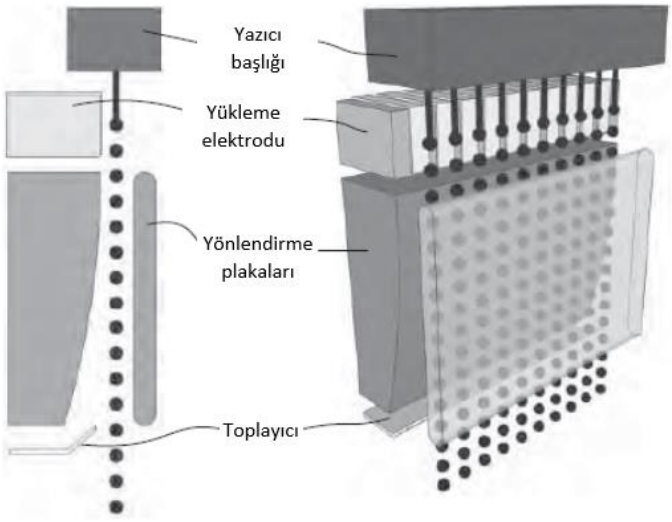
5.4.4.1 Sürekli Akış (Continuous Stream, CS)

CS modunda, sıvının bulunduğu rezervuara sabit basınç yüklenerek nozülden çıkış sağlanmaktadır. Nozülden çıktıktan sonra akış, Rayleigh kararsızlığına göre damlacıklar halinde bölünmektedir (Şekil 5.70). Plateua-Rayleigh kararsızlığı, düşen sıvı akışının aynı hacimde ancak daha az yüzey alanına sahip daha küçük paketlere neden ve nasıl parçalandığını açıklar [1029]. Bu bölünmenin daha istikrarlı hale getirilebilmesi için vibrasyon uygulanması ve püskürtücü frekansının spontane damlacık oluşum oranına yakın bir hıza ayarlanmasıyla üniform kütlelerde damlacıkların oluşumu kontrol edilebilmektedir. Damlacıkların sabit aralıklarla oluşması nedeniyle, nozülden çıkıştan sonra birikimlerinin kontrol edilmesi gerekmektedir. Bunun için, damlacıklar bir elektriksel alandan geçirilerek elektrostatik olarak yüklendirilmektedir. Daha sonrasında elektrostatik olarak yüklenmiş damlacıklar bir yönlendirme bölgesine gelerek arzu edilen bölgelere (substrat yüzeyi veya damlacıkların sisteme geri dönüştürüleceği artakalan toplama haznesi) yönlendirilmektedir [1030].



Şekil 5.70 Sürekli akış (CS) çalışma prensibi [1031]

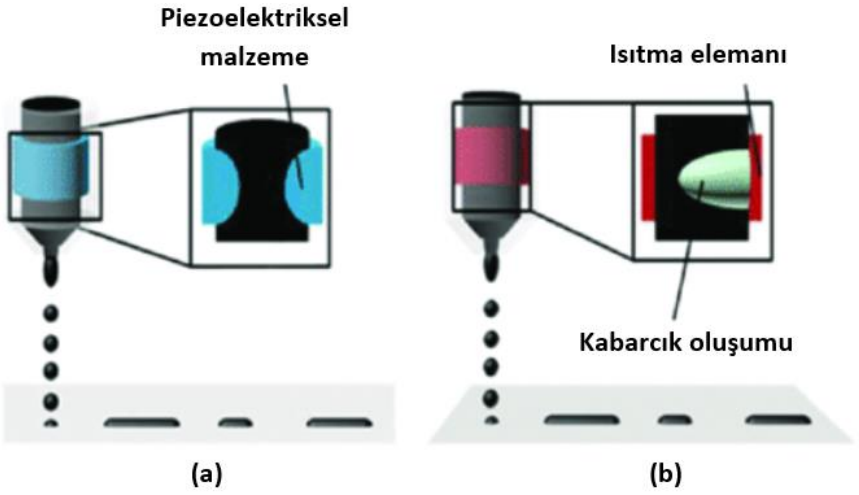
CS biriktirme yöntemlerinin avantajlarından birisi de girdi-çıktı verimliliği yani fire miktarının düşüklüğüdür. Bununla birlikte olukta biriktirilen istenmeyen damlacıkların tekrar prosese sokulabilirliği veya doğrudan atık olarak değerlendirilmesi maliyet açısından önemli bir konudur. Baskı sırasında biriktirmelere ara verildiği (yazıcı başlığının uzak bir noktaya hareketi gibi) küçük zaman aralıklarında sürekli akışa bağlı olarak toplama oluğundaki mürekkep miktarı artmaktadır. Bununla birlikte sıvının atık olarak değerlendirilmediği durumda sisteme geri dönüşümünde kirlenme problemleri ortaya çıkabilmektedir. CS püskürtme sistemleri genellikle ambalaj ve ürün işaretleme uygulamalarında tercih edilmektedir [1031]. CS püskürtme sistemleri iki boyutlu baskı çevrelerinde sürekli mürekkep püskürtme (CIJ) olarak da adlandırılmakla birlikte tek jetli veya çok jetli (Şekil 5.71) olmak üzere çıkış yapılan başlık sayısına göre ikiye ayrılabilmektedir [943].



Şekil 5.71 Çok-jetli CS şematiği [943]

5.4.4.2 Talep Doğrultusunda Damlatma (Drop-on-Demand, DOD)

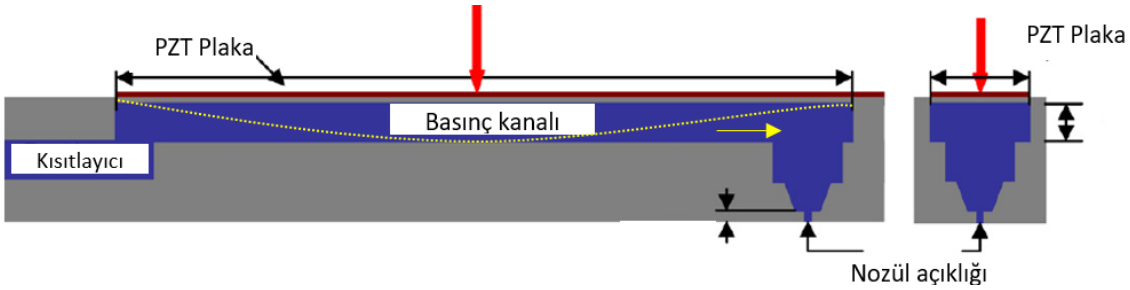
Nozülden sürekli halde çıkışın sağlanıp, daha sonrasında damlacıkların oluştuğu ve seçimli olarak biriktirildiği CS metodunun aksine, DOD metodunda birbirinden bağımsız damlacıklar yalnızca talep edildiğinde, direkt olarak nozülde oluşturulmaktadır. Damlacık oluşumu nozüle gelen palslerin yaratmış olduğu basınç dalgalanmalarıyla gerçekleştirilmektedir. Bu palsler belirli zaman aralıklarıyla termal, piezoelektriksel, akustik ve diğer çeşitli yöntemlerle oluşturulmaktadır. Palsler halinde oluşan basıncın, sıvının yerinde kalmasını sağlayan yüzey gerilim kuvvetlerini aşması gerekmektedir. Artan basıncın yüzey gerilimine üstün gelmesi durumunda damlacıklar nozül açıklığından çıkabilmekte ve baskı gerçekleştirilmektedir [1032]. Günümüzde DOD prensipli baskı sistemlerinin çoğunda termal aktüatörler ve piezoelektriksel aktüatörler kullanılmaktadır (Şekil 5.72) [1033].



Şekil 5.72 DOD püskürtme şematiği; (a) piezoelektrik aktüatörlü, (b) termal aktüatörlü [944]

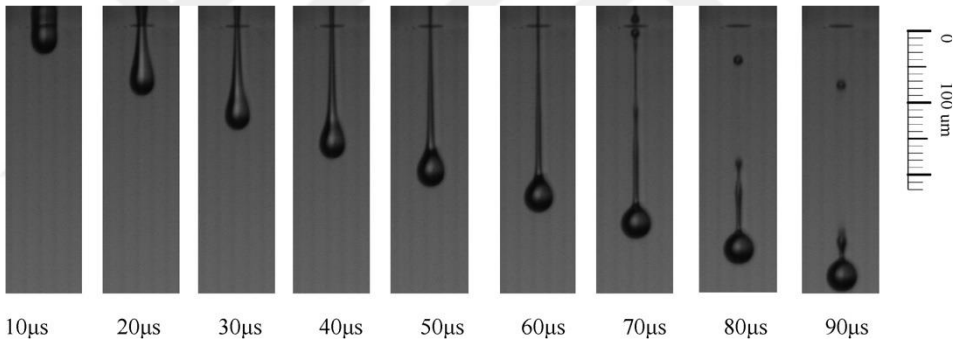
- Piezoaktüatörlü DOD

PZT (kurşun-zirkonat-titanat) aktüatörlü yazıcı başlıklarının geliştirilmesiyle geniş malzeme aralığında mikro-paternlerin başarılı bir şekilde oluşturulabilmesi mümkün hale gelmiştir. Piezoelektrik yazıcı başlıklarında; uygulanan voltajla birlikte piezo-diyaframda meydana gelen şekil değişikliğiyle sıvının bulunduğu kanalda basınç dalgalanmaları oluşarak nozülün ucuna doğru ilerlemekte ve nozül ucunda yüzey geriliminin aşıldığı anda püskürtme gerçekleşmektedir (Şekil 5.73) [1034, 1035]. Kanal içerisindeki sıvının dalga iletimi ve akustiği büyük oranda sıvı-kanal duvarı uyumuna ve kanal sonu koşullarına bağlı olarak değişmektedir. Nozül, genellikle bu kanalın sonunda bulunmakla birlikte geometrisine bağlı olarak basınç dalgasına verilen tepkiler değişiklik gösterebilmektedir. Basınç dalgasının ince kanallarda hareket etmesi nedeniyle, kanal duvarlarının rijitliği; dalganın ilerleme hızı üzerinde büyük etkiye sahiptir. Akış kanallarının ve voltaja bağlı dalga oluşumlarının yönlendirilmesi, nozülde oluşacak pozitif basıncın yüksek olacağı şekilde, akustik davranışların incelenmesiyle tasarlanmaktadır. Basınç dalgası nozül çıkışına ulaştığında ivmelenerek, damlacığın nozül açıklığından püskürtülmesine neden olmaktadır [1036].



Şekil 5.73 Piezo-aktüatörlü DOD şematik gösterimi [1038]

Ayrıca sıvı içerisindeki dalgalanmanın yapısal ve akustik rezonans karakteristiklerinin doğru anlaşılmış olmasıyla; baskı kalitesini etkiyebilecek kalıntı (geri sekme) vibrasyonlarının kontrol altında tutulması gerekmektedir. Piezo-diyaframdaki kalıntı vibrasyonlar, aktuatörün oluşturduğu her bir palste tekrarlı olarak meydana gelmekte ve uydu damlacıkların oluşmasıyla (Şekil 5.74) püskürtme performansını doğrudan etkilemektedir [1037].

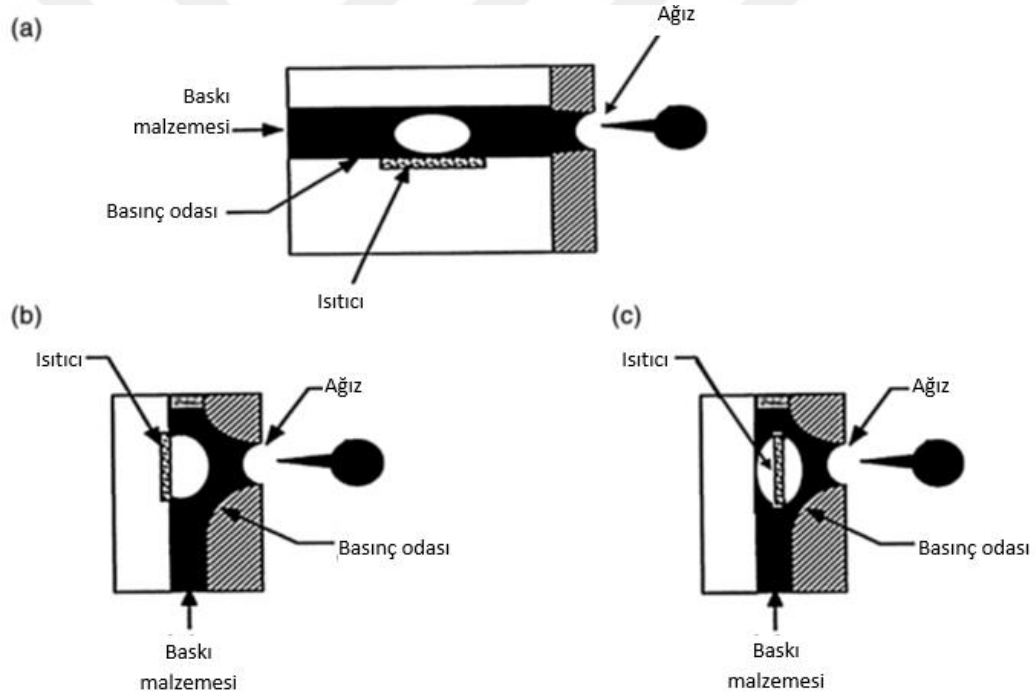


Şekil 5.74 Piezo-aktüatörlü DOD yazıcı başlığından gönderilen damlacıkların stroboskopik oluşumu [945]

- Termal DOD

Termal püskürtme, diğer adıyla termal mürekkep püskürtme (TIJ), DOD teknolojisi içerisinde piezo-aktüatör kullanımlı DOD yöntemleri dışında ikinci en yaygın kullanıma sahip damlacık oluşturma sistemlerindendir. Damlacık oluşturma mekanizması PZT kullanımlı yöntemlere göre tamamen farklılık göstermekte, ateşleme odacığının içerisindeki ısı artışıyla damlacık oluşumu tetiklenmektedir. Isınmanın gerçekleştirileceği rezistansa akım gönderilmesiyle birlikte ani buharlaşmanın etkisinde nozül ucuna gelen basınç artarak püskürtme gerçekleştirilmektedir. Isıtma elemanına gönderilen akımla birlikte anlık olarak

yüksek ısıl akı oluşmasına cevaben sıvı malzeme içerisindeki uçucu içerik (yalnızca su da olabilir) aniden baloncuk oluşumu yaratarak, oluşan baloncuk hacmi kadar sıvıyı ötelemekte ve nozül ucundaki yüzey gerilimi aşılacak şiddette basıncın iletilmesiyle açıklıktan sıvı malzemenin püskürtülmesi gerçekleştirilmektedir. Sıvının yüzey gerilimi, püskürtülen sıvının küresel damlacık formuna gelmesine yol açmakta ve her bir damlacığın yazılacak yüzeye gönderilmesinden sonra "besleme kanalları" ismi verilen kapiler yollardan basınç odacığına yeni (taze) sıvı akışı sağlanmaktadır. Rezistansa uygulanan akımın yoğunluğu ve frekansı, akış davranışını doğrudan etkileme özelliğine sahiptir. Günümüzde TIJ sistemlerindeki rezistans frekansı genellikle 10-100 kHz aralığındadır. TIJ yazıcı başlığı tasarımları yan atıcılı, tepe atıcılı ve ortadan atıcılı olmak üzere 3 temel konfigürasyona sahiptir (Şekil 5.75) [1039].



Şekil 5.75 Termal DOD konfigürasyonları; (a) yan atıcılı, (b) tepe atıcılı, (c) ortadan atıcılı [1039]

Sıvının yüzey gerilimi, besleme odacığındaki dola yönelik kapiler kuvvetleri etkilemekte ve ayrıca odacığın tasarımı ve nozül geometrisi (uzunluk/çap oranı, toplam uzunluk, kesitsel geometri, vb.) ideal damlacık oluşumu için optimize edilmektedir [1040]. Tablo 5.23'te piezoelektriksel ve termal aktüatörlü baskı başlıklarının genel karşılaştırması verilmiştir [1041, 1042].

Tablo 5.23 Piezoelektriksel ve termal aktüatörlü yazıcı başlıklarının genel karşılaştırması [1041, 1042]

Yazıcı Başlığı	Avantajlar	Dezavantajlar
Termal Aktuatörlü DOD	+Daha ekonomik +Daha fazla sayıda yazıcı başlığı	-Sınırlı damlacık boyutları -Kaba damlacık boyutları -Sınırlı malzeme çeşitliliği -Kısa nozül ömrü
Piezo-aktüatörlü DOD	+Net ve değişken damlacık boyutları +Düşük sıcaklık kullanımı sayesinde malzeme çeşitliliği +Daha uzun süre çalışabilirlik +Daha küçük damlacık boyutları	-Daha pahalı yazıcı başlıkları -Daha az sayıda yazıcı başlığı

5.4.5 Ticari MJ Sistemleri

5.4.5.1 Multijet Baskı (MultiJet Printing, MJP/ Multijet Modelling, MJM), Polyjet (PJ)

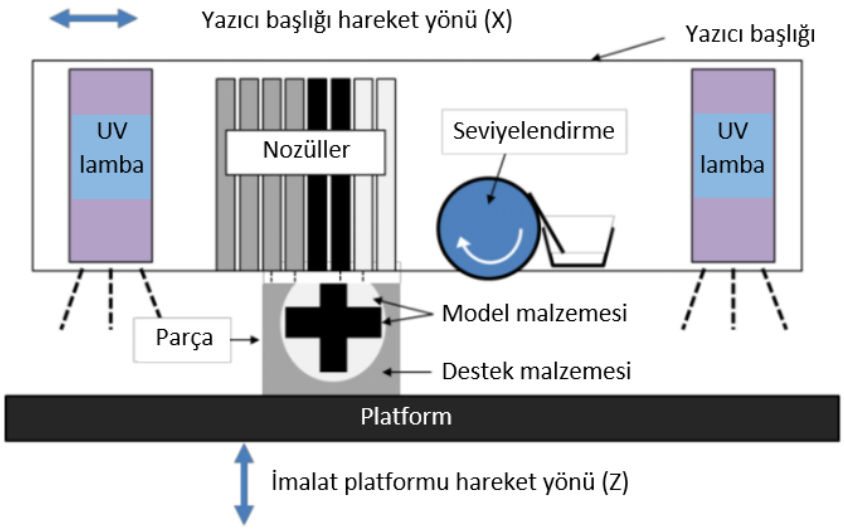
Multijet Modelleme (MJM) diğer adıyla Multijet Baskı (MJP), 3D Systems firmasına ait tescillenmiş bir malzeme püskürtmeli eklemeli imalat teknolojisidir. Baskı başlıklarındaki çok sayıda açıklıktan çeşitli malzemeler eş zamanlı olarak püskürtülerek katmanlar oluşturulmaktadır. MJP sistemlerinde kullanılan malzemeleri plastik reçineler ve mumlar oluşturmaktadır. MJP makineleriyle, z-ekseninde 16 μm gibi katman kalınlığına sahip yüksek çözünürlüklü plastik parçalar üretilebilmektedir [946, 965].

PolyJet (PJ) baskı, Stratasys firmasına ait tescillenmiş bir MJ teknolojisidir. Çalışma prensibi MJP makineleriyle hemen hemen aynı şekildedir. Sıvı fotopolimer imalat malzemesi, Polyjet başlıklarında bulunan çok sayıdaki nozülden imalat platformuna gönderilerek, UV ışıkla kürlenmekte ve bir önceki katman üzerine biriktirilmektedir. Polyjet'te elde edilen katman kalınlıkları MJP'de elde edilen

katman kalınlıklarıyla aynıdır. Bununla birlikte kullanılan yazıcıya ve uygulama alanına bağlı olarak katman kalınlıkları 15-30 µm arasında değişmektedir. Katman çözünürlüğündeki netlik sayesinde ince duvarlı yapılar, karmaşık prototipler, gelişmiş geometrilerde parçalar elde edilebilmektedir. Ayrıca geniş renk seçeneği sayesinde özellikle medikal alanlarda eğitim amaçlı kullanılacak modellerin tek proseste üretilebilmesi mümkündür [947, 966].

MJP ve PJ sistemleri temel olarak aynı çalışma prensibine sahip fotopolimer reçine püskürtmeli MJ prosesleri olmakla birlikte bir takım benzerliklerin ve farklılıkların üzerinde durmak gerekir. İki yöntemde de yazıcı başlıklarından malzeme sıvı olarak püskürtülmektedir. Ancak son işlemler (post-proses) ele alındığında MJP ve PJ sistemleri arasında ciddi farklılıklar ortaya çıkmaktadır. PJ teknolojisinde destek malzemesi propilen, akrilik monomer, polietilen ve gliserinin kombinasyonu şeklinde üretilmektedir. Destek uzaklaştırma aşaması birkaç adımdan oluşmaktadır. İlk olarak üretilen parça imalat platformundan alınmakta ve su jeti ile gerekli basınç uygulanarak desteklerinden temizlenmektedir. Bu noktada, parça üzerine su püskürtülerek maksimum miktarda desteğin, parçanın kendisine zarar vermeden uzaklaştırılması hedeflenmektedir. Bu temizleme işleminden sonra parça bir kimyasal çözelti içerisine daldırılarak, fiziksel olarak ulaşılamayan kalıntı desteklerin temizlenmesi sağlanmaktadır. Bu işlem küçük ölçekli üretimlerde pratik olsa da seri imalat gibi uygulamalarda oldukça maliyetli bir hal almaktadır [948].

Diğer tarafta MJP teknolojisinde destek malzemesi olarak parafin mum formunda bir malzeme kullanılmaktadır. Parçanın imalat platformunda alınmasıyla birlikte bir fırın içerisinde mumsu desteğin ergimesi için bekletilmektedir. Zaman açısından maliyetli bir temizleme prosesi olmasının yanında; prosesin kendi kendine gerçekleşmesi ve su jeti gibi manuel bir uygulamaya ihtiyaç duymaması nedeniyle MJP'nin son işlemleri genellikle daha basittir. Parça fırından alındığında yalnızca silinerek, eser miktardaki kalıntı destek malzemesi kolaylıkla uzaklaştırılabilmektedir [949]. Şekil 5.76'da PJ ve MJP proseslerinin ortak şematik gösterimi verilmiştir [950].



Şekil 5.76 PJ ve MJP proseslerinin şematik gösterimi [950]

PJ ve MJP cihazlarında üretim 4 temel aşamada gerçekleşmektedir. (1) Sıvı reçine, optimal baskı viskozitesine ulaşmak için 30-60 ^{o}C sıcaklığa yükseltilir. (2) Yazıcı başlığı imalat platformu boyunca hareket ederek, fotopolimere ait binlerce mini-damlacık, belirlenen sınırlar dahilinde yüzeye püskürtülür. (3) UV ışık kaynağı tarafından yüzeyde biriktirilmiş fotopolimer kürlenerek, katılaşma ile ilk katman elde edilmiş olur. (4) Katman tamamlandıktan sonar imalat platformu, bir katman kalınlığı mesafede aşağıya inerek yeni katmanın oluşturulmasına geçilir ve parça tamamlanana kadar proses kendisini tekrarlar [932]. Tablo 5.24 ve Tablo 5.25'te sırasıyla Stratasys ve 3D Systems firmasına ait ticari MJ sistemlerinin teknik özellikleri gösterilmektedir.

Tablo 5.24 Stratasys firmasına ait Objet30 Pro ve Objet Eden260VS cihazlarının bazı teknik özellikleri [967, 1043]

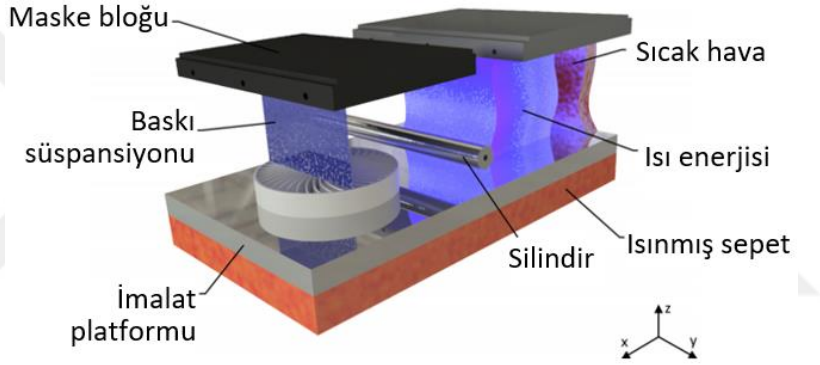
Özellik	Objet30 Pro	Objet Eden260VS
İmalat Hacmi	294 x 192 x 148.6 mm	255 x 252 x 200 mm
Katman Kalınlığı	28 µm (standart), 16 µm (VeroClear malzeme)	16 µm
Hassasiyet	0.1 mm	<50 mm bölümler için 20-85 µm, >50 mm bölümler 0.1mm
Malzeme Seçenekleri	Rijit Opak: VeroWhite+, VeroGray, VeroBlue, VeroBlack, VeroBlack+, Saydam: VeroClear Simüle-edilmiş Propilen: Rigur, Durus, Bio-Comp.	Rijit Opak: VeroWhite+, VeroBlack+, VeroGray, VeroBlue Kauçuk Benzeri: Tango+, TangoBlack+, TangoBlack, TangoGray Saydam: VeroClear, RGD7202 Simüle-edilmiş Propilen: Rigur, Durus, Biyo-Comp.
Destek Malzemesi	SUP705 (Su jeti temizleme) SUP706B (çözülebilir)	SUP705 (Su jeti temizleme) SUP707 (çözülebilir)

Tablo 5.25 3D Systems firmasına ait MJP cihazlarının bazı teknik özellikleri [968, 1044]

Özellik	**MJP 2500**	**MJP 2500 +**	**MJP 3600**	**MJP 3600 Max**	**MJP 5500X**
Maksimum imalat hacmi (mm x mm x mm)	295 x 211 x 142		HD modu: 298 x 183 x 203 UHD ve XHD: 203 x 178 x 203	Tüm modlar: 298 x 183 x 203	Tüm modlar: 518 x 381 x 300
Çözünürlük (xyz)	800 x 900 x 790 dpi, 32 µm		HD modu: 375 x 450 x 790 dpi, 32µm UHD modu: 750 x 750 x 890 dpi, 29µm XHD modu: 750 x 750 x 1600 dpi, 16 µm		HD modu: 375 x 375 x 1000 dpi, 25µm UHD ve UHDS modları: 600 x 600 x 1600 dpi, 16µm XHD ve XHDS modları: 750 x 750 x 2000 dpi, 13µm
Tipik hassasiyet	100 µm		25-50 µm		
İmalat malzemeleri (ticari ürünler)	Visijet M2 RWT, RBK	M2 RWT, M2 RCL, M2 RBK, M2 EBK, M2 ENT	M3- X WT, M3 CR, M3 BLK, M3 Proplast, M3 Navy, M3 Techplast, M3 Procast	M3- X WT, M3 CR, M3 BLK, M3 Proplast, M3 Navy, M3 Techplast, M3 Procast	CR-WT, CR-CL, CE-BK, CE-NT, + kompozit kombinasyonlar
Destek malzemesi	Kolay uzaklaşabilen balmumu (ticari ürün)				
Son-işlem	MJP Easy Clean sistemi		ProJet Finisher sistemi		ProJet Finisher XL sistemi
Yazılım	3DSPRINT		ProJet Accelerator		3DSPRINT

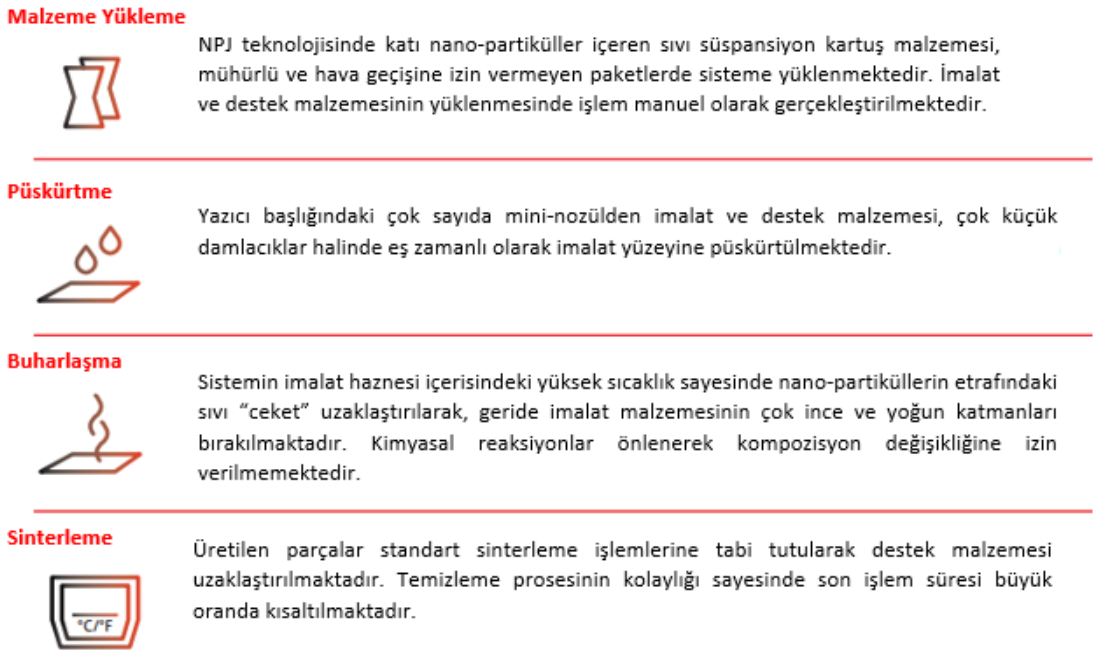
5.4.5.2 Nanopartikül Püskürtme (Nanoparticle Jetting, NPJ)

2007 yılında İsrail'de kurulmuş olan XJET firması tarafından 2016 yılında geliştirilmiştir. Yöntemde, metal nanopartiküllerin aşılandığı sıvı polimer matrisli malzemelerin süspansiyonları kullanılarak parça imalatı gerçekleştirilmektedir (Şekil 5.77). NPJ sistemlerinde metal veya seramik partiküller içeren sıvı polimerin püskürtülmesi sırasında eş zamanlı olarak destek malzemesi de püskürtülmektedir. Proses; 250 ^{o}C dolaylarında ısıtılmış yatak üzerinde gerçekleştiği için püskürtme sırasında sıvı polimerin uzaklaşmasına bağlı olarak metalik/seramik partiküller birbirine yapışmaktadır. Elde edilen nihai üründe çok düşük miktarda bağlayıcı eleman kalıntısı gözlenmektedir [951, 971].



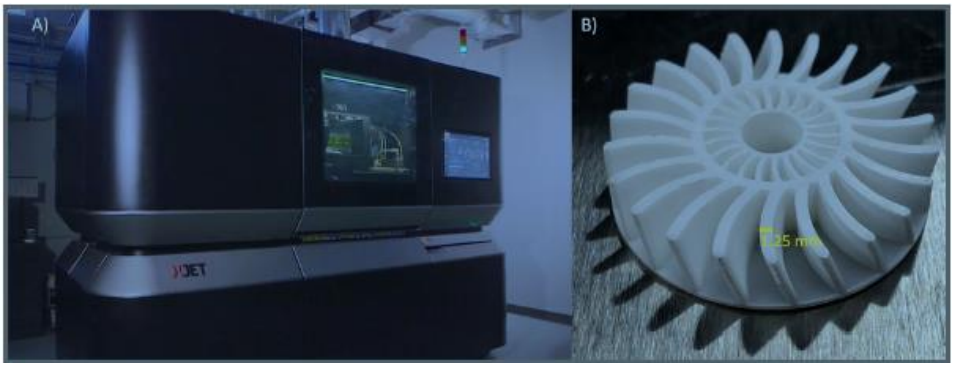
Şekil 5.77 XJET firmasına ait NPJ prosesinin şematik gösterimi [951]

XJET'in NPJ sistemleri metalik malzeme olarak 316L paslanmaz çelik, seramik malzeme olarak zirkonya ve alümina ile çalışabilmektedir. Süspansiyon malzeme doğrudan kartuş olarak sisteme beslenmekte ve ilave yükleme işlemleri gerektirmemektedir. İmalat tamamlandıktan sonra kalıntı bağlayıcı ajanların uzaklaştırılması ve densifikasyon amacıyla sinterleme işlemleri uygulanarak parçaların yoğunluğu artırılmaktadır. Lineer ve izotropik büzülme; metal parçalar için %13, seramik parçalar için %17.8 olarak belirtilmektedir. XJET firmasının yayınlamış olduğu sistem broşürüne göre (Şekil 5.78) tipik bir NPJ prosesi, 4 temel aşamayla gerçekleştirilmektedir [975].



Şekil 5.78 NPJ prosesinin temel işlem aşamaları [975]

Süspansiyon kullanımlı eklemeli imalat biriktirme yöntemlerinde sıvı matris, katı partikülleri bir nevi taşıma görevindedir. Bu yaklaşımla, püskürtmede kullanılacak solüsyon içerisindeki katı partiküllerin; gerekli viskozite sınırları içerisinde sıvı akışına olumsuz etki göstermemesi istenmektedir. Proses için hesaplanması gereken parametreler içerisinde en en kritik rolü viskozite üstlenmektedir. Tekniğin kullanılmasındaki iki önemli zorlayıcılık; malzemenin birikim paterninin kesin olarak kontrol edilmesi ve nozülün tıkanmasına yol açabilecek çökelti oluşumu şeklindedir [976, 977]. Yongduk ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada zirkonyum partikküllü XJET süspansiyonları ve XJET 1400 Carmel cihazı kullanılarak üretmiş oldukları parça örneği Şekil 5.79'da gösterilmiştir [951]. Tablo 5.26'da, XJET firmasına ait Carmel 700C ve Carmel 1400C cihazlarına ait bazı teknik özellikler verilmiştir [1045, 1046].



Şekil 5.79 Yongduk'un çalışmasında kullandığı XJET 1400 Carmel cihazı ve üretmiş olduğu zirkonyum parça [951]

Tablo 5.26 XJET firmasına ait Carmel 700 ve Carmel 1400 seramik NPJ cihazları [1045, 1046]

Özellik	Carmel 700C	Carmel 1400C
Konfigürasyon	24 başlık, her başlıkta 512 nozül	24 başlık, her başlıkta 512 nozül
Katman kalınlığı	10-15 µm	10-15 µm
İmalat hızı	1-1,5 mm/sa yükseklik (tam dolu tepsi)	1-1,5 mm/sa yükseklik (tam dolu tepsi)
İmalat hacmi	500 x 140 x 200 mm	500 x 280 x 200 mm
Cihaz ölçüleri	310 x 212 x 185 cm	310 x 212 x 185 cm
Cihaz ağırlığı	2.76 ton	3 ton
Güç gereksinimi	400 VAC, 3F 3x30A, 50/60 Hz	400 VAC, 3F 3x30A, 50/60 Hz
Hava basıncı	7 Bar	7 Bar
Operasyon sıcaklığı	18-25 ^{o}C	18-25 ^{o}C
Kullanılan malzemeler	Zirkonya 3YSZ, Çözülebilen destek	Zirkonya 3YSZ, Çözülebilen destek
Parça hassasiyeti	20-50 µm (< 50 mm) 50-100 µm (> 50mm)	20-50 µm (< 50 mm) 50-100 µm (> 50mm)
Nihai parça yoğunluğu	6.01- 6.04 g/cm^3 (%99.9)	6.01- 6.04 g/cm^3 (%99.9)

5.4.5.3 Mum Tıraşlamalı DOD

MJ proseslerinden son olarak inceleyeceğimiz mum tıraşlamalı DOD yönteminde, iki baskı başlığından faydalanılmaktadır ve bunlardan birisi ana malzemenin biriktirilmesinde, diğeri ise çözünebilen destek malzemesinin püskürtülmesinde kullanılmaktadır. MJP ve PJ proseslerine benzer olarak, mum tıraşlamalı DOD yazıcılarında, püskürtme malzemesinin damlacıklar halinde belirli bir yolu takip ederek ürünün katmanlarını oluşturmasıyla imalat gerçekleştirilmektedir. Bu makineler ile mükemmel düz bir yüzey elde etmek için, her katmanın üretilmesinden sonra tabakayı kontrol eden sıyırıcılar kullanmaktadır (Şekil 5.80). Mum tıraşlamalı DOD teknolojisi, genellikle kalıp uygulamalarında mum model üretiminde kullanılmaktadır [1047]. Bu yöntem, ekonomik malzeme sarfiyatı ile birden fazla renkte malzemenin kullanılması gibi avantajlara sahip iken, çoğunlukla destek malzemesi kullanımının gereksinimi ise dezavantaj olarak nitelendirilmektedir [1048]. Mum tıraşlamalı DOD sistemlerinin tek ticari üreticisi konumundaki Solidscape firması, özellikle kurban modelli hassas döküm modelleri için kullanılan mum tıraşlamalı DOD yazıcılarında son işlem öncesi parça oluşumunu iki temel aşamada izah etmektedir [1049]. Tablo 5.27'de Solidscape firmasına ait mum traşlamalı DOD yazıcıların teknik özellikleri gösterilmiştir [1049].



Şekil 5.80 Mum tıraşlamalı DOD prosesinde imalat aşamaları; (a) DOD püskürtme, (b) yüzey tıraşlama [1049]

Tablo 5.27 Solidscape firmasına ait S300 serisi mum tıraşlamalı DOD cihazlarının bazı teknik özellikleri [1049]

Özellik	S325	S360	S390
Katman Kalınlığı	25 µm	6- 38 µm	25- 50 µm
Çözünürlük	197 x 197 damla/mm (X,Y)		
Hassasiyet	İlk 25 mm'de 127 µm, sonrasında 25 µm		
İmalat Hacmi	152.4 x 152.4 x 101.6 mm		
Çalışma Sıcaklığı	16-24 ^{o}C		
Desteklenen Format	.stl, .slc		

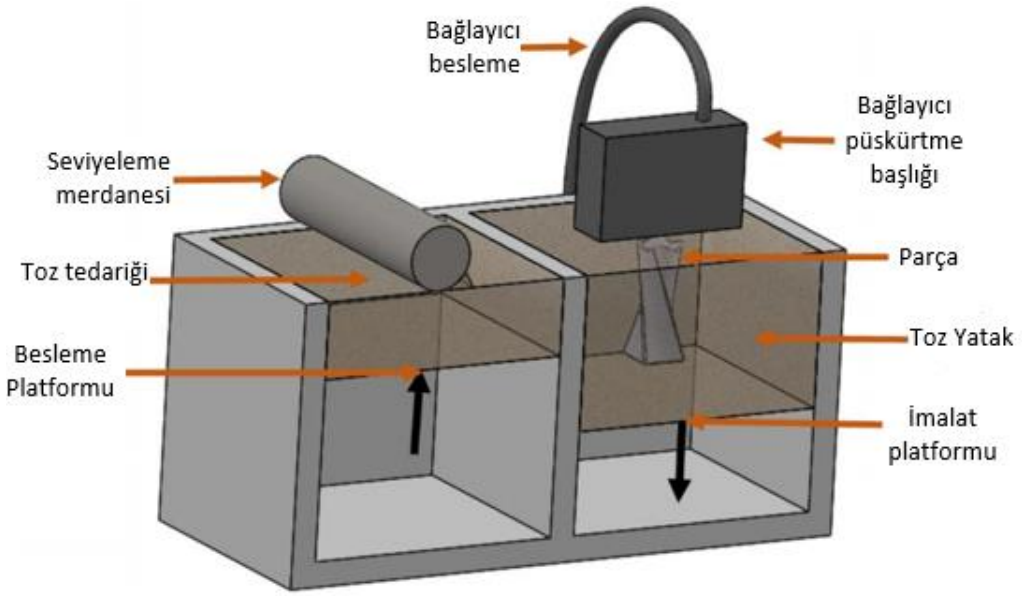
5.5 Bağlayıcı Püskürtme (Binder Jetting, BJ)

İlk kez "Üç Boyutlu Baskı" (*3 Dimensional Printing, 3DP*) ismiyle tanıtılan bağlayıcı püskürtme (BJ) prosesinde, bir yatak içerisindeki toz hammaddenin üzerine bağlayıcı eklenerek katmanlar elde edilmektedir. Daha sonra yazıcı platformu bir katman kalınlığı kadar aşağıya indirilerek yeni toz katmanı daha önceden oluşturulmuş katmanın üzerine serilmesi sağlanmaktadır. Bu işlemler bir döngü halinde gerçekleştirilerek objenin üretimi tamamlanır (Şekil 5.81). Bu teknolojide metal, seramik, kum malzemeler kullanılabilir ve büyük parçaların imalatı için uygundur. BJ'de bir ısıtma işlemi olmadığı için termal etkiden kaynaklanan boyutsal distorsiyonlar oluşmaz. Ayrıca SLS teknolojisinde olduğu gibi tozlar yatak içerisinde oluşturulan parçanın etrafında destek görevi görürler ve bu yüzden harici destek yapılarına ihtiyaç duyulmaz. Geniş malzeme seçeneği sunan BJ teknolojisi, renkli parçaların üretimi ve düşük maliyetli imalat imkanı sunmaktadır. Ancak metal BJ teknolojisi ile basılan parçalar yüksek poroziteye sahip olmakla birlikte üretilen parçaların mekanik özelliklerinde olumsuzluklar ortaya çıkabilmektedir. Basımdan sonra son-işlem gerekebilir ve parçanın kullanılmadan önce mekanik özelliklerinin artırılması için infiltran uygulaması gerekebilmektedir. Seramik parçalar için bu

madde genellikle siyanoakrilat yapıştırıcı, metal parçalar için bronz olarak seçilmektedir [1051].

BJ teknolojisi 1993 yılında Massachusetts Teknoloji Enstitüsü'nde geliştirilmiştir [1050]. İki yıl sonra ZCorp firması tarafından aynı teknoloji lisanslandırılmıştır [1052]. Daha sonrasında ExOne, ZCorp (2012 yılında 3D Systems tarafından satın alınmıştır), Voxeljet gibi cihaz üreticileri tarafından çeşitli malzemelerin işlenebildiği sistemler piyasaya sürülmüştür [1053]. Teknolojiye dair önemli patentlerin sürelerinin dolmasıyla Desktop Metal ve HP gibi firmalar da BJ sistemlerini hizmete sunmaya başlamıştır [1054].

BJ prosesleri, birçok potansiyel avantaja sahiptir. Örneğin; toz formuna getirilebilen neredeyse tüm hammaddelerin kullanılabilmesi ve fonksiyonel parçaların üretilebilmesi BJ sistemlerinde mümkündür. Ayrıca MJ sistemleri gibi diğer püskürtme esaslı yöntemlerle karşılaştırıldığında, yalnızca parça hacminin çok küçük bir bölümü kadar bağlayıcı malzeme püskürtüldüğünden imalat verimi oldukça yüksektir. Proseste, toz partiküllerin birbirine bağlanmasıyla elde edilen "yaş hal" sonrası parça ısıl işlemler (sinterleme gibi), yüzey işlemleri (kumlama, kaplama, vb) gibi bir takım son işlemler ile birlikte arzu edilen nihai özellikler elde edilebilmektedir. Nihai parçaların kalitesi, prosesin uygulama alanlarını belirlemektedir. Nihai özellikler; hammaddenin cinsi, toz yatak yapısı, imalat parametreleri ve son işlem uygulamalarına bağlı olarak değişim göstermektedir [1055].



Şekil 5.81 BJ sistem şematiği [1056]

Parçanın her bir katmanının oluşturulmasında, bir seviyeleme (yayıcı) merdanesi yardımıyla bir katman kalınlığında işlenmemiş toz yüzeye serilmekte ve püskürtme başlığı tarafından toz yatağa sıvı bağlayıcı ajan gönderilerek katmana dair 2D paternler oluşturulmaktadır. Bazı bağlayıcı-toz yatak sistemlerinde nem ve kürlenmenin kontrol edilebilmesi için ısıtıcılardan faydalanılabilmekle birlikte ısı uygulama, BJ prosesinin temel gereksinimi değildir. Her katmandan sonrasında imalat platformu bir katman kalınlığı mesafe boyunca z-ekseninde aşağıya doğru hareket ederek, oluşturulacak yeni katman için alan yaratılmakta ve elde edilen "yaş hal" durumundaki nihai parçalar genellikle kırılgan yapıda olduğundan, mekanik özelliklerin iyileştirilmesi için bir dizi son işleme tabi tutulmaktadır [1057, 1058].

5.5.1 Hammadde Karakteristiği

BJ proseslerinin temelini toz karakteristiği oluşturmaktadır. Bu yüzden, parçanın başarısını ve hızlı elde edilmesini belirleyen esas faktör toz biriktirme mekanizmasıdır. Görüntü itibariyle sıvıların akışına benzese de tozlar ne kadar ince olursa olsun akış davranışları çok daha karmaşık yapıdadır. Partiküller arası etkileşim kuvvetleri büyük oranda taneciklerin boyutu, şekli, kompozisyonu, nemi gibi özelliklerden etkilenmekte ve buna bağlı olarak hatasız katman oluşumunun sağlanabilmesi için farklı yaklaşımlardan faydalanmak gerekmektedir. Birikim metodunu, tozun akış karakteristikleri belirlemektedir. Tipik BJ tozları (d≥30 μm)

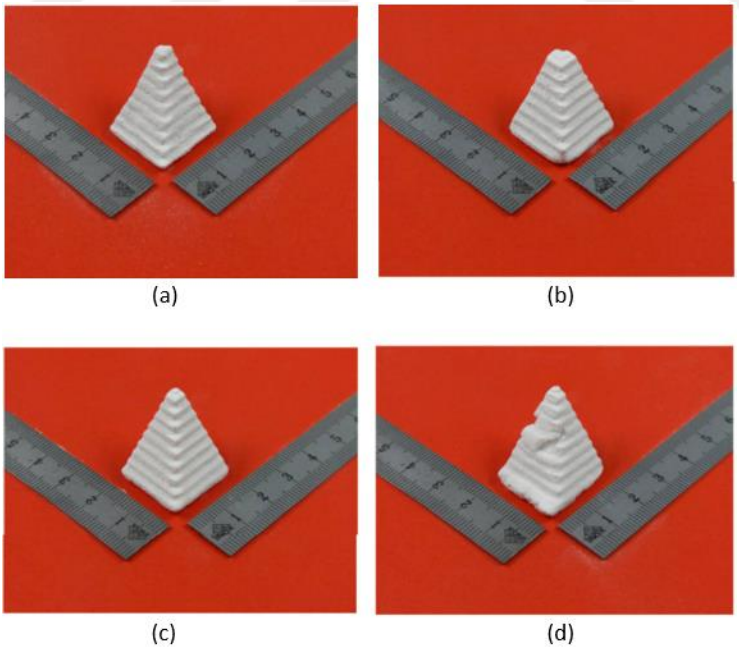
kuru halde işlenirken; tanecik boyutlarının küçülmesi ile proses parametrelerinin daha hassas olarak ayarlanması gerekmektedir. Bazı durumlarda özel toz işlemlerinin uygulanması gerekebilmektedir [1059]. Ayrıca toz boyutlarının çok küçük olduğu durumlarda paketleme yoğunluğunun ve istikrarın sağlanabilmesi adına bu partiküller taşıyıcı bir sıvı içerisinde dağıtılarak, MJ sistemlerinde de değinildiği şekilde kullanılabilmektedir.

BJ sistemlerindeki temel endişelerden birisi de toz katmanın istif haldeki (işlem görmemiş) karakteristiğidir. İmalat sırasında topaklaşma olayı genellikle çok nadir cereyan etse de, özellikle porozitenin üniform dağılımına ve dolayısıyla elde edilen parçanın yaş durumdaki mekanik ve sinterlenme davranışları üzerine etkisi oldukça fazladır. Yaş durumdaki yoğunluk dağılımı, parçanın tam yoğunluğa sinterlenecek olması durumunda ortaya çıkacak büzülme gibi davranışları etkilediğinden, boyutsal hassasiyet üzerinde direkt tesire sahiptir. Sabit boyutlu küresel tozlarda, tozların yataktaki işlem öncesi istif yoğunluğu, malzemenin teorik yoğunluğunun yaklaşık %60'ı kadardır [1060]. En yüksek performansın elde edilebilmesine yönelik yapılan tamamen pekleştirme uygulamaları için genellikle basınçsız sinterleme işlemleri tercih edilmekte ve yaş durumdaki yoğunluğun, teorik yoğunluğun en az %50'si kadar olması gerektiği belirtilmektedir. Yoğunluktaki herhangi bir farklılık, pekleştirme işlemlerinde çeşitli çarpılma, katlanma, burkulma gibi istenmeyen davranışların ortaya çıkmasına neden olabilmektedir [1061].

5.5.1.1 Kuru Tozun Akışı

Birçok malzemenin toz formuna getirilebilmesi nedeniyle eklemeli imalat teknolojilerinde toz kullanımlı sistemler geniş kullanıma sahiptir. Toz malzemenin ideal olarak; bir sıvı gibi üniform akışa sahip olması ve tanecikleri arası etkileşim kuvvetlerinin az olması beklenmektedir. 50 μm'den büyük çaplı taneciklerde genellikle kayma kuvvetleri düşük olmakla birlikte partikül boyutunun küçültülmesiyle tozlar arasındaki kuvvetler azalarak serbest akış davranışı zayıflamaktadır. Buna karşın, toz boyutunun küçük olması sinterleme sonrası daha sıkı yapı elde edilerek mekanik özelliklerin artmasına neden olmaktadır [1062].

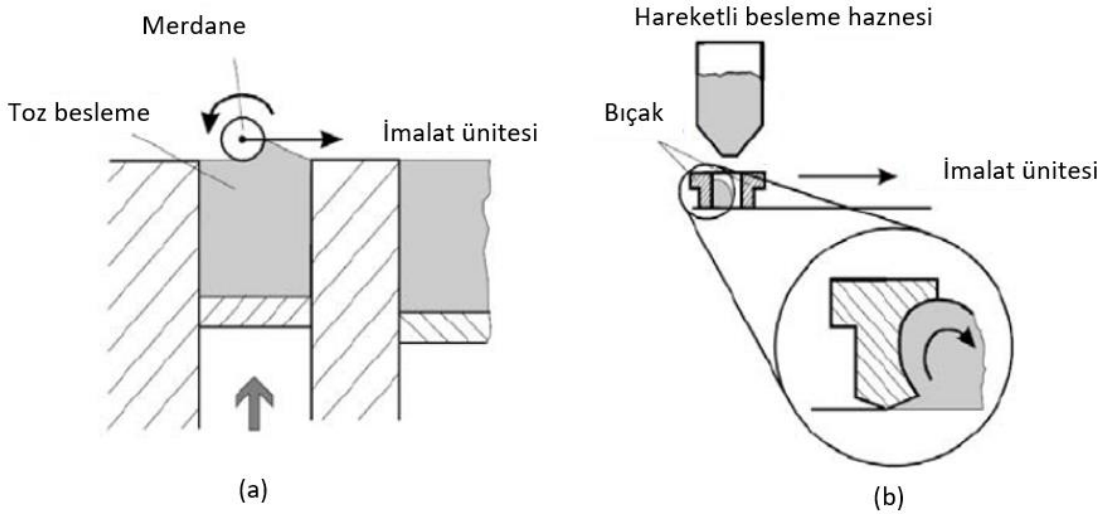
Kuru tozun akıcılığı kantitatif olarak; yaslanma açısı, Hausner oranı, açıklıktan kütle akış oranı ve tozun iç kohezyon özellikleri gibi çeşitli ölçümlerle tanımlanabilmektedir [1063]. Buna rağmen akış alanları veya nem tutma, oksidasyon olaylarındaki değişiklik nedeniyle akış karakteristikleri beklenenden farklı sonuçlanabilmektedir. Tipik olarak, serbest yoğunluğu yüksek ve düşük Hausner oranına (sıkıştırılmış yoğunluk/ serbest yoğunluk) sahip tozlar, daha iyi dağılma özelliğine sahiptir. Bazı durumlarda tozların kaplanması veya tozun tamamen kurutulması da dağılabilirlik özelliğinin iyileştirilmesi için başvurulan yöntemlerdendir [1064, 1065]. Tozların akıcılığı, BJ proseslerinde katman oluşumu için önkoşul özelliğinde olsa da her zaman başarılı bir baskının elde edilmesi garanti değildir. Örneğin; Butscher ve arkadaşları, mükemmel akış davranışına sahip d_{50}=51 µm büyüklüğünde kalsiyum fosfat tozları kullanarak yapmış oldukları çalışmada; katmanların yerlerinin değiştiğini ve baskının başarısız olduğunu kaydetmiştir. Gerekli akış karakteristiğinin tek başına yeterli olmadığını, toz yatağın yüzey pürüzlülüğünün ve dağılma yoğunluğunun da baskı kalitesinde son derecede etkiye sahip olduğunu farkederek 20-35 µm ortalama tane boyutuna sahip Ca-P tozları kullandıklarında daha başarılı sonuç elde edildiğini belirtmiştir (Şekil 5.82) [1066].



Şekil 5.82 Farklı tane boyutlarında tozların kullanılmasıyla aynı geometrideki farklı sonuçlar;
$d_{10}/d_{50}/d_{90}$ (µm) : (a) 11/18/28, (b) 16/27/39, (c) 15/35/54, (d) 20/51/75 [1066]

5.5.1.2 Yayma Metodu

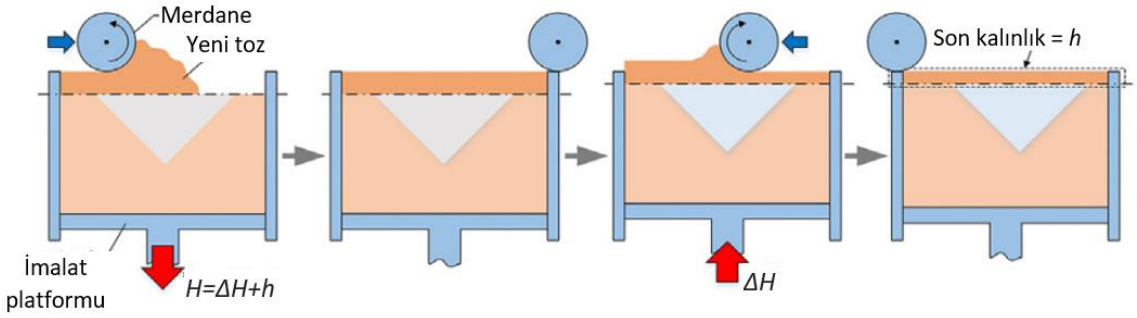
BJ sistemlerinde kullanılan yaygın bir yaklaşım, imalat platformu yanındaki hammadde platformunun bir piston yardımıyla yukarıya kaldırılarak, serilecek toz katmanın yükseltilmesi şeklindedir. Buna alternatif olarak hareketli besleme haznelerinin kullanıldığı sistemler de mevcuttur [1067]. Hareketli besleme haznelerinin kullanıldığı sistemlerde, hazne imalat bölümünün yanında değil, üstünde konumlandırılmıştır (Şekil 5.83). Tozun akışının sağlanabilmesi için hazneye sallantı uygulanmaktadır. Tek bir baskı işleminde birden fazla malzemenin kullanılabilmesi için çoklu hareketli hazneler kullanılabilmekte, katmanların oluşturulmasının peşine haznelerin akışları durdurulup-başlatılarak malzeme geçişleri sağlanabilmektedir [1068].



Şekil 5.83 Farklı toz serme mekanizmaları; (a) besleme platformu ve merdaneli serme, (b) hareketli besleme hazneli ve bıçaklı serme [1067]

Literatürdeki araştırmalarda, tanecikler arası kayma kuvvetlerinin azaltılması için vibrasyon uygulanmasının yapılmadığı durumunda, merdane dönüş oranı ve travers hızının tozların istifi üzerinde pek fazla etkiye sahip olmadığı belirtilmiştir. Seluga ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada çok ince (<15 μm) 17-4 çelik malzeme tozları kullanılarak, dağıtıcı merdaneye uygulanan vibrasyon sayesinde serilmiş toz yoğunluğunun %39'dan %51'e yükseldiği gözlenmiş ve ayrıca merdanenin ilk geçişten sonra geri dönüşünde rotasyona gerek olmadan düz yüzey elde edilebildiği keşfedilmiştir [1064].

İşlenmemiş tozun sıkılığı, çift-düzleştirme gibi alternatif metotlarla artırılabilmektedir. Çift-düzleştirme prosedürü (Şekil 5.84), yeni toz katmanların serilme aralıklarında iki kez seviyelendirme adımı içermektedir. Shu ve arkadaşları; serme mekanizmasının titreşimli rotasyonel merdaneden çift-düzleştirmeye değiştirilmesiyle, kullanmış oldukları alümina toz ile elde ettikleri parçanın yaş durum yoğunluğunun %43'ten %70'e yükseldiğini raporlamıştır. Bu metot özellikle katman oluşum hatalarının önlenmesinde ve yaş durum yoğunluğunun yükseltilmesinde, geleneksel merdaneli serme sistemlerine göre avantajlı konumdadır [1069].

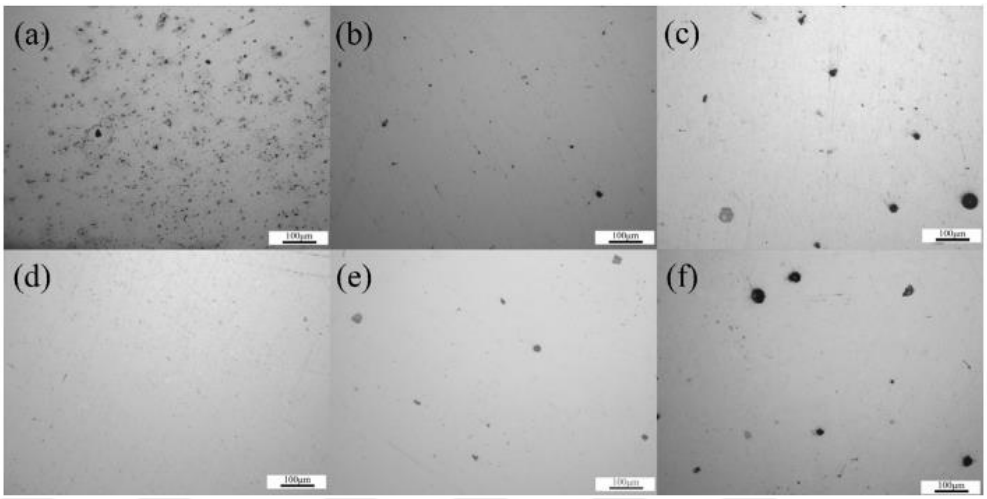


Şekil 5.84 Çift-düzleştirme prosedürü [1069]

5.5.1.3 Multimodal Toz Karışımları ve Çok İnce Tozlar

Tek çeşit toz istifine kıyasla daha yüksek serme yoğunluklarına ulaşmak için kanıtlanmış bir yöntem olarak; iki farklı toz boyutlarının bir arada kullanılmasıyla hazırlanan bimodal karışımlar öne çıkmaktadır. Bu karışımlar genel olarak; büyük tanecikler ve bu büyük taneciklerin arasındaki boşluklara sızabilecek daha küçük taneciklerden meydana gelmektedir [1070]. Partikül istifi, Furnas ve Andreasen'in önermiş olduğu iki temel teoriyle analitik olarak değerlendirilebilmektedir [1071, 1072]. İstif haldeki partiküllerin porozite seviyelerinin ölçülmesinde; partikül şekli, modal partikül farklılıkları ve dağılımları, ortalama partikül boyutu ve son olarak partikül boyut dağılımı (TBD) parametreleri değiştirilerek deney setleri kullanılmıştır. Tozların intizamında deneysel kontrolün sınırlı olması nedeniyle, birçok çalışmada farklı yöntemler kullanılarak hammadde karışımının istif yoğunluklarına etkisine dair incelemeler literatürde mevcuttur [1073- 1075]. Liu ve

arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, kaba bronz tozlarına hacmen %31 kadar daha ince bakır tozlarının eklenmesiyle yaş durum yoğunluğu %59.3'ten %72.3'e yükseltilebilmiştir [1077].



Şekil 5.85 Kaba tane (KT: 100 μm)- ince tane (İT: 10 μm) bimodal K418 alaşım tozu karışımının farklı hacim oranlarına göre yapılarının sinterleme sonrası incelenmesi; (a) %0 KT, (b) %50 KT, (c) %66,7 KT, (d) %80 KT, (e) %85.7 KT, (f) %100 KT [1076]

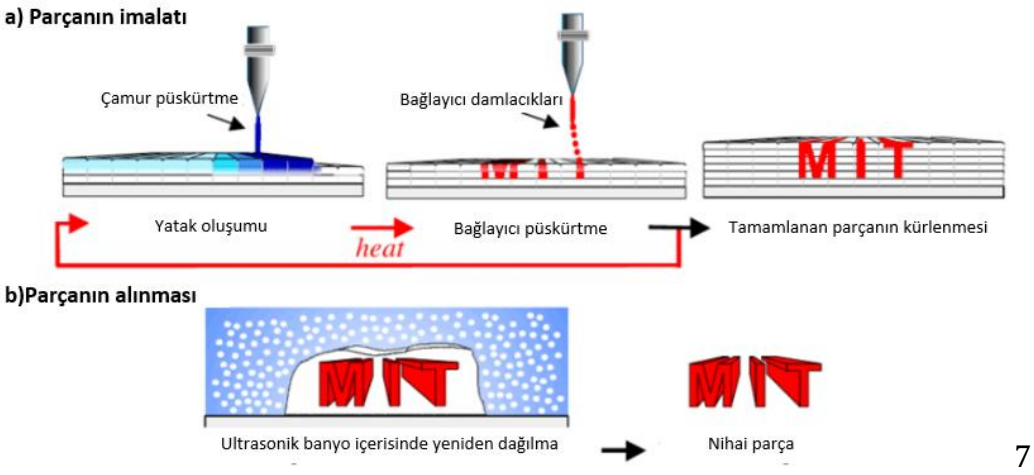
BJ sistemlerinde, daha pürüzsüz yüzeylerin ve yüksek sinterlenmiş yoğunlukların elde edilebilmesi için multi-modal toz karışımları kullanılabilmektedir. Multi-modal toz karışımlarının kullanılmasında sıkça karşılaşılan önemli bir engel; ince tozların ilave edilmesinin sonucu olarak bağlayıcı infiltrasyonu için gereken süre ve basınç artmakta ve buna bağlı olarak baskı işleminde hatalarla karşılaşılabilmektedir. Bununla birlikte ince tozların eklenmesi, akış davranışının kontrolünü zorlaştırmakta ve benzer tane boyutlarına sahip tozların bir araya gelmesine yol açabilmektedir [1078].

Çok ince tozların dağıtılması, katmanlı imalat proseslerinde karşılaşılan en önemli zorluklardan birisidir. İnce tozların daha fazla yüzey alanına sahip olması, çevresel koşullara karşı hassasiyetin artmasına ve akış davranışına etki edecek partiküller arası etkileşim kuvvetlerinin güçlenmesine neden olmaktadır. Bunun sonucu olarak, üniform olmayan istif yapısı ve büzülme farklılıklarının ortaya çıkmasıyla birlikte sinterleme esnasında distorsiyonlar meydana gelmektedir [1079]. Yine de yüksek çözünürlük ve daha ince katmanların elde edilebilmesi için genellikle daha ince taneler tozlar tercih edilmektedir [1080]. Ayrıca ince tanelerin yüksek spesifik

yüzey enerjileri nedeniyle sinterlenme karakteristiği iyileşmektedir. Bu durum özellikle seramikler ve tungsten gibi yüksek ergime noktasına sahip malzemelerin üretiminde büyük öneme sahiptir. Refraktif malzemelerin basınçsız sinterleme işlemleri, çok yüksek sıcaklıklarda ve uzun işlem sürelerinde gerçekleştirilmektedir. Yüksek sıcaklık ve uzun işlem süresinin birleşmesiyle tane kabalaşması meydana gelerek parçanın mekanik özellikleri kötüleşebilmektedir [1081]. Tozlar düzgün yayılıp üniform katmanlar oluşturabiliyorsa, kaba ve ince tanelerin bulunduğu toz hammadde daha iyi istifli katmanların oluşumuna olanak sağlamaktadır. Ayrıca, serme yoğunluğunun artırılması için döner merdanenin tozlar üzerine pres uygulayarak çalışması gibi yöntemler literatürde mevcuttur [1082].

5.5.1.4 Çamur Şarj

Partiküllerin birkaç mikron veya daha küçük boyutlarda olması, elektrostatik ve diğer kuvvetlerin toz üzerindeki etkisini artırmaktadır. Bu artışla birlikte serilen toz katmanın yoğunluğu ve istikrarı azalmaktadır. Bu zorluğun üstesinden gelebilmek için tozlar bir sıvı içerisinde dağıtılarak, çamur elde edilmektedir. Bu çamur gözenekli bir ortam üzerinde biriktirilerek, bünyesindeki sıvı sızarak ve buharlaşarak uzaklaştırılır ve tozların sıkı bir halde yatakta birikmesi sağlanmaktadır. Daha sonrasında, istenen geometrinin elde edilmesi için bağlayıcı seçici olarak püskürtülmektedir (Şekil 5.86) [1083].



Şekil 5.86 Çamur kullanımlı BJ sistemlerinin işlem akışı [1084]

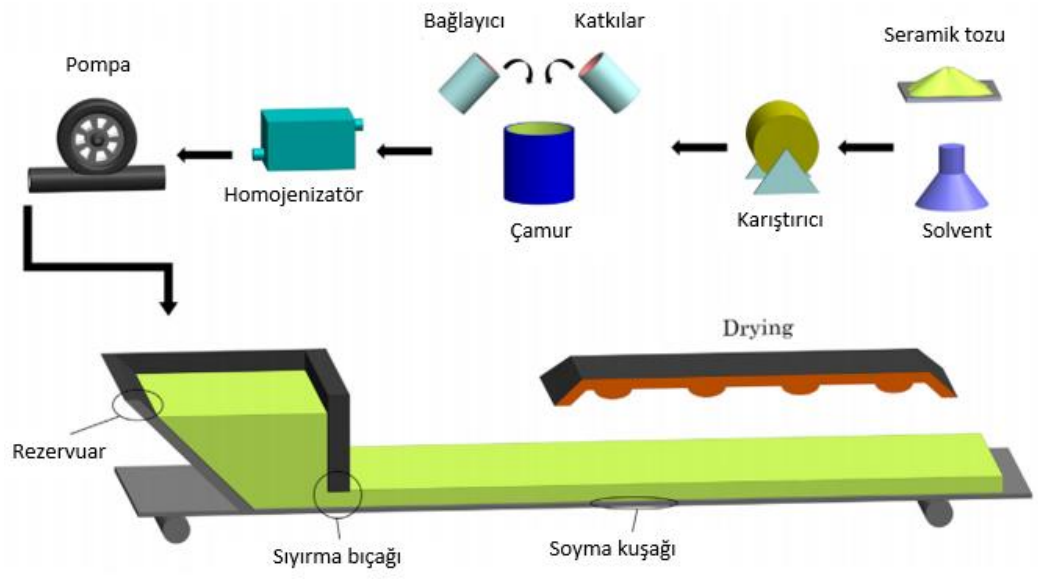
Çamurun biriktirilmesi esnasında; katı-sıvı-gaz etkileşimleri sonucu terleme, baloncuk oluşumu, çatlama ve segregasyon gibi önemli problemler ortaya çıkabilmektedir [1085, 1086]. Genellikle çamur formülasyonları; plastikleştirici, bağlayıcı, dispersant ve köpük önleyici ajanlar içermektedir. Teorik modellemeler ve bilgisayar simülasyonları sayesinde çamurun reolojik karakteristiği hakkında ön fikirlere sahip olmak mümkündür. Ayrıca, çatlak oluşumunu en aza indirmek için gerilme boşalması testleriyle birlikte katkı miktarlarında optimizasyon çalışmaları yapılabilmektedir [1087]. Çamurun içeriğine dair yapılan çalışmaların çoğunda deneme-yanılma yöntemine de başvurulduğu, ilgili literatürde görülebilmektedir [1088, 1089]. Çamur kullanımlı BJ yöntemlerinde metalik malzemeler yerine genellikle seramik esaslı malzemelerle üretim gerçekleştirilmektedir. Bunun nedeni olarak metallerin kısmen daha yüksek yoğunlukta olması ve buna bağlı olarak daha kararsız davranmalarıyla birlikte ince metal tozların oksidasyon ilgisinin yüksek olması gösterebilir. Studnitzky ve arkadaşlarının yapmış olduğu Ti-6Al-4V ekran baskısı çalışmasında oksijen ve karbon miktarının işlem süresince artış gösterdiği ve buna bağlı olarak mekanik dayanımlarda özellikle sinterleme sonrası büyük düşüşler yaşandığı belirtilmiştir [1090].

Çamur katmanın serilmesine dayalı prosesler, kuru toz kullanımlı sistemlere kıyasla daha uzun sürelerde gerçekleşmesine karşın; baskı çözünürlüğü, daha küçük bölümlerin tanımlanabilmesi ve daha iyi sinterlenebilirlik gibi bir takım avantajlara da sahiptir [1091]. Bir diğer üstünlük ise; porozite ve kompozisyonun istenen doğrultuda çeşitlilik gösterebilmesidir. İnce alümina (Al_2O_3), çamur BJ sistemlerinde en yaygın işlenen seramik malzemedir. Grau ve arkadaşları, alümina toz katmanların işlenerek yaş durum yoğunluğunun, teorik yoğunluğun %60-67'sine kadar çıkabildiğini ve pişirme işleminden (sinterleme) sonra elde edilen yoğunluğun ise teorik yoğunluğun %99'a kadar çıkabildiğini raporlamıştır. Ayrıca merdiven oluşumu kusurunun 100-150 μm katman kalınlıklarında neredeyse tamamen ortadan kalktığını ve yüzey kalitesinin kuru toz kullanımlı prosese göre oldukça yüksek olduğunu belirtmiştir [1092].

Çamur kullanımlı BJ sistemlerinde kullanılan diğer malzemelere örnek olarak; Wang ve arkadaşlarının alümina ilaveli silika çamurlarıyla yapmış oldukları bileşim

endeksli lens çalışmaları, Manograham ve arkadaşlarının nikel oksit-itriya stabilizatörlü lantan-stronsiyum-manganit çamurlarıyla yapmış oldukları poröz yakıt hücresi çalışmaları, Kernan ve arkadaşlarının tungsten karbür-cobalt oksit çamurlarıyla yapmış oldukları tungsten karbür-kobalt seramik çalışmaları literatürde mevcuttur [1093-1095].

BJ bağlamında çamur biriktirme tekniği, geleneksel seramik üretim metotlarıyla birçok ortak özelliğe sahiptir. Katmanı oluşturmadaki ilk aşama, seramiklerin slip veya şerit dökümde alçı kullanılması gibi bünyeden suyu uzaklaştıracak poröz bir substrat üzerine çamurun biriktirilmesidir (Şekil 5.87). Taze çamur katmanının biriktirilmesinden önce, daha önceki katmanın kurumuş olması gerekmektedir. Aksi takdirde terleme gibi davranışlara bağlı olarak noktasal pütürler ortaya çıkabilmektedir [1096]. Levha kalınlığının kolay kontrolü, yüksek üretim verimi ve katmandaki toz konsantrasyonunun özel olarak ayarlanabilmesi gibi avantajları nedeniyle substratın imalatında genellikle şerit döküm yöntemi tercih edilmektedir. Şerit dökümün bu avantajları göz önüne alındığında; radyo frekans rezonatörleri, kapasitörler ve dielektrik yalıtıcılar gibi seramik mikro-elektroniklerin üretiminde yaygın olarak kullanıldığı görülmektedir [1097, 1098].



Şekil 5.87 Şerit döküm şematiği [1099]

5.5.2 Bağlayıcı Seçimi

Kullanılacak toz hammaddeye uygun, doğru bağlayıcının seçimi BJ sistemlerindeki başarının anahtarı niteliğindedir. İlk olarak, kullanılacak bağlayıcının yazılabilir olması gerekmektedir. İdeal bağlayıcının; birbirinden bağımsız damlacıkların oluşumuna ve nozülden ani çıkışa izin verecek düşük viskozitede olması beklenmektedir [1100]. Ayrıca bağlayıcı, baskı işleminin başlattığı büyük kayma gerilmelerine karşı kararlılığını koruyabilmelidir. Diğer önemli kriterler olarak; düzgün toz etkileşimi, temiz yanma karakteristikleri, uzun raf ömrü ve düşük çevresel risk taşıması istenen bağlayıcılarda genel olarak primer bağlayıcı mekanizması; sıvı içerisinde ve yatak içerisinde olmak üzere iki sınıfta incelenmektedir. Sıvı-içi grubunda bağlayıcı ajan tamamen, püskürtülen sıvı içerisinde taşınmaktadır. Yatak-içi grubunda ise basit reolojik özelliklere sahip sıvı, toz yatağa nüfuz ederek partikülleri birbirine bağlamaktadır. Partiküller arası bağlar hidrasyonla başlamaktadır [1101- 1102]. Bazı durumlarda bağlayıcı, partiküllerin füzyon oluşumuna sebep olabilmektedir. Bu durum genellikle polimer tozlarında meydana gelmekle birlikte magnezyum tozlarının da bağlayıcı ile füzyonu üzerine çalışmalar bulunmaktadır [1103].

Sıvı içi bağlayıcı solüsyonları, yatak içi bağlama mekanizmasına kıyaslandığında, genellikle yazıcı başlığında tıkanmaya bağlı erken kusur oluşumuna neden olmakla birlikte daha geniş malzeme çeşitliliğinin kullanılması avantajına sahiptir [1104-1106]. Organik çapraz bağlayıcı ajan içeren sıvı-içi bağlayıcılar genellikle bütiral reçineler, poliviniller, polisiloksanlar, poliakrilik asitler, ve akrisollerdir [1107-1109]. Bu bağlayıcılar genellikle son işlem sırasında ısıl olarak bozunarak, geride çok az kalıntı bırakmaktadır [1110]. Ayrıca, baskı sonrası bağlayıcı migrasyonundaki zorlukların azaltılabilmesi için foto-kürlenebilir polimerlerden faydalanılabilmektedir.

Yatak içi bağlama mekanizmasındaki adhesif katkılar, genellikle çözülme ve yapıda boşluklar bırakma eğilimindedir. Bu yüzden, bu bağlayıcı formülasyonları yüksek dayanıma sahip ve yüksek yoğunluklu parçaların imalatında pek tercih edilmemektedir [1111]. Bunun yerine araştırmacılar; nişasta, dekstran, maltodeksterin gibi yatak-içi ajanları ve farklı sulu çözelti kompozisyonları

kullanarak poröz yapılar üretmeyi tercih etmektedir [1110- 1112]. Bir asitle (örneğin sitrik asit) etkileşime girip, pH değerini 9-9.5 aralığından yaklaşık 7.5 'e çekerek bağlayıcının aşırı migrasyonunu önleyen önemli bir inorganik çözelti grubu da silika koloitlerdir [1100].

İçerisinde nano-partiküller ihtiva eden bağlayıcıların kullanılmasına dair çeşitli çalışmalar literatürde mevcuttur. Bu çalışmalarda amaç; püskürtülen nanopartiküllerin, üzerine püskürtüldükleri daha büyük partiküllerin arasındaki boşlukları doldurarak parçanın sinterlenme kabiliyetinin iyileştirilmesi ve büzülme davranışının azaltılmasıdır [1113]. Nanopartiküller daha düşük sıcaklıklarda sinterlenerek büyük taneciklerin birbirleriyle birleşmesini sağlamakta ve buna bağlı olarak yaş durum dayanımını yükseltmektedir. Bazı uygulamalarda nihai parçada daha az empürite bırakmasından dolayı organik bağlayıcılar yerine inorganik süspansiyonlar tercih edilebilmektedir. Örneğin; Bai ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada bakır tozlarını BJ ile işleyebilmek için organik bağlayıcı, kolloidal organik bağlayıcı ve kolloidal inorganik bağlayıcılar (bakır nano-partikül içeren) ayrı ayrı kullanılarak püskürtme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bulguları doğrultusunda, en yüksek nihai yoğunluğa inorganik kolloidal bağlayıcılarla ulaşıldığı belirtilmiştir. Sinterleme esnasında hacimsel büzülme büyük oranda azalmakla birlikte sinter yoğunluğunda önemli bir artış gözlenmemiştir. Bunun sebebinin oluşan por büyüklüklerinin geniş aralıkta olmasından kaynaklı olduğu düşünülerek, performansın artırılması için tekrarlı baskı işlemi denenmiş ancak bu sefer de gözeneklerin nanopartiküllerle dolmuş olmasından kaynaklı bağlayıcının taşınmasında sınırlamayla karşılaşılmıştır. Buna karşın organik bağlayıcıların kullanılmasıyla benzer son yoğunluklar elde edilse de; kaba tanelerin arasına daha fazla nano-partiküllerin kaynamış olması, sinterlenmiş parçanın mekanik dayanımı yükseltmiştir [1114].

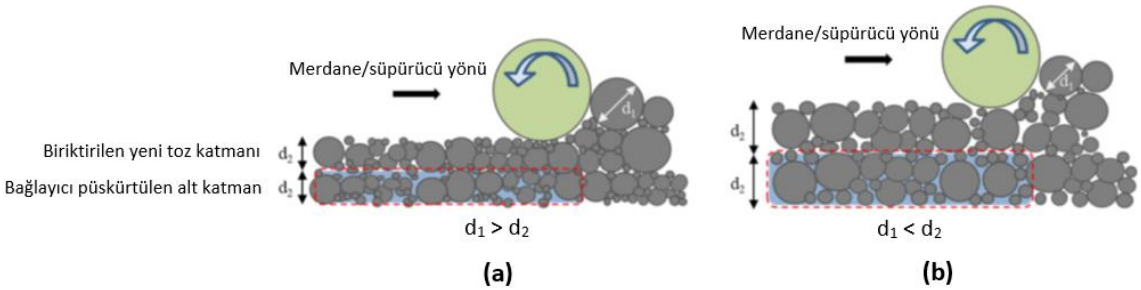
Bazı durumlarda bağlayıcı seçiminde, üretilen parçanın uygulama alanı göz önünde bulundurularak seçim yapılmaktadır. Örneğin; kum kalıba döküm uygulamalarında kullanılmak üzere BJ sistemleriyle üretilmiş kalıp ve maçalar, dökülen ergiyik metalle temas esnasında yüksek sıcaklıklara maruz kalmaktadır. Döküm ürünlerinde kusurlara yol açabilecek potansiyel gaz sıkışmalarının oluşma ihtimali

göz önünde bulundurularak, kullanılan bağlayıcının yanma karakteristiği doğru analiz edilmiş olmalıdır [1115]. Bu tür uygulamalarda furan gibi soğuk reçineler (*no-bake binder*) daha çok kullanılmaktadır. Döküm sırasında aşırı gaz oluşumunun ve kalıp/maça erozyonunun önlenmesi için, bağlayıcı miktarının doğru tayin edilmiş olması gerekmektedir [1116, 1117].

5.5.3 Baskı Parametreleri

5.5.3.1 Katman Kalınlığı

BJ sistemlerinde katman kalınlığı, baskı esnasında toz yatağının z-eksenindeki işlenebilir yüksekliği olarak tanımlanmakla birlikte 15-300 μm aralığındadır. Katman kalınlığı genellikle, hedeflenen çözünürlük ve kullanılan tozun boyutlarına göre değişiklik göstermektedir. Literatürde toz boyutunun 3 katı [1118, 1119], 2 katı [1120] olarak katman kalınlıkları seçilmiş çalışmalar bulunmakla birlikte; tozun akışı ve dağılabilirliği açısından katman kalınlığının, maksimum partikül boyutundan daha kalın olması tavsiye edilmektedir [1121, 1122]. Katman kalınlığındaki artış, istif yoğunluğunun düşmesine neden olabilmektedir. Zhang ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada da BJ alümina/cam kompozitlerinde katman kalınlığının istif yoğunluğuna etkisinde benzer sonuçlar elde edilmiştir. Partikül boyut dağılımı 16-53 μm ve ortalama tane boyutunun 35 μm olduğu durumlarda ideal katman kalınlığının 100 μm olduğu belirlenmiştir [1123, 1124]. Partikül boyutları, parçanın kısımlarının tanımlanmasında ve boyutsal yetkinliğin elde edilmesinde, optimum katman kalınlıkları kullanılarak geometrinin elde edilme kalitesini belirleyen faktördür. Partikül boyut dağılımı ise, ön tanımlı katman kalınlıklarının elde edilmesi için tozun akış ve dağılma karakteristiklerini belirleyen faktördür. Tozların boyutları küçüldükçe istif yoğunluğu ve yüzey pürüzsüzlüğünün artmasına karşın, aglomerasyona hassasiyeti gibi istenmeyen davranışların ortaya çıkma riski artmaktadır (Şekil 5.88) [1125].



Şekil 5.88 Yatak yoğunluğuna etkiyen toz partikül boyutu ve iki katman kalınlığının karşılaştırılması (a), farklı katman kalınlıklarında boyutsal hassasiyet değişkenliği (b) [1125]

Genellikle yatak yoğunluğunun yüksek olması, yaş durum yoğunluğunun yüksek olmasına ve buna bağlı olarak sinterlenme esnasında oluşan büzülme oranlarını azaltmaktadır. Örneğin; yaş durum yoğunluğu %40 olan bir parça, tam pekleştirme işlemiyle teorik yoğunluğa ulaşacağında boşlukların ve gözeneklerin kapanmasından dolayı %55-60 dolaylarında büzülme davranışı göstermektedir [1126]. Aynı toz boyut dağılımına sahip; gaz atomizasyon yöntemiyle tozlaştırılmış küresel tozların yaş durum yoğunluğu, su atomizasyon yöntemiyle tozlaştırılmış düzensiz şekilli tozların yaş durum yoğunluğundan fazladır [1124]. Doyle ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; 420 paslanmaz çeliği ve bronz tozlar kullanılarak, katman kalınlığının parçanın mekanik özellikleri üzerine etkisi incelendiğinde Tablo 5.28'deki sonuçlar elde edilmiştir [1127]. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde, katman kalınlığının yalnızca parça çözünürlüğü veya yüzey kalitesine etki etmesinin dışında; parçanın mekanik özellikleri üzerindeki etkisinin de büyük olduğu görülmektedir. Katmanların birbirine daha güçlü bağlanabilmesi için bağlayıcının toz içerisinde alacağı yol (derinlik), kritik önem taşımaktadır. Katman kalınlıkları azaldıkça, parçanın çekme ve basma dayanımı, akma dayanımı, elastik mukavemeti artış göstermektedir.

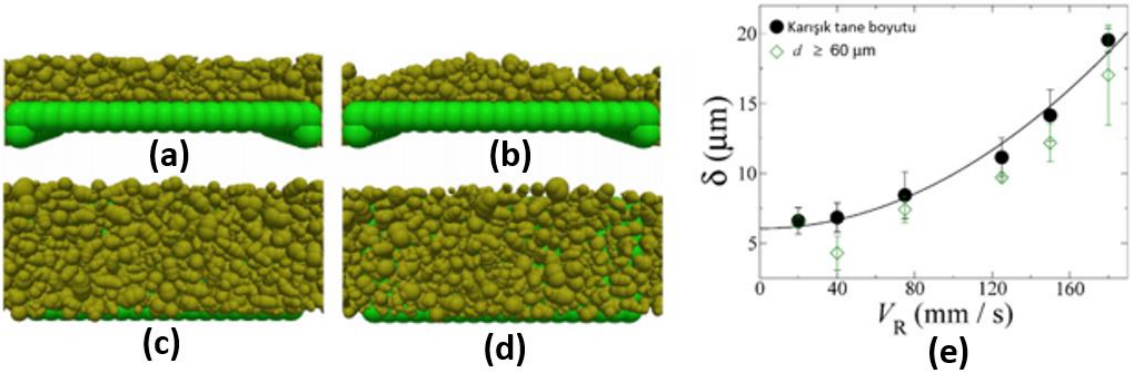
Tablo 5.28 Katman kalınlığının çekme dayanımı ve bağlanma süresine etkisi üzerine yapılan bir çalışma örneğinin özet sonuçları [1127]

Katman Kalınlığı (µm)	Yönlendirme Açısı (°)	Çekme Dayanımı (MPa)	Bağlanma Süresi (katsayı cinsinden)
50	0	737	1
100	0	604	0.8
200	0	505	0.6

5.5.3.2 Toz Serme ve Baskı Hızı

Toz serme hızı; katman kalınlığı gibi parça gereksinimlerin ve maliyet hedeflerinin karşılanabilmesi için dikkate alınan önemli bir parametredir. Toz serme hızı; yeniden kaplama hızı, osilatör hızı, silindir yayıcı ve silindir dönüş hızından oluşarak toplam baskı hızının belirlenmesindeki temel faktördür. Yazıcı tipi ve toz yayma sistemine bağlı olarak yeniden kaplama hızı (mm/s), osilatör hızı (rpm), silindir hızı (rpm) ve silindir dönüş hızı (mm/s) gibi parametreler, kullanıcının ihtiyacına göre baskıdan önce belirlenmiş olmalıdır [1131]. Erken dönem toz biriktirme yöntemlerinde, tozu beslemek için her bir tabaka kalınlığında yükseltilen bir besleme ekseninden faydalanılmaktadır. Bununla beraber, bu tasarımlar günümüzde daha yaygın olarak kullanılan hazne besleme sistemleri ile değiştirilmiştir. Bunun sebebi, baskının durmasına gerek kalmadan haznenin doldurulabilme yeteneğidir [1132]. Silindir hareket hızı, yatağa toz yayılımı sağlamak için silindirin hızını belirleyen bir giriş parametresidir (örn. 0,1-16 mm/s). 4mm/s hızından yüksek silindir hızlarında heterojen toz yatağının oluşabileceği, böylece birden fazla katmanın basıldıktan sonra delaminasyonun meydana gelebileceği birçok çalışmada belirtilmiştir. Shrestha tarafından yapılan bir çalışmada, 6 mm/s ile 14 mm/s arasındaki yayılma hızları üzerinde deneysel tasarım yapılmış ve 6 mm/s'nin daha yüksek doğruluk ile sonuçlandığı kaydedilmiştir [1133]. 6 mm/s'den daha küçük hızlarda deneysel tasarım gerçekleştirilmiş olsa da elde edilebilecek yüksek doğruluğun, baskı süresinin çok fazla olması dezavantajıyla karşılaşmasından kaçınılamamaktadır. Parteli ve

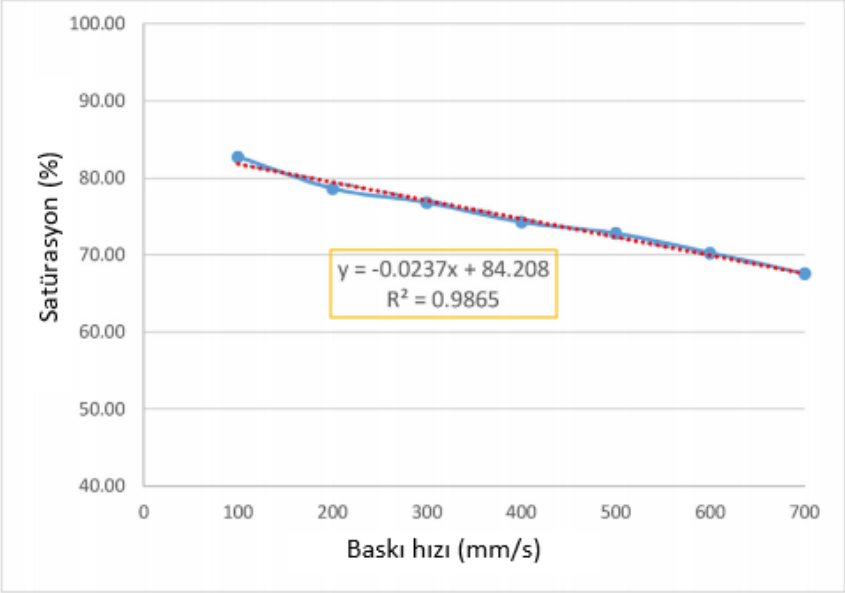
Pöschel tarafından yapılan simülasyon çalışmasında; toz-silindir etkileşimi detaylı olarak incelenmiştir. Çalışma simülasyonu için karmaşık morfolojilere sahip tozlar esas alınarak, saatin tersi yönde çeşitli hızlarda dönen silindir kullanılmıştır. Silindirin rotasyonel dönüş hızının (V_R) 20 mm/s ile 180 mm/s arasında artırılmasıyla, toz yatak yüzey pürüzlülüğünde artış oluştuğu ve parça kalitesinin olumsuz etkilendiği görülmüştür (Şekil 5.89). Toz serme yönteminin (örn. mekanik titreşim), toz geometrisinin, toz yüzey dokusunun ve silindirin yüzey dokusunun, elde edilen parçanın yüzey özellikleri üzerinde büyük tesire sahip olduğunu belirtmek gerekmektedir. Ayrıca, tozlara uygulanan yükteki değişiklik, partiküller arası çekim kuvvetlerinde heterojeniteye yol açabilmektedir. Silindir baskı alanından geçerken, komşu toz parçacıkları arasındaki etkileşimden dolayı homojen olmayan gizli kuvvetler oluşabilmektedir. Dolayısıyla, BJ baskı sırasında proses dinamiklerinin (özellikle harekete bağlı olmak üzere çeşitlenen fiziksel kuvvetlerin) değişkenliğine dair istif davranışın nasıl etkilendiğinin iyi anlaşılmış olması gerekmektedir [1134].



Şekil 5.89 Parça üzerine (açık yaş) uygulanan toz katman ve merdane hızının pürüzlülüğe etkisi; (a) 20 mm/s için yandan görünüm, (b) 180 mm/s için yandan görünüm, (c) 20 mm/s için üstten görünüm, (d) 180 mm/s için üstten görünüm, (e) pürüzlülük- silindir hızı ilişkisi [1134]

Miyanaji ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; baskı hızının artmasının, baskı yönlendirmesinden bağımsız olarak boyutsal doğrulukta bir azalmaya yol açtığını raporlamıştır (Şekil 5.90). Baskı hızı arttıkça, yüksek hızlı bağlayıcı toz yatağına çarpar ve ince tozlarda dışa doğru sıçrama meydana gelir. Bu gibi durumlar göz önüne alındığında yüksek kalitede ve hassasiyette üretim yapmak için baskı hızının yüksek olmaması gerekmektedir. Ayrıca, baskı hızının artması, birim zamanda

gönderilen damlacık miktarının sabit tutulması gereken sınırlama dahilinde toz yataktaki bağlayıcı satürasyonunu azaltmaktadır [1135].



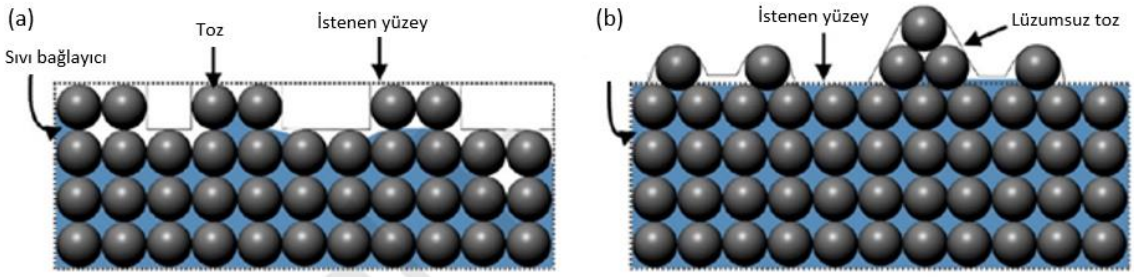
Şekil 5.90 Baskı hızının bağlayıcı satürasyonuna etkisi [1135]

5.5.3.3 Bağlayıcı Satürasyonu

Sabit hacimli damlacık veya ayarlanabilir hacimli damlacık yazıcı başlığı kullanıldığı her iki durumda da bağlayıcının satürasyonu (bağlayıcının toplam por içerisinde doldurduğu oran), doğrudan MJ bölümünde anlatılan DOD sistem kapasitesine bağlıdır. DOD kapasitesi; hem minimum bağlayıcı satürasyon seviyesini hem de daha yüksek bağlayıcı miktarı kullanımında bağlayıcı damlacıklarının üst üste binmesi ve birikmesine ait mekanizmanın kontrolünü belirlemektedir [1128]. Düzgün olmayan bağlayıcı satürasyonu, toz yatağının üniform dağılımını önleyerek, üretilecek parçada boyutsal isabetsizliklerin oluşmasına neden olabilmektedir. Yayma hızı gibi, bağlayıcı satürasyonu da kullanıcılar tarafından kontrollü deneylerle optimize edilebilmektedir. Teorik olarak bağlayıcı satürasyonu (%) aşağıdaki denklemden faydalanılarak hesaplanmaktadır:

$$S = \frac{1000 \times V}{\left(1 - \left(\frac{PR}{100}\right)\right) \times X \times Y \times Z} \tag{5.4}$$

(5.4)'te *V*, her bağlayıcı damlacığının hacmi (pL); *PR*, istif oranı (%); *X* ve *Y*, x-y düzleminde sırasıyla damlacıkların yöne bağlı ara mesafeleri; *Z*, katman kalınlığı (µm) şeklindedir. Yaş durumda yeterli mekanik dayanımın ve yüzey kalitesinin elde edilebilmesinde bağlayıcı satürasyonunun optimizasyonu kritik önem taşımaktadır. Şekil 5.91'de, düzgün olmayan bağlayıcı satürasyonunda ortaya çıkan yüzey kusurları şematik olarak gösterilmiştir.

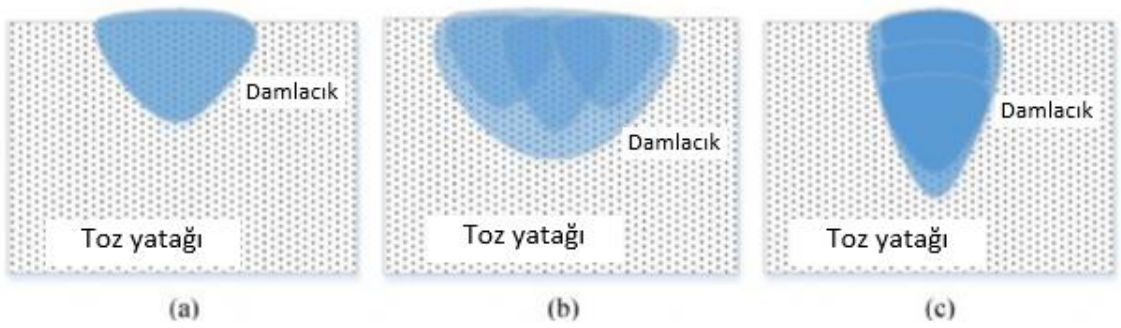


Şekil 5.91 Uygun olmayan bağlayıcı miktarına bağlı muhtemel yüzey kusurları; (a) düşük satürasyon sonucu parça eksilmesi, (b) aşırı satürasyon sonucu istenmeyen paraların yüzeye yapışması [1129, 1130]

Uygun olmayan bağlayıcı miktarına bağlı muhtemel yüzey kusurları; (a) düşük satürasyon sonucu parça eksilmesi, (b)aşırı satürasyon sonucu istenmeyen parçaların yüzeye yapışması [1129, 1130]

Düşük bağlayıcı satürasyonunda katmanların delaminasyonu ve yüksek seviyede gözenek oluşumları meydana gelmesine karşın aşırı bağlayıcı kullanımında ise istenmeyen toz parçaların da yüzeyde toplanmasıyla birlikte yüzey pürüzlülüğü artarak parçada boyutsal uygunsuzluklar oluşmaktadır [1129, 1130]. Aşırı satürasyonla ilgili diğer bir muhtemel problem ise; toz yatağının gereğinden fazla ıslanmasının sonucu arzu edilmeyen partiküllerin seviyeleme merdanesine yapışmasıyla birlikte toz yatağının homojenliğini kaybetmesidir. Daha yüksek miktarda bağlayıcı kullanımına ihtiyaç duyulduğunda, kurutma süresinin uzatılması gibi yöntemlere başvurulabilmektedir. Wang ve arkadaşlarının bağlayıcı damlacık infiltrasyonu üzerine yapmış olduğu çalışmada; bağlayıcı infiltrasyonuna etki eden temel malzeme özellikleri olarak toz yatağın porozitesi ve temas açısı incelenmiştir. Temas açısının artmasıyla, sıvı bağlayıcının infiltrasyon alanının azaldığı gözlenmiştir. Sabit damlacık boyutlu yazıcı başlıklarında damlacığın boyutu,

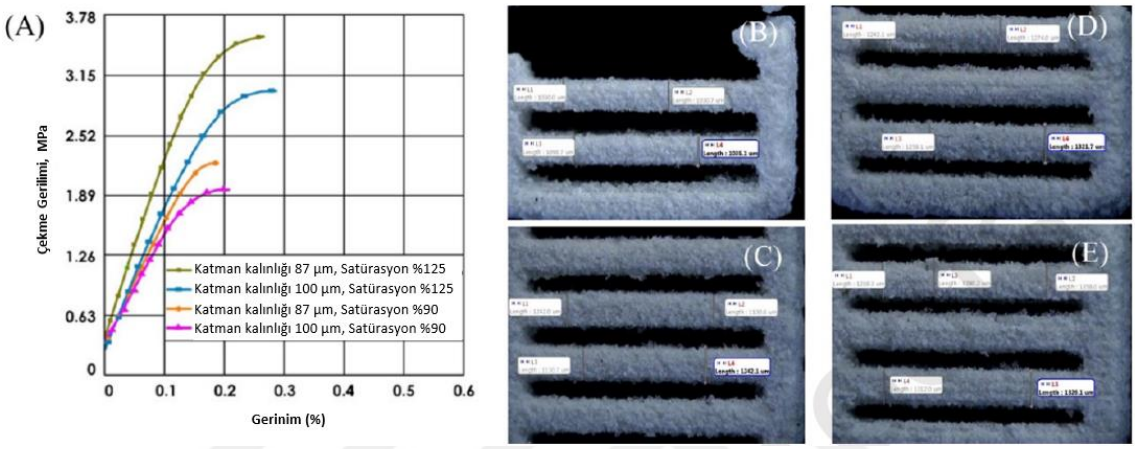
minimum satürasyon çözünürlüğünü belirlemektedir. Şekil 5.92'de satürasyonun alterne edilmesinde başvurulan iki temel yöntem gösterilmiştir. Şekil 5.92.b'de uygun "adım boyuna" bağlı değişken satürasyon için örtüşme ve Şekil 5.92.c'de daha çok kalın toz katmanlarında derine nüfuziyet sağlayabilmek için başvurulan bindirme yöntemleri şematik olarak gösterilmiştir [1136].



Şekil 5.92 Satürasyon artırma yöntemleri ve satürasyon alanına etkisi; (a) tek damlacık, (b) örtüşmeli atım, (c) bindirmeli atım [1136]

Katman kalınlığının kullanılan toz boyutlarından küçük olması durumunda; istenenden fazla miktarda bağlayıcı birikimiyle birlikte yanlardan sızma gerçekleşebilmektedir. Bu problem, terleme ismi verilen yanal sıvı akışına yol açarak komşu tanelerin de oluşturulan 3D parçaya yapışmasına neden olabilmektedir. Katman kalınlığının çok fazla olması durumunda ise bağlayıcının toz yatakta ilerlemesine yeterli vakit kalmamasına bağlı olarak yüzeyde düzensizlikler, tümsekler, oyuklar gibi istenmeyen oluşumlar meydana gelebilmektedir. Optimizasyon sağlandığında; bağlayıcının yayılması/tozun geçirgenliği kontrol altında tutularak, yanal ve dikey olarak bağlayıcının tozlar arası boşlukları doldurması, istenen sınırlar dahilinde gerçekleştirilebilmektedir. Bu yüzden; taneler arası ıslanma davranışının, ani yayılma hızının ve ideal bağlayıcı/toz oranının hassas olarak belirlenmiş olması; BJ sistemleriyle elde edilen parçaların kalitesini doğrudan belirleyici niteliktedir. Bağlayıcı türü, bağlayıcı satürasyonu ve gerekli bağlayıcı hacmi; toz istif özellikleri ve ıslanabilirlik olmak üzere iki temel faktörden etkilenmektedir. Lu ve arkadaşları; yapmış oldukları çalışma sonucu özellikle işlenmeye hazır toz istifinin, toz-bağlayıcı ıslanma davranışı üzerinde kritik etkiye sahip olduğunu ve yüksek ıslanma oranının, daha sıkı toz istifiyle elde edilebildiğini belirtmiştir [1137]. Vaezi ve arkadaşlarının yapmış olduğu, ZP102

ticari malzeme kullanılarak katman kalınlığının (100 µm ve 87 µm) ve satürasyon seviyesinin (%90 ve %125) geometri, yüzey pürüzlülüğü ve mekanik dayanım üzerine etkilerinin incelendiği çalışmaya dair sonuçlar 5.93'te gösterilmiştir. Katman kalınlığı sabit tutularak bağlayıcı satürasyonu %90'dan %125'e çıkartıldığında elde edilen BJ parçasının çekme ve bükme dayanımlarında artış gözlenmesiyle birlikte yüzey hassasiyetinde azalma gerçekleştiği kaydedilmiştir [1138].



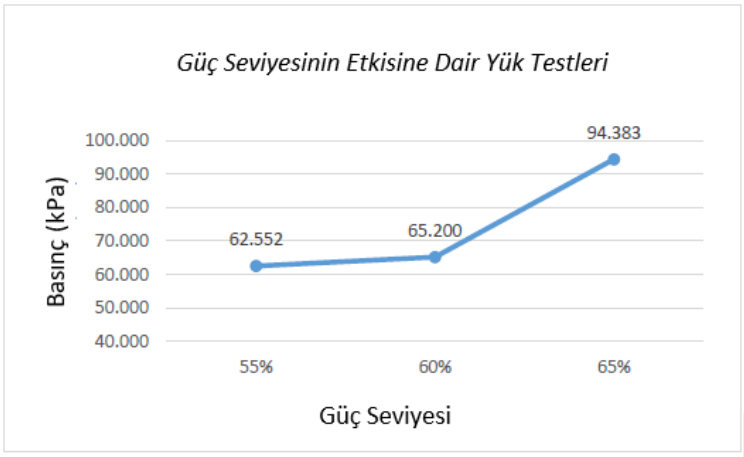
Şekil 5.93 Vaezi'nin çalışması; (a) ZP102 ticari tozunun çekme dayanımı sonuçları, (b) 100 µm katman kalınlığı ve %90 satürasyon, (c) 87 µm katman kalınlığı ve %90 satürasyon, (d) 100 µm katman kalınlığı ve %125 satürasyon, (e) 87 µm katman kalınlığı ve %125 satürasyon [1138]

Genel olarak; bağlayıcı satürasyon seviyesi sabit tutularak katman kalınlığının artırılması, toz serme kalitesini artırmaktadır. Ayrıca, bağlayıcının yatak içerisinde yatay yayılma hızı, dikey yayılma hızından fazladır. Bu yüzden satürasyon koşulları sabit iken, katman kalınlığının artması, mekanik dayanımı azaltmakla birlikte daha iyi yüzey sonucu elde edilmesine olanak sağlayabilmektedir [1126].

5.5.3.4 Proseste Isıtma

BJ proseslerinde toz yatağa uygulanan bağlayıcının, ilave toz katmanın yüzeye serilmesinden önce kısmen de olsa kürlenmiş olması gerekmektedir. Bu yüzden; toz yatağa bağlayıcının gönderilmesini takiben bağlayıcının kurutulması için harici bir ısı kaynağı kullanılmaktadır. Uygulanan ısı tesiriyle, baskı bölgesindeki bağlayıcı miktarı buharlaşarak azalmakta ve toplam satürasyon seviyesi düşmektedir. Proses içi ısıtma; güç seviyesi ve kurutma zamanı olmak üzere iki temel parametreyle

kontrol edilmektedir. Güç seviyesi, kızıl ötesi ısıtıcı kullanılarak uygulanan ısının şiddeti ve operatörün uygulayabileceği operasyon gücünün, maksimum güce yüzde oranı olarak tanımlanmaktadır. Kurutma zamanı ise, püskürtülen bağlayıcının katman içerisinde kürlenmesi/kuruması için gereken süredir. Literatürde proses esnasında uygulanan ısının yaş durum ve nihai parça üzerindeki etkilerine dair çalışmalar oldukça kısıtlıdır. Miyanaji ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada %50'lik sabit satürasyon seviyesinde ısıtma gücünün %55'ten %65'e çıkarılması durumunda yaş durumdaki parçanın mekanik dayanımının oldukça arttığı belirtilmiştir (Şekil 5.94) [1139].

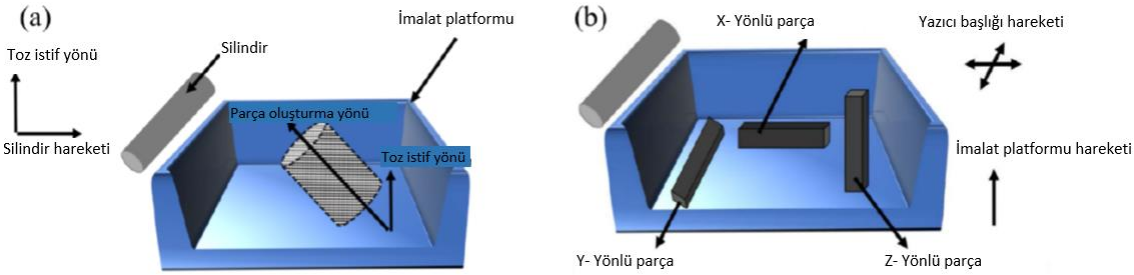


Şekil 5.94 Miyanaji'nin çalışmasında elde edilen güç dayanımı-basma dayanımı ilişkisi [1139]

Miyanaji'nin yapmış olduğu çalışmalarda tam faktörel deney tasarımlarından faydalanılarak proses ısıtmasının yaş durumda yapısal bütünlük üzerindeki etkileri sistematik olarak incelenmiştir. Bağlayıcının optimal koşullarda kuruması ve dolayısıyla parçanın mekanik dayanımın artması için uygulanan ısıtma gücü artırılırsa, kurutma zamanının azaltılması gerekmektedir [1139]. Gözlemler sonucu boyutsal hassasiyet ve mekanik dayanım, bağlayıcının katman içi ve katmanlar arası davranışını belirleyen proses içi ısıtmadan büyük oranda etkilenmektedir. Kullanılan ısıtma gücünün aşırı olması durumunda katmanlar arasındaki bağların yeterince güçlü olması engellenerek, delaminasyon problemleri ortaya çıkabilmektedir. Isıtma gücünün yetersiz olduğu durumlarda ise yeterince kürlenmemiş bağlayıcılar yeterli adezyon dayanımı oluşturamayarak, yapısal bütünlüğün sağlanamaması riski ortaya çıkmaktadır [1140].

5.5.3.5 Baskı Yönü

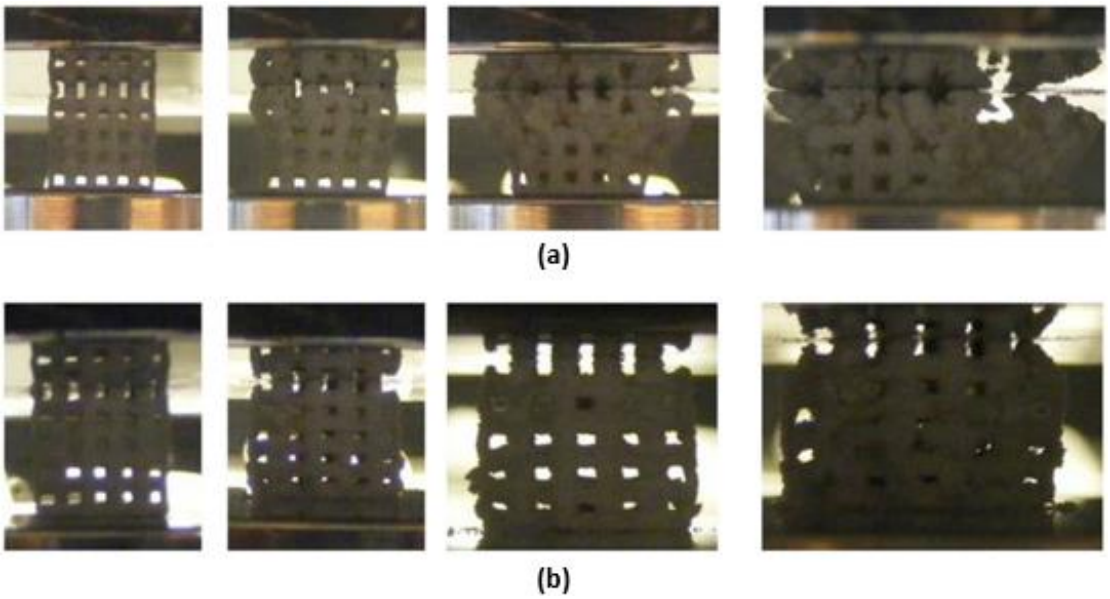
Genel olarak, 3B yazdırma işleminde baskı yönelimi ile ilgili, (1) toz istifleme yönü ve (2) parça oluşturma yönü olmak üzere iki terimin anlaşılmış olması gerekmektedir (Şekil 5.95) [1141]. Katman (toz) istifleme yönü (Şekil 5.95.a), silindir tarafından toz istifleme yönüne göre yazdırılan parçanın oryantasyonudur (yani z ekseni). Katman istifleme yönü, mürekkep püskürtmeli 3B baskılı parçaların mekanik özelliklerinin yanısıra porozite yüzdesine de katkıda bulunabilir. Vlasea ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; amorf kalsiyum polifosfat tozu (TBD 75-150 µm olan düzensiz şekilli toz) için porozite ölçümleri, 0 ° ile 90 ° arasında çeşitli istifleme yönleri ile porozite değerinin istifleme yönüne bağlı olarak değişimi incelenmiştir [1142]. Ayrıca, istiflenmiş tabakaların çeşitli yönlenmelerine sahip numuneler, mekanik özellikler ve yüzey topografisinde önemli farklılıklar göstermiştir. 45 ° yönlendirilmiş numunenin 13.4 ± 4.6 MPa basınç dayanımına ve % 37 ± 2 poroziteye sahip olduğu, 90 ° yönlendirilmiş numunelerin ise 45.1 ± 6.8 MPa basınç dayanımına ve % 30 ± 2 poroziteye sahip olduğu gösterilmiştir [1142].



Şekil 5.95 İmalat haznesi ve işlem yönlendirmeleri; (a) toz istif ve katman oluşturma yönü, (b) imalat yönlendirmesi [1141]

Shanjani ve ark. tarafından gerçekleştirilen bir başka çalışma ise mekanik sıkıştırma yüküne paralel olarak istiflenen tabakaların, yüke dik istiflenen tabakalardan ~% 48 daha güçlü olduğunu raporlamıştır [1143]. İmalat yönlendirmesi, Şekil 5.95.b 'de gösterilen imalat platformunun x, y ve z eksenlerine göre basılan parçaların hizalanmasını ifade etmektedir. İmalat yönlendirmesinin, imal edilen parçaların özellikleri üzerinde önemli bir etkisi olduğu birçok çalışmayla kanıtlanmıştır [1123, 1144, 1145]. Bağlayıcı jeti ile üretilen parçalarda yazdırma yönüne bağlı olarak bazı

mürekkep-jet sorunları ortaya çıkabilmektedir. Yüzey pürüzlülüğü değişimi; yüzeydeki toz parçacıklarının yerleşmesi ve mürekkep damlacıklarının ürünlerin yönlendirilmiş yüzeylerine yansıtılmasından kaynaklanan sorunlardan biridir. Gardan [1146], bir bilgisayar yazılımı tarafından desteklenen piksel tarama özelliğini kullanarak baskı yönünden etkilenen doku kalitesi gelişimini test etmiştir. XY-düzleminin doku kontrastı ve kalitesi açısından daha iyi kalitede olduğu gösterilmiştir. Myers ve diğ., baskı açısı z-yönüne göre 0^o 'den 45^o 'ye yükseldiğinde yüzey pürüzlülüğünün arttığını kaydetmiştir. Ek olarak, ortalama yaş durum yoğunluğu, baskı sırasında ara katman kusurlarının oluşması nedeniyle artan baskı açısı ile azalmıştır [1147]. Zhang ve arkadaşları, y-yönelimli numunelerin, y-ekseni boyunca daha muntazam bir toz tabakasının basılmasından ötürü, önemli ölçüde daha büyük özelliklere ve daha düşük porozite yüzdelerine sahip olduğunu kanıtlamıştır [1123]. x- veya y-yönelimli örneklere kıyasla daha fazla sayıda katman istiflendiğinden, z yönelimli örnekler en düşük özellikleri göstermiştir. Ayrıca, XY-düzlemi diğer yüzeylere göre daha iyi topografik özelliklere sahiptir [1148]. Dolayısıyla, iç katmanlar arasında zayıf bağlanmış ara katmanlar boyunca oluşan mikro gözenekler ve boşluk oluşumu nedeniyle numunelerin içinde daha fazla kusur oluşması daha olasıdır. Cox ve arkadaşları; x ve y yönelimli baskı yönleri kullanan 3B baskılı gözenekli hidroksiapatit iskelelerinde, y yönelimli parçalar (plastik arızalı 0.88 MPa) için x yönelimli parçalara (ciddi arızalı 0.76 MPa) kıyasla basma mukavemetinin daha yüksek olduğunu ölçmüştür. Aslında, x-yönelimli yapı iskelelerindeki daha düşük basma dayanımının, katmanlar arası bağlamanın yükleme yönüne paralel olarak daha zayıf olduğu Şekil 5.96'da gösterilmiştir [1149].



Şekil 5.96 Baskı yönü- basma dayanımı ilişkisinin incelenmesi; (a) X yönünde basma (hasar daha fazla), (b) Y yönündeki basma (hasar daha az) [1149]

Bir başka çalışma örneğini ele aldığımızda, Oh ve arkadaşları; BJ'de paslanmaz çelik tozu kullanarak baskı yönünün eğilme mukavemeti üzerindeki etkisini incelemiştir. Y-yönelimli numuneler için eğilme mukavemetinin X yönelimli parçalardan iki kat daha yüksek olduğu bulunmuştur. X-yönelimli numunelerde bağlayıcı dağılımındaki asimetrik yayılma ve süreksizliklerin, yönelime bağlı eğilme mukavemetinin düşük olmasındaki temel neden olduğu düşünülmüştür [1150].

5.5.4 BJ Malzemeleri ve Çalışma Örnekleri

Günümüzde BJ sistemlerinde seramik, metalik ve kompozit olmak üzere çeşitli malzeme gruplarından hammaddelerin işlenebilmesi üzerine çalışmalar yürütülmekle birlikte birçok ticari toz ve bağlayıcı malzemesi piyasadan kolaylıkla temin edilebilmektedir. Bu bölümde; çeşitli malzeme gruplarının kullanılmasıyla yapılan akademik çalışmaların, literatür derlemesi şeklinde özetlenmesi ve kullanılan hammaddelerle birlikte ticari BJ makineleri ve temel proses parametreleri üzerine genel bilgilerin verilmesi hedeflenmiştir (Tablo 5.29- Tablo 5.31).

Tablo 5.29 Nikel ve bakır alaşımları kullanılan BJ çalışmalarına ait örnekler [1151-1156]

Nikel Süperalaşımları			
Malzeme	Yazıcı	Detaylar	Referans
Inconel 718	ExOne Lab	Gaz atomizasyon küresel toz, TBD: 7-21-70 µm. Bağl. Satürasyonu: %80, %80, %70. Katman Kalınlığı: 75-300 µm. Bağl. Uzaklaşma Sıcaklığı: 600-650 °C Sinter. Sıcaklığı: 1200-1350 °C (5 sa) Çalışma Konusu: Pekleştirme ve mikroyapı değişimi	[1151]
	ProMetal RTS300	Gaz atomizasyon küresel toz, TBD: 20-53 µm. Katman Kalınlığı: 100-125-150-175-200 µm Bağlayıcı Satürasyonu: *Belirtilmemiş* Sinterleme Sıcaklığı: 1250-1300 °C (4 sa) Bağlayıcı Kürleme Sıcaklığı: 80 °C (2 sa) Çalışma Konusu: Katman kalınlığının mikroyapıya etkisi	[1152]

Tablo 5.29 Nikel ve bakır alaşımları kullanılan BJ çalışmalarına ait örnekler [1151-1156] (devamı)

Inconel 625	ExOne M-Flex	Vakum ergitme argon atomizasyon küresel toz, TBD: 16-53 µm Katman Kalınlığı: 100 µm Bağlayıcı Satürasyonu: %60 Bağlayıcı Kürleme Sıcaklığı: 170 °C (8 sa) Sinterleme Sıcaklığı: 1200-1300 °C (4 sa) Çalışma Konusu: Faz dönüşümü ve mekanik etkileri	[1153]
	ExOne M-Flex	Vakum ergitme argon atomizasyon küresel toz, TBD: 14-65 µm Katman Kalınlığı: 100 µm Sinterleme Sıcaklığı: 1280 °C (4 sa) İlave Solüsyon İşlemi: 1150 °C (2 sa) İlave Yaşlandırma: 745 °C (20-60 sa) Çalışma Konusu: BJ ile üretilen 625 alaşımlarına ilave solüsyon ve yaşlandırma işlemlerinin uygulanması	[1154]

Tablo 5.29 Nikel ve bakır alaşımları kullanılan BJ çalışmalarına ait örnekler [1151-1156] (devamı)

Bakır Alaşımları			
AcuPowder 153A (%91 Cu) Ozometal (%95 Cu) AcuPowder 500A (%96 Cu)	ExOne R2	TBD: 75-16-15 µm Katman Kalınlığı: 100-80-80 µm Bağlayıcı Satürasyonu: %70-70-60/80 Bağlayıcı: PM-B-SR-1-04 ExOne Standart Bağlayıcı Uzaklaşma Sıcaklığı: 450 °C Sinterleme Sıcaklığı: 1000-1090 °C Çalışma Konusu: Toz boyutu ve sinterleme koşullarının değiştirilmesiyle büzülme davranışı ve parça yoğunluğunun incelenmesi	[1155]
Saf Bakır (%99,9 Cu)	ExOne R2	Küresel toz, monomodal: 8-28 µm ve 16-37 µm, bimodal 3-9 µm ve 15-37,5 µm. Bağlayıcı: PM-B-SR2-05 ExOne Standart Katman Kalınlığı: 70 µm Bağlayıcı Satürasyonu: %100 Sinterleme: 1075 °C (3 sa) HIP: 1075 °C (2 sa), 210 MPa Çalışma Konusu: Mikroyapı, yoğunluk, dayanım incelemesi	[1156]

Tablo 5.30 Paslanmaz çelik, titanyum ve kobalt alaşımları kullanılan BJ çalışmalarına ait örnekler [1157 -1163]

Titanyum Alaşımları			
Malzeme	Yazıcı	Detaylar	Referans
CP Ti G1	3D Systems Z310+	PVA bağlayıcılı CP-Ti TBD: 75 µm ortalama Katman Kalınlığı: 100 µm Kürleme Sıcaklığı: 50-70 °C (1 sa) Sinterleme Sıcaklığı: 900-1350 °C (2sa) Çalışma Konusu: Parçaların biyo-uyumluluğu, basılabilirliği ve mikroyapısı	[1157]
CP Ti-Al (%99.9)-Nb (%99.7)	ExOne Innovent BJ	Ti-22Al-25Nb, D_{50}: (44.6 µm Ti, 21.2 µm Al, 32.9 µm Nb) Katman Kalınlığı: 100 µm Bağlayıcı Satürasyonu: %45 Kürlenme Sıcaklığı: 180 °C (3 sa) Sinterleme Sıcaklığı: 800-1000-1100 °C (6 sa) İlave Tavlama: 1400 °C (2 sa) Çalışma Konusu: Ortorombik Ti-22Al-25Nb alaşımının BJ ile üretilebilirliği	[1158]

Tablo 5.30 Paslanmaz çelik, titanyum ve kobalt alaşımları kullanılan BJ çalışmalarına ait örnekler [1157 -1163] (devamı)

Ti-6Al-4V	ExOne M-Flex	Gaz atomizasyon Ti64, TBD: 40-150 µm Katman Kalınlığı 150 µm Bağlayıcı Satürasyonu: %70 Sinterleme Sıcaklığı: 1000°C (2 sa) Çalışma Konusu: BJ ile üretilen Ti64 parçaların yoğunluk değişiminin incelenmesi	[1159]
Kobalt Alaşımları			
Co-28Cr-6Mo	ProMetal RX-1	Gaz atomizasyon toz boyut ortalamaları 20-75 µm Katman Kalınlığı: 75-150 µm Bağlayıcı: Standart ExOne PM-B-SR2-02 Kürlenme Sıcaklığı: 230 °C (1 sa) Sinterleme: Argon atmosferinde 1280 °C Çalışma Konusu: Sinterlenen parçalar için proses parametrelerinin incelenmesi	[1160]
Co-30Cr-4.5W	ExOne X1-Lab	Gaz atomizasyon TBD: 90-110 µm, ortalama 95 µm. Katman Kalınlığı: 200 µm Bağlayıcı: Solvent bazlı Kürlenme Sıcaklığı: 200 °C (8 sa) Sinterleme Sıcaklığı: 1260-1310 °C (1 sa) Çalışma Konusu: Karmaşık şekilli BJ parçalarında faz dönüşümlerinin ve mekanik özelliklerin incelenmesi	[1161]

Tablo 5.30 Paslanmaz çelik, titanium ve kobalt alaşımları kullanılan BJ çalışmalarına ait örnekler [1157 -1163] (devamı)

Paslanmaz Çelik			
SS 420	ExOne Innovent BJ	Gaz atomizasyon küresel toz için TBD: 10-63 µm Katman Kalınlığı: 100 µm Bağlayıcı Satürasyonu: %40 Kürlenme Sıcaklığı: 180 °C (3 sa) Bağlayıcı: Etilen glikol, bütil glikol ve izopropanol (kar.) Sinterleme Sıcaklığı: 1375 °C (1-2.5 sa) Çalışma Konusu: Sinter süreleri ve su verme işlemlerinde değişiklik yapılmasının mikrosertlik ve yoğunluğa etkisinin incelenmesi	[1162]
SS 316	ExOne MLab	Ortalama tane boyutu: 30 µm Katman Kalınlığı: 100 µm Bağlayıcı Satürasyonu: %55 Kürlenme Sıcaklığı: 175 °C (3 sa) Sinterleme Sıcaklığı: 1100-1200 °C (2-4 sa) Çalışma Konusu: Farklı kafes yapılarına sahip kemik iskelelerin üretimi ve mekanik dayanımlarının incelenmesi	[1163]

Tablo 5.31 Seramik malzemeler kullanılan BJ çalışmalarına ait örnekler [1056, 1164-1170]

Seramik Malzemeler			
Malzeme	Yazıcı	Detaylar	Referans
Al_2O_3	ExOne MLab	Üç farklı ortalama toz boyutlu tozlar: 53-45-30 µm Katman Kalınlığı: 15-23-26-30-45-60-90-106 µm Bağlayıcı Satürasyonu: %60 Kürlenme Sıcaklığı: 195 °C (2 sa) Sinterleme Sıcaklığı: 1600 °C (2-16 sa) Çalışma Konusu: Yüksek nihai yoğunluğa sahip alümina parçaların BJ ile üretilmesi ve nihai özelliklere etki eden proses parametrelerinin incelenmesi	[1056]
AlN	ExOne MLab	Ortalama tane boyutu: 45 µm Katman Kalınlığı: *Belirtilmemiş* Bağlayıcı Satürasyonu: %200 Kürlenme Sıcaklığı: 200 °C (2 sa) Sinterleme Sıcaklığı: 1500 °C (5 sa) Çalışma Konusu: AlN parçaların BJ ile üretilmesi ve farklı HIP uygulamalarıyla elde edilen mekanik özelliklerin incelenmesi	[1164]
SiC- K-feldspat $Al_2Si_2O_5(OH)_4$	MicroJet ComeTrue T10	Ticari TP80 toz karışımı, ortalama toz boyutu 53 µm Katman Kalınlığı: 160 µm Bağlayıcı: TB-31 N MicroJet Standart Kürlenme Sıcaklığı: 35 °C (2 sa) Sinterleme Sıcaklığı: 1250 °C (30 dk) Çalışma Konusu: Partikül boyutunun BJ ile üretilen seramik parçaların özellikleri üzerine etkisinin incelenmesi	[1165]

Tablo 5.31 Seramik malzemeler kullanılan BJ çalışmalarına ait örnekler [1056, 1164-1170] (devamı)

Trikalsiyum Fosfat	3D Systems Z510	Elekten geçirilmiş, sentezlenmiş, bilyalı dövülmüş toz <160 µm, Bağlayıcı: %20'lik fosforik asit çözeltisi Katman Kalınlığı: 125 µm Çalışma Konusu: Baskı yönlendirmesinin mikroyapı ve mekanik özelliklere etkisi	[1166]
Trikalsiyum Fosfat	ExOne ProMetal	Ortalama tane boyutu: 550 nm Katman Kalınlığı: 20 µm Sinterleme Sıcaklığı: 1150-1250 ^{o}C (2 sa) Çalışma Konusu: Sinterleme koşullarının poroziteye etkisi ve biyouyumluluğun incelenmesi	[1167]
Porselen	ExOne MLab	Ortalama tane boyutu 19 µm, d_{95}=37 µm Bağlayıcı Satürasyonu: %45-70 Güç Seviyesi: %55-65 Sinterleme Sıcaklığı: 750-950 ^{o}C (5 sa) Çalışma Konusu: BJ ile üretilen porselen malzemelerde sinterleme ve baskı koşullarına göre porozite, büzülme ve mikroyapı değişimlerinin incelenmesi	[1168]
Kalsiyum sülfat hemihidrat	3D Systems Z450	TBD: 0.6-68.8 µm, ortalama tane boyutu 27.4 µm Bağlayıcı: Su esaslı Zb63 Katman Kalınlığı: 89 µm Sinterleme Sıcaklığı: 500-1300 ^{o}C Çalışma Konusu: Sinterleme koşullarının yapısal ve mekanik özelliklere etkisi	[1169]
CaO-ZrO_2	Wuhan Huazhuo HZ3DP-200	ZrO_2 d_{50}= 50 nm, ZrO_2-CaO karışım toz boyutu < 74 µm Bağlayıcı Satürasyonu: %100 Katman Kalınlığı: 80 µm Kurutma Sıcaklığı: 80 ^{o}C (4 sa) Kalsinasyon: 450 ^{o}C (1 sa) Sinterleme Sıcaklığı: 1500 ^{o}C (2 sa) Çalışma Konusu: CaO tozlarına nano boyutlu zirkonya süspansiyonlarının eklenmesiyle $CaZrO_3$ çekirdeklerinin BJ ile üretilebilirliği ve nihai yoğunluk incelemesi	[1170]

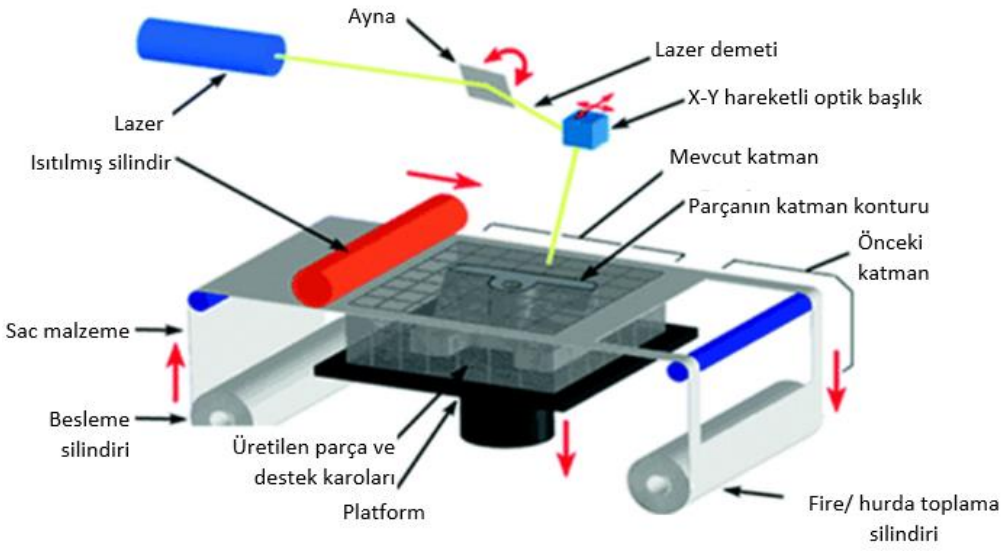
5.6 Levha Laminasyonu

ASTM tarafından 7 temel gruba ayrılan eklemeli imalat teknolojilerinden levha laminasyon proseslerinde (LL); ince levha/sac formundaki malzemelerin üst üste biriktirilmesiyle parça imalatı gerçekleştirilmektedir [1171]. LL yöntemleri kendi içerisinde sınıflandırılırken kağıt, plastik, metal, örme kompozit gibi kullanılan malzemelere göre; CNC işleme, lazer kesme, su jeti gibi faydalanılan şekil verme yöntemlerine göre (Şekil 5.100); adhesif, termal, kenetleme, ultrasonik kaynak ve bunların kombinasyonu gibi laminasyonun gerçekleştirilme mekanizmasına göre; önce şekillendirme-sonra birleştirme ve önce birleştirme-sonra şekillendirme gibi birleşmenin hangi aşamada gerçekleştirildiğine göre çeşitli alt gruplarda incelenebilmektedir [1172- 1175].

5.6.1 Birikim Sırasına Göre Levha Laminasyonu

5.6.1.1 Önce Birleştirme – Sonra Şekillendirme (BSŞ)

"Önce birleştir-sonra şekillendir" sırasıyla çalışan proseslerde; imalat üç temel aşamada gerçekleşmektedir. Bu aşamalar sırasıyla; laminatın konumlandırılması, substrata bağlanması ve dilim konturu dahilinde kesilmesi şeklindedir. Lamine obje üretimi (LOM) prosesleri, yapışkan destekli olarak bu prensipte çalışmaktadır. Isıtılmış silindir, her katmanın serilmesinden sonra levha boyunca hareket ederek yapıştırıcı elemanın erimesiyle birlikte katmanlar arası bağ oluşumunu sağlamaktadır. Bir lazer (veya bazı sistemlerde olduğu gibi mekanik kesici, bıçak) tarafından bir katman kalınlığı derinlikte olmak üzere parçanın o dilime ait kesit bilgileri doğrultusunda kesme işlemi gerçekleştirilir. Kullanılmayan (kontur dışı) malzeme, bulunduğu yerde destek görevi görmesi için bırakılır ve çapraz tarama paterniyle "karo" denilen küçük dörtgen parçalara dilimlenir. Bu birleştirme ve kesme işlemleri, parça tamamlanana kadar tekrarlı olarak devam etmektedir [1177]. Parça, imalatı tamamlandıktan sonra platformdan alınarak son işlemlere tabi tutulmaktadır. Şekil 5.97'de tipik bir LOM sisteminin şematiği verilmiştir.

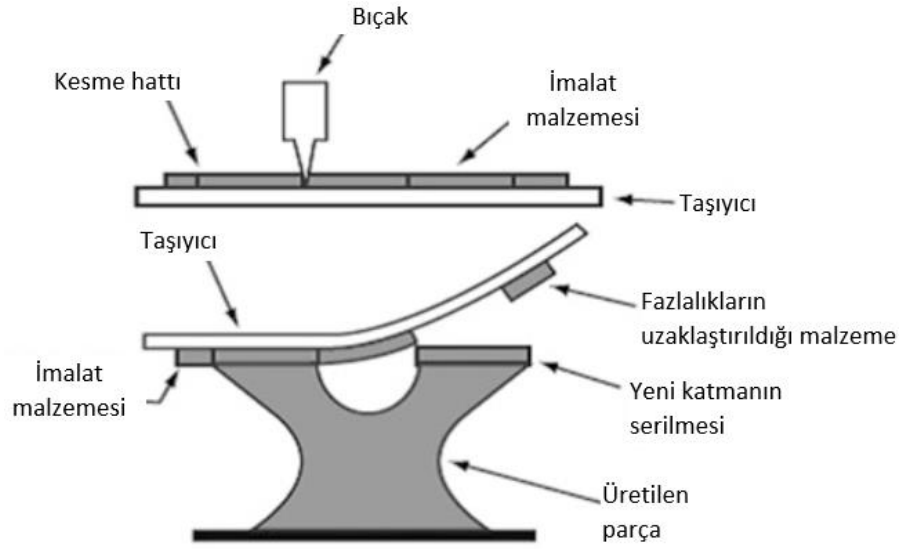


Şekil 5.97 Birleştirme sonrasında şekillendirme prensibine göre çalışan LOM prosesinin şematik gösterimi [1176]

İmalat tamamlandıktan sonra; parça etrafında destek görevi görmesi için bırakılmış çapraz taramalı karolar, geleneksel ahşap oyma aletleri gibi bir takım teçhizatların yardımıyla parçadan ayrılır. Bu işleme "küplerden arındırma (decubing)" denilmektedir. Karoların soğukken parça bloğundan uzaklaştırılmasının nispeten zor olması nedeniyle, üretimi biten parça derhal bir fırına sokularak küplerden arındırma işlemi için uygun sıcaklığa getirilmektedir [1177].

5.6.1.2 Önce Şekillendirme – Sonra Birleştirme (ŞSB)

"Önce şekillendir-sonra birleştir" sırasıyla çalışan proseslerde; levha formundaki malzeme önce katman konturu dahilinde kesilerek daha sonrasında katmanların birleştirme işlemi gerçekleştirilmektedir. Bu yaklaşım daha çok termal olarak bağlanan seramik ve metalik malzemelerin parça imalatında tercih edilmekle birlikte, diğer malzeme grupları üzerine de akademik çalışmalar yürütülmektedir. Yapıştırıcı kullanımlı ŞSB proseslerine örnek olarak Ennex Corp. firmasının patentli teknolojisi olan "Offset Fabbing" sistemi verilebilir [1178]. Bu proseste, yapıştırıcı destekli uygun sac malzeme, bir taşıyıcı üzerine konumlandırılır ve iki boyutlu tarama yapan bir bıçakla istenen kesit konturu dahilinde kesilir. Şekillendirilen laminat, kendisinden önce şekillendirilmiş katmanın üzerine yerleştirilir ve bağlanma gerçekleştirilir. Şekil 5.98'de bu prosesin şematik gösterimi verilmiştir [1179].



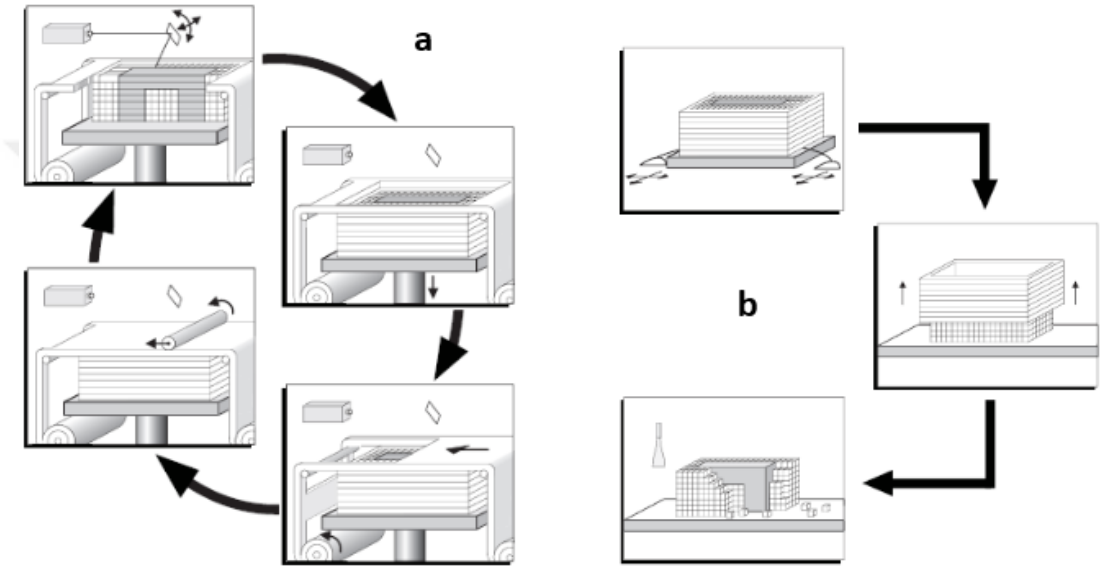
Şekil 5.98 Şekillendirme sonrasında birleştirme prensibine göre çalışan Offset Fabbing prosesinin şematik gösterimi [1179]

ŞSB yaklaşımıyla iç kısım ve bağlantılara sahip geometrilerde parçaların imalatı gerçekleştirilebilmektedir. ŞSB yaklaşımının aksine BSŞ yaklaşımlı sistemlerde bu iç kanallar ve bağlantıların üretilebilmesi neredeyse oldukça zor hatta imkânsızdır. Çünkü blok içerisindeki istenmeyen bölümler de katman biriktirme esnasında önce bağlanma işleminden geçtiği için, imalat parçasının kesilmeden içerisinden uzaklaştırılması mümkün değildir. ŞSB yaklaşımlı sistemlerin bir diğer avantajıysa; bir önceki katmanın kesilme ihtimalinin ortadan kalkmasıdır. BSŞ proseslerinde levhaların bağlanması gerçekleştikten sonra kesme işlemi gerçekleştirildiği için, kesici elemanın derinliğinin hassas olarak kontrol edilmesi zorunluluğunu ortaya çıkmaktadır [1180].

5.6.2 Genel Çalışma Prensibi ve Şekillendirme Yöntemleri

Levha laminasyonu esaslı eklemeli imalat prosesleri, önceden üretilmiş levha, sac veya plakaların lazer, bıçak veya diğer kesiciler gibi bir şekillendirme aparatıyla uygun şekillerde kesilmesi ve sonrasında eş zamanlı veya ardıl biçimde bu kesilen tabakaların birleştirilmesinin gerçekleştirildiği eklemeli imalat ailesini ifade etmektedir [1181]. Genellikle lamine obje üretimi (*Laminated Object Manufacturing:* LOM) olarak lanse edilse de LOM prosesi, Helisys firmasına ve onun halefi olan Cubic Technologies firmasına ait tescilli ve ticari bir sistemdir [1182].

LL prosesleri, “katman” kullanımının doğrudan bir makine tarafından sağlandığı bir prosestir. LL prosesleri aslında substraktif (kesme) ve eklemeli (birleştirme) metotlarının kombinasyonu şeklinde çalışmaktadır. Kağıt, plastikler, metaller ve seramik malzemeler; eşit kalınlıklarda levha formuna getirilebiliyorsa LL sistemleriyle işlenebilir olarak değerlendirilmektedir. Genellikle kağıt, ahşap ve plastikler polietilen yapıştırıcıların uygulanmasıyla birleştirilirken, metalik malzemelerde konturlardan kaynak uygulanması veya ultrason kaynağıyla yüzeylerin birleştirilmesi ile parça imalatı gerçekleştirilmektedir [1183, 1184].



Şekil 5.99 LL proseslerinden LOM prosesine ait şematik gösterim; (a) parça imalatı, (b) tamamlayıcı işlemler [1185]

LL sistemlerinin konstrüksiyon prensibi gereğince; birbirinden bağımsız katmanlar yalnızca konturlarından kesilerek birleştirildiği için, yani diğer yöntemlerde olduğu gibi cidar doluluklarının elde edilebilmesi amacıyla parça duvarlarının ızgaralı tarama gibi doldurma yöntemlerine ihtiyaç duymadığı için, uygulamaya bağlı olarak üst ve alt yüzeylerin pürüzsüz olması gibi bir avantajı vardır. Bu yönüyle, özellikle kaba ve büyük parçaların imalatında gerek hız, gerek yüzey kalitesi olarak üstünlüğe sahip olduğunu belirtmek doğru olacaktır. Bununla birlikte karmaşık geometrilerin üretilmesi oldukça zor ve maliyetlidir. Ayrıca açılı duvarların imalatında merdiven oluşumu önlenememektedir [1186].

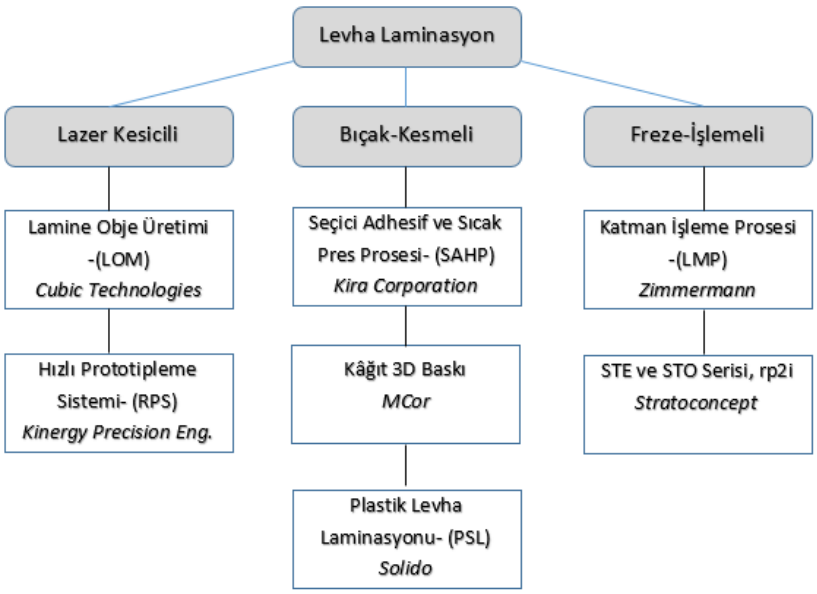
En basit *manuel levha laminasyon* yöntemlerinde; plastik saclar bir bıçak veya sıcak tel ile kesilerek katman konturları elde edilmektedir. Model konturlarına sahip kesilmiş sac daha sonrasında sistemden alınarak yapıştırıcı ile model üzerine yapıştırılmakta ve biriktirme gerçekleştirilmektedir. Bu yöntem genellikle daha ucuzdur ve nispeten yüksek kalınlığa sahip polistiren (gibi) plakaların biriktirilmesiyle kaba, basit şekilli parçaların imalatı gerçekleştirilmektedir. Sistem otomatik olmadığından, elde edilecek ürünün kalitesi operatörün becerisine göre değişiklik gösterebilmektedir [1187].

Otomatik levha laminasyon yöntemlerinde, çok ince levha formundaki malzemeler bir lazer veya bıçak yardımıyla kesilerek, otomatik istifleme işlemleri gerçekleştirilmektedir. Kinergy firmasının Zippy sistemi ve Helisys (Cubic Technologies) firmasının LOM teknolojisi, pazar payı en büyük olan bu grup içerisinde yer almaktadır [1188, 1189]. Kağıt hammadde kullanıldığında, elde edilen modeller ahşaba benzer [69]. Kağıt ve plastik malzemelerin birleştirme işlemleri oldukça kolay iken, metal saclarda bir kaynak oluşumu ve seramik saclarda ise bir sinterleme gerekliliği söz konusudur [1191]. Her halükarda; içeri kısımlarda kalmış ve kullanılmayan malzemelerin uzaklaştırılması oldukça güçtür.

Katman işlemeli (freze gibi) laminasyon yöntemlerinde ise 2 cm kalınlığa kadar ahşap veya diğer model malzemelerinden elde edilmiş saclar kullanılmaktadır. Konturlar X-Y düzleminde şekillendirilirken aynı zamanda z-yönünde de işleme gerçekleştirilmektedir. Bu gruba örnek olarak katman işleme prosesi- *Layer Milling Process* (LMP, Zimmermann, Almanya) ve Stratos Concept PC (Charlyrobot, Fransa) sistemleri verilebilir [1192, 1193]. Bu prosesler gerçekleştirilirken "Millit" gibi yazılımlardan faydalanılmakta ve üç boyutlu nesnelerin segmentasyonu dijital olarak gerçekleştirilerek .STL formatıyla çalışılmaktadır [1194].

Kağıt ve plastik kullanılan sistemlerde imalat işlemi tamamlandıktan sonra, içerisinde modelin de bulunduğu bütün blok, makineden alınır, modele dahil olmayan kısımlar ve çerçeveler uzaklaştırılır. Apreleme, finisaj gibi en son yüzey işlemleri için özellikle kağıt modellerde, cila gibi koruyucu bir uygulamayla modele hızlıca tespit işlemleri uygulanarak, serbest kenarlar ve köşeler gibi yüksek

higroskopik davranış eğiliminde olan bölümlerin delaminasyona neden olmaması sağlanmaktadır [1195].

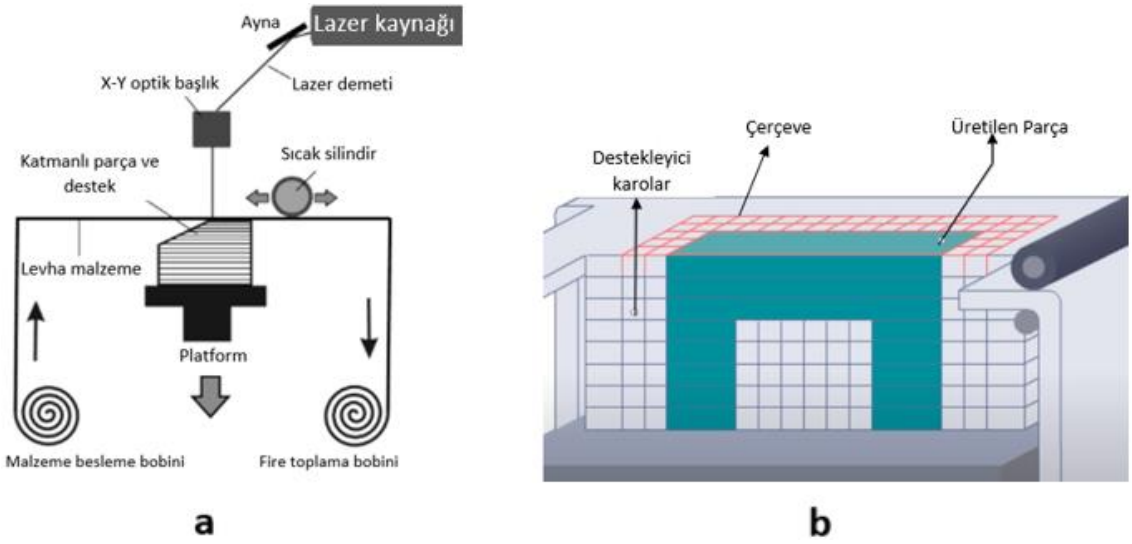


Şekil 5.100 Şekillendirme prensibine göre temel LL sistemlerine ait sınıflandırma örneği [1187]

5.6.3 Lazer Kesicili Sistemler

5.6.3.1 Lamine Nesne Üretimi (Laminated Object Manufacturing, LOM)

LOM cihazlarında; yapışkan kaplanmış ince filmler imalat platformu üzerinde CO_2 lazerin kestiği konturlar dahilinde biriktirilmektedir. LOM sistemi daha çok konsept modelleme ve prototipleme uygulamalarında kullanılmakta olup, fonksiyonel parçaların imalatında pek tercih edilmemektedir. İmalat malzemesi, sisteme bobinlerden açılarak beslenir ve ısıtılmış silindirin sac üzerinde gezmesiyle platform veya model üzerine laminasyon gerçekleştirilir. Daha sonrasında lazer kontur dahilinde sacı keser (Şekil 5.101). Ayrıca, her katman eşit ölçülere sahip çerçeveler içerisinde işlenmektedir. Çerçevelerin bir diğer amacı da toplama bobinine sarılan katmanların eşit geometrilerde olmasını sağlamaktır [1196].



Şekil 5.101 LOM sistemi; (a) yan görünüş-temel kısımlar, (b) karo ve çerçeve yapılarının izometrik şematiği [1196]

Konstrüksiyonun başlaması için, ilk sac katmanın çift taraflı bant ile imalat platformuna sabitlenmesi gerekmektedir. Bu ilk katman üzerine 25 mm x 25 mm en ve boya ve model boyutuna bağlı olarak 3-8 mm aralığında yüksekliğe sahip "taban" blokları oluşturulmaktadır. Bu taban blokları (3 boyutlu karolar), imalatın başlaması esnasında birkaç milimetre kadar yükseklikte oluşabilecek kıvrılmaları önlemek ve parçanın tabanının imalat platformundan kolay ayrılabilmesini sağlamak amacıyla oluşturulmaktadır. Parçanın imalatı, bu taban blokları üzerinde gerçekleştirilmektedir [1190, 1197]. İmalat esnasında her katman bir lazer yardımıyla 3D CAD verileri doğrultusunda kesilmekte ve laminasyon öncesi bir önceki katman üzerine termoplastik yapıştırıcının uygulanmaktadır. Uygulanan termoplastik yapıştırıcı, seramik malzemeler için 60-80^{o}C arasında, kağıt malzemeler için yaklaşık 330 ^{o}C dolaylarına ısıtılmış silindir ile aktifleştirilerek 10-30 MPa basıncın uygulanmasıyla katmanlar lamine edilmektedir [1198]. Cubic Technologies tarafından piyasaya sürülen LOM 1015plus ve LOM 2030H cihazlarına ait teknik özellikler Tablo 5.32'de gösterilmiştir. Tarama mekanizması, x yönünde (kağıdın uzun kenarı) hareket edebilen çapraz başlık ve y yönünde (kağıdın kısa kenarı) hareket edebilen lazer başlıktan meydana gelmektedir. Yatay yüzeyler otomatik olarak daha iyi taranabilmekle birlikte, parça kontörü dışındaki küplerin kolay ayrılabilmesi için çizgi boşlukları genellikle 1 mm veya daha kalın olarak seçilmektedir. Genellikle katman kalınlıkları kağıt kalınlığına bağlı olarak 100 µm

dolaylarındadır. Kontur kesme hızının maksimum 456 mm/s olarak belirtildiği LOM 1015 plus ve LOM 2030H makinelerinde tüm parça için hassasiyet ± 250 μm civarındadır. Lazer kızağının öteleme mesafesi 50 μm olup, üretilecek parça için minimum duvar kalınlıklarının 1 mm olması tavsiye edilmektedir. Cubic Technologies'in LOM sisteminde kullanılan ticari sac malzemeleri; polietilen kaplı kağıtlar (LOMPaper), polyester filmler (LOMPlastic), cam elyaf takviyeli kompozitler (LOMComposite) oluşturmaktadır. LOMPaper kağıtlar standart ve yüksek performans olmak üzere iki gruba ayrılmakla birlikte kalınlıkları 100 μm ve 200 μm olarak üretilmektedir. LOMComposite ise farklı yönlere sahip örgüsüz cam fiberlerden meydana gelmektedir. Yapışkan katmanı termal olarak aktifleştirilen epoksi ve akrilatlar oluşturmaktadır. LOMComposite, LOMPaper'a kıyasla mekanik olarak 10 kata kadar daha güçlü, nem ve yüksek sıcaklık dayanımı yüksek özelliklerdedir. LOMPlastic filmler ise 127 μm kalınlığa sahip olup, polietilen kopolimer yapıştırıcılarla birleştirilmektedir. Parçaların üstü genellikle lazer etkisinden kaynaklı daha kahverengi renktedir. Buna karşın, katmanların alt yüzeyleri ve parçanın tabanı daha açık renktedir [1199].

Tablo 5.32 Helisys (Cubic Technologies) LOM-1015 plus ve LOM-2030H sistemlerinin bazı teknik özellikleri [1200]

Özellik	LOM-1015 Plus	LOM-2030H
İmalat Hacmi (mm)	381 x 254 x 356	813 x 559 x 508
Lazer Gücü (W)	25	50
Lazer Demet Çapı (mm)	0.20 - 0.26	0.203 – 0.254
Hareket Sistemi Tekrar Edilebilirlik (mm)	0.05	0.0508
Sistem Kontrolörü	Pentium	Pentium
Malzeme Kalınlığı (mm)	0.08 – 0.25	0.076 – 0.254
Malzeme Boyutları (mm)	356 mm maks. silindir çapı	711 mm maks. silindir çapı
Makine Boyutları (cm)	122.6 x 74.3 x 130.8	206 x 141 x 140 ve 59 x 83 x 140
Makine Ağırlığı (kg)	454	1288 ve 141
Güç Gereksinimi	220 VAC, 15A, 50/60 Hz, tek faz	220 VAC, 30A, 50/60 Hz, tek faz
Atmosfer Gereksinimi	Sıcaklık: 20-27 ^{o}C Nem < %50	Sıcaklık: 20-27 ^{o}C Nem < %50

Cubic Technologies günümüzde (2020) LOM cihazları üretimine son vermiştir. Malzeme tedariği ve teknik servis hizmetlerine devam etmektedir [1187].

5.6.3.2 Hızlı Prototipleme Sistemi (Rapid Prototyping System, RPS)

Elektronik parça ve komponentleri üzerine hizmet veren Singapur merkezli Kinergy Precision Engineering firmasına ait ZIPPY sistemleri (ZIPPY I-II-III, SW) LOM sistemine benzer çalışma prensibine sahiptir. ZIPPY sistemleri daha çok konsept modelleme çalışmalarında tercih edilmektedir. ZIPPY serisinde ZIPPY I, ZIPPY II ve ZIPPY III modelleri mevcuttur. Helisys ile olan patent çakışması sebebiyle Kinergy orta asya ve uzakdoğu pazarını hedeflemiştir. Fakat 1997 itibarı ile Avrupa'ya da

birkaç ZIPPY satışı yapılmıştır. Kinergy'nin cihazları Çin, Tayvan, Almanya, Endonezya ve Singapur'da kullanılmaktadır [1201].



Şekil 5.102 Kinergy firmasına ait ZIPPY I-II ve SW kağıt laminasyon makineleri [1201]

5.6.4 Bıçak Kesicili Sistemler

5.6.4.1 Seçici Yapışkan ve Sıcak Pres Prosesi (Selective Adhesive and Hot Press, SAHP)

Kira Corp., 1944 yılında kurulan bir imalat firmasıdır. Metal iş makineleri, delme presleri, CNC hedef delme cihazları, robot taşıma sistemleri üreten Kira, hızlı prototipleme sistemlerine Solid Center ismini vermiştir. Ofis uygulamalarına yönelik geliştirilen Solid Center sistemleri, Seçici Adhesif ve Sıcak Pres (SAHP) ismi verilen proses doğrultusunda işlem yapmaktadır. SAHP prosesi, fotokopi prosesinin sıcak pres ile bir arada kullanılması esasına dayanmaktadır. SAHP prosesinin mucidi Noboru Kawaguchi tarafından 1978 yılında tanıtılan sistemde kağıt malzeme ve kesici bıçak kullanımıyla kontürler ve katmanlar oluşturulmaktadır [1202].

SAHP prosesi, ofis ortamında kullanım amacıyla geliştirilmiştir ve standart .STL formatındaki dosyalarla çalışmaktadır. İlk olarak; üretilecek parça için taban görevi görecek, 10 katman kalınlığında kağıt işlenmektedir. Proses, genel olarak aşağıda gösterilen adımlarla tanımlanabilmektedir:

1. *Düz kağıt üzerine tonerin (reçine tozu) yazdırılması:* Kesit verisi doğrultusunda kağıt üzerindeki net pozisyonlara toner uygulanır. Bu işlem tipik lazer kullanımlı kserografi (fotokopi teknolojisinin esası) işlemidir.

2. *Sıcak pres:* Birbirinden bağımsız kağıt sayfalar, baskı ve beslenme ile birlikte blok haline getirilmektedir. Her bir katmanda imalat tablası yukarı doğru giderek üst kalıp ile imalat platformu arasında pres gerçekleştirilmektedir. Yaklaşık 175 ^{o}C dolaylarında uygulanan pres ile birlikte seçici olarak yazdırılan toner (reçine tozu) ergiyerek, kağıtlar birbirine yapıştırılmaktadır. Sıcak pres ayrıca üst yüzeyin düz olmasını da sağlamaktadır.
3. *Konturun kesilmesi:* Kesit doğrultusunda kağıt, kontürler dahilinde bir bıçak yardımı ile kesilmektedir.
4. *Tamamlanmış blok:* Yazdırma, sıcak pres ve kontur kesme işlemleri ile blok yapının imalatı tamamlanmaktadır.
5. *Parçanın alınması:* Fazlalık malzeme manuel olarak uzaklaştırılarak istenen geometrilerde üç boyutlu parça elde edilmektedir [1203].

Helisys (Cubic Technologies) firmasına ait LOM prosesleri ile Kira firmasına ait SAHP proseslerinin temel farklılıkları Tablo 5.33'de gösterilmiştir.

Tablo 5.33 LOM ve SAHP proseslerinin temel farklılıkları [1203]

Fark	LOM	SAHP
Kağıt Besleme	Bobin	Düz kağıt sayfalar
Adhesif Uygulama	Silindir üzerine, önceden	Toner ile seçici yazdırma
Kağıt Kesme Mekanizması	CO_2 lazer	WC bıçak
İmalat Hacmi (mm)	LOM 1015 Plus: 381 x 254 x 356 LOM 2030H: 813 x 559 x 508	KSC-50 : 400 x 280 x 300

Kira firmasının SAHP Solid Center sistemlerinde A3 standart kağıt kullanılmaktadır. Tablo 5.34'te KSC-50 makinesinin teknik özellikleri gösterilmiştir.

Tablo 5.34 Kira SAHP KSC-50 kağıt laminasyon makinesinin teknik özellikleri [1204]

Makine Özellikleri	
Model	KSC-50
Model Malzemesi	Düz kağıt
Model Boyutu	400 mm x 280 mm x 300 mm
Çözünürlük	25 µm (X,Y), 100 µm (Z)
Hassasiyet	± 200 µm
Hammadde Tüketimi	1 sayfa/dk
Güç Gereksinimi	3 Faz, 200 VAC ± 10V (50/60 Hz)
Ortam	Sıcaklık: 10- 30 ^{o}C
	Nem: %35-75
Ağırlık	Yaklaşık 600 kg
Makine Ölçüleri	2130 mm x 1000 mm x 1400 mm

5.6.4.2 Kağıt 3B

Standart kağıt laminasyonu esaslı eklemeli imalat yöntemleri içerisinde bir diğer çeşit olarak İrlanda merkezli Mcor Technologies firmasına ait "Paper 3D- Paper Lamination" sistemleri öne çıkmaktadır. Sistemde kontur, LOM sistemlerinde olduğu gibi bir lazer ile değil, tungsten karbür bıçaklarla kesilerek katmanlar elde edilmektedir. Proses; üst üste yalnızca istiflenerek dizilmiş standart ofis kâğıtlarının (A4, 80 gram/m^2, renklide 160 gram/m^2), standart beyaz polivinil asetat (PVA)

yapıştırıcı ile yapıştırılarak üç boyutlu nesnelerin üretilmesi esasına dayanmaktadır [1205]. Yapıştırıcının kağıt üzerinde kabarcık oluşturma eğilimine bağlı olarak oluşabilecek problemi ortadan kaldırmak adına, mikro-damlacık esasına dayalı özel bir astarlama sistemi tasarlanmıştır. Kağıt üzerine gönderilen yapıştırıcı damlacıkların miktarı, parçaya dahil olmayacak kısımlarda daha seyrek nüfuz ederek parçanın imalat sonrasında daha kolay alınmasına ve temizlenebilmesine olanak sağlamaktadır. Tablo 5.35'te Mcor firmasına ait Kağıt 3D sistemlerinin iki önemli öncüsü olan Matrix 300+ (2009) ve IRIS (2012) cihazlarına ait teknik özellikler verilmiştir [1206].

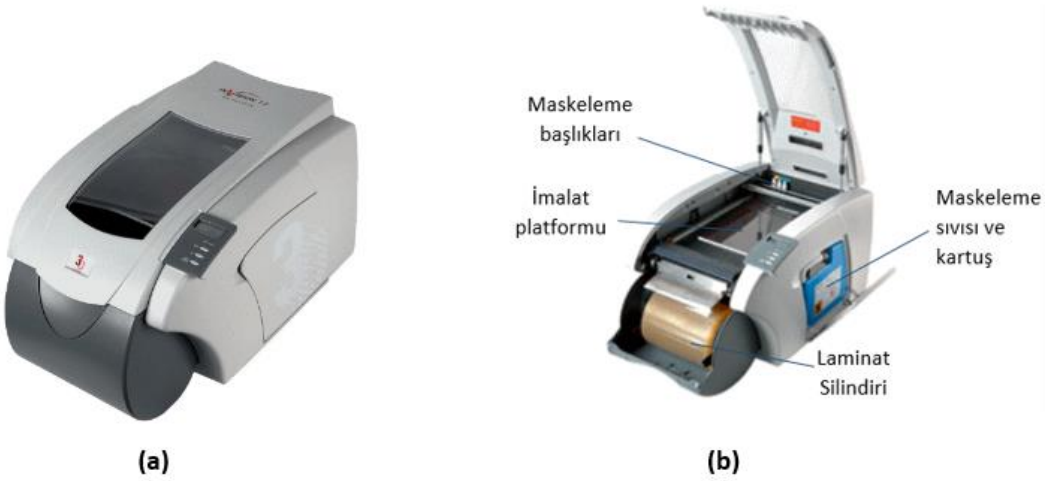
Tablo 5.35 MCor firmasına ait Matrix 300+ (renksiz) ve IRIS (renkli) kağıt laminasyon 3B makinelerine ait özellikler [1207, 1208]

Özellik	Matrix 300+	IRIS
Çözünürlük	100 µm	x, y, z : 12 µm, 12 µm, 100 µm
Renk	Tek renk	+1 milyon ICC renkleri
Maks. İmalat Hacmi	A4 için: 256 x 169 x 150 mm ANSI Mektup kağıdı için: 240 x 175 x 150 mm	A4 için: 256 x 169 x 150 mm ANSI Mektup kağıdı için: 240 x 175 x 150 mm
İmalat Malzemesi	A4 ofis kağıdı (80 g/m^2 - 160 g/m^2)	A4 ofis kağıdı (80 g/m^2 - 160 g/m^2)
Katman Kalınlığı	100 µm, 190 µm	100 µm, 190 µm
Makine Ölçüleri	950 x 700 x 800 mm	1160 x 720 x 940
Makine Ağırlığı	160 kg	160 kg
Güç Gereksinimi	350 W, 240V 50Hz veya 120 V 60 Hz	350 W, 240V 50Hz veya 120 V 60 Hz
Desteklenen Dosya Formatı	STL, OBJ, VRML, Collada	STL, OBJ, VRML, Collada
Sistem Yazılımı	SliceIT	SliceIT

5.6.4.3 Plastik Levha Laminasyonu (Plastic Sheet Lamination, PSL)

"Laminant" terimi doğrudan spesifik bir malzeme türünü ifade etmese de PVC esaslı plastik levha kullanımlı eklemeli imalat makineleri yaygın olarak "laminant yazıcılar" ismiyle anılmaktadır. Başlangıçta İsrail merkezli Solidimension firması tarafından üretilip SD300 ismiyle piyasaya sürülen ilk PSL makinelerinin (Şekil 5.103) geliştirilmesini takiben 3D Systems ve Solido firmalarının bu prosesleri satın almasıyla karmaşık bir PSL ticarileşme süreci ortaya çıkmıştır [1187,1210].

Katman oluşturma prensibi olarak; imalat malzemesi bir silindir tarafından imalat platformu üzerine çekilerek kendinden yapışkanlı taban levhanın (ilk katman) üzerine sabitlenir. Daha sonra geniş bir alan üzerine yapıştırıcı uygulanır. Katmanın konturu dışında kalan bölümlere, yapıştırıcının işlevsizleşmesini sağlayan de-mask sıvı püskürtülür ve bu sayede parça geometrisine dahil edilmek istenmeyen geometri dışı bölümlerin birleşmemesi sağlanır. Film kesilerek, üzerine gelecek yeni katmanın imalat platfomuna beslenmesiyle önceki işlemler parçanın imalatının bitişine kadar tekrarlanır. Son katman da eklenene kadar parça ve parça dışı çevreleyen malzemenin tamamı imalat platformu üzerinde bir aradadır [1187]. Tablo 5.36'da SD 300 Pro PSL cihazına ait teknik özellikler gösterilmiştir.



Şekil 5.103 SD300 Pro PSL cihazı; (a) cihazın dış görünüşü, (b) cihazın üst ve ön kapaklarının açık görünüşü [1211]

Tablo 5.36 Solido SD300Pro cihazına ait teknik özellikler [1211]

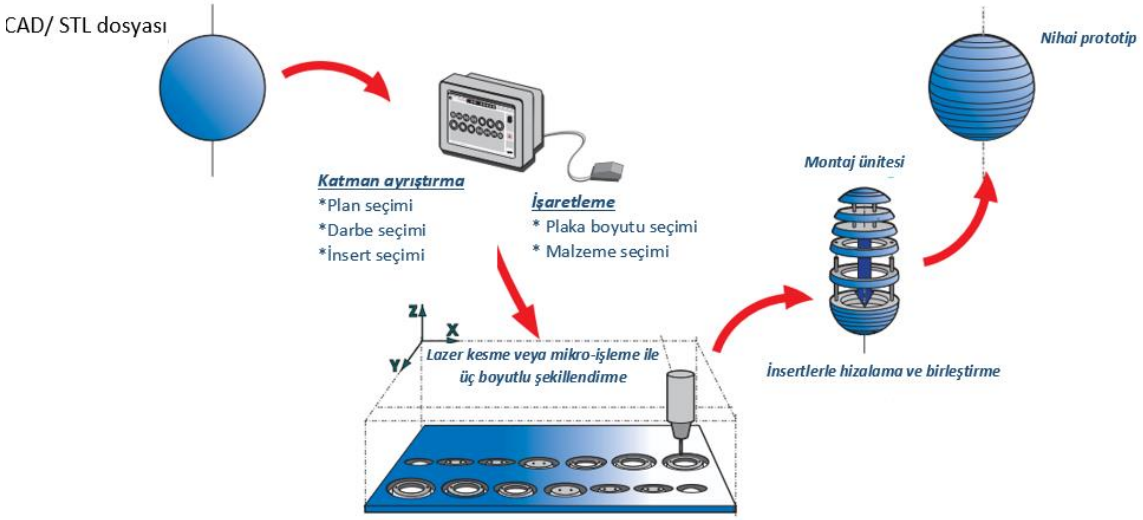
Özellikler	
Teknoloji	Plastik Levha Laminasyonu (PSL)
İmalat Malzemesi	PVC, 8 kg bobin, kalınlık: 168 µm
Malzeme Rengi	Transparan kehribar, kırmızı, mavi, krem
Katman Kalınlığı	168 µm
Maksimum Parça Boyutları	160 x 210 x 135 mm (XYZ)
Çizim Hassasiyeti	± 0.099 mm
Cihaz Ölçüleri	465 x 770 x 420 mm
Kartuş ve Bobinsiz Ağırlık	36 kg
Kartuş ve Bobinli Ağırlık	45 kg
Güç Tüketimi	620 W (Prosesteki maksimum) 100- 250 VAC, 50/60 Hz
İç Operasyon Sıcaklığı	35 ^{o}C
Ses Seviyesi	Maks. 65 db
Maksimum Ortam Nemi	%80
Desteklenen Dosya Biçimi	STL

5.6.5 Freze İşleme Sistemler

5.6.5.1 Stratoconcept

1990'dan itibaren konuyla ilgili çalışan Claude BARLIER ve ekibi, 1992 yılında Fransa'da kurulan Avrupa Hızlı Prototip Merkezi CIRTES ile yaptıkları işbirliği ile Stratoconception sistemini geliştirilmişlerdir. Bu ekip, konuyla ilgili birçok Fransız ve Avrupa patenti almış ve 1991'den bu yana birçok makale yayınlamışlardır. Stratoconception sistemi, eklemeli imalat yöntemiyle talaşlı imalatın bir melez çözümü olan, 3D CAD modelinin kalın katmanlara ayrıldıktan sonra parçalar halinde

işlenip sonrasında birbirlerine yapıştırılmasıyla imalat prensibine dayanır (Şekil 5.104). Kesim ve işleme için CNC tezgahlar, lazer veya su jeti kullanılır [1211- 1214].



Şekil 5.104 Stratoconception işlem akış şematiği [1217]

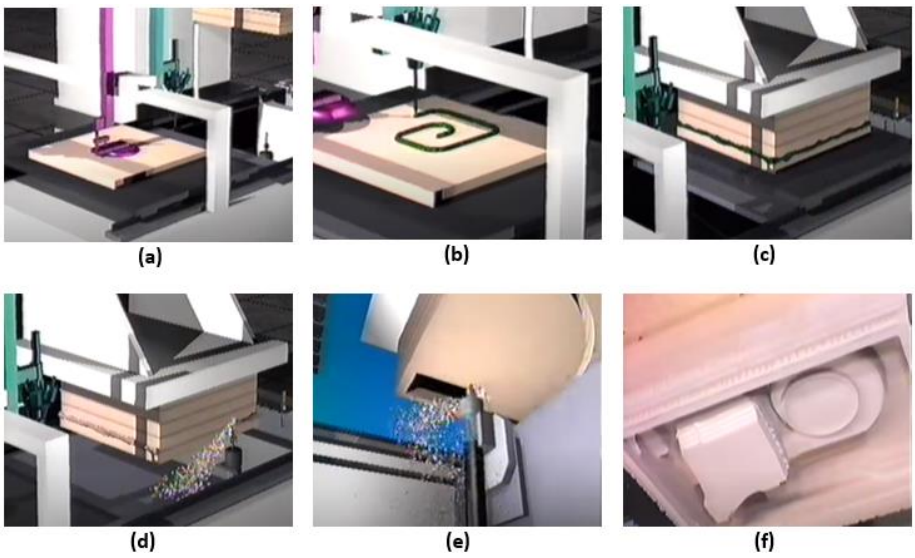
Aynı teknoloji ortopedik protezler imal etmek için de revize edilmiş ve OrthoStrato Concept® ismiyle kullanıma açılmıştır. Daha sonra sistemin ticari hale getirilmesi için CIRTES'in lisansı ve işbirliği ile Charlyrobot kurulmuştur (Şekil 5.105). Charlyrobot, sistemin eğitim kurumlarına tanıtımı ve satışıyla da ilgilenmektedir. Bunun haricinde REALMECA ve Laser Technologies firmaları da Stratoconception sistemi için tezgâh üretmektedirler [1215, 1216].



Şekil 5.105 Charlyrobot Charly4U, Charly2U üç boyutlu işleme merkezleri [1218]

5.6.5.2 Katman İşleme Prosesi (Layer Milling Process, LMP)

WorkNC LMP; özellikle dar ve derin oyukların işlenmesinde ve parçaların katmanlar halinde kesilmesinde kullanılan bir CAD/CAM yazılımıdır. WorkNC-LMP'de üç boyutlu parçalar otomatik olarak bölünerek kaba işleme ve ince işleme takım yolları oluşturulur. Bu teknoloji herhangi bir işleme merkezinde kullanılabilmekle birlikte karmaşık şekillerin kesilip birleştirilmeye hazır hale getirilmesinde katmanların kontrol edilebilir kesitler halinde tanımlanmasından faydalanılmaktadır. Katman işleme merkezinde (LMC); eşit kalınlıktaki plakalar, bir manipülatör yardımıyla işleme merkezine taşınır ve bant üzerinde ilerletilerek plakaların üzerine yapıştırıcı malzeme uygulanır. Daha sonrasında bant, üst yüzeyine yapıştırıcı uygulanmış plakayı pres bölümüne getirerek basma uygulanmasıyla plakayı yukarıdaki bloğa sabitler. Sıkışmanın etkisiyle yapışma sonrasında plakaların yanlarından taşan yapıştırıcılar, bir takım yardımıyla tıraşlanır ve alt platform açılarak uygun takımın, iş parçasını alttan talaşlı olarak işlemesi gerçekleştirilir. Talaşların aşağıya bakan oyuklarda yapışmasını önlemek için operasyon sırasında hava üflenir veya temizleyici fırçalar kullanılır. Takım ucunun plakalardan oluşmuş iş parçasını bir veya birkaç plaka kalınlığında işlemesinin peşine yeni plaka sisteme beslenir ve parçanın imalatı tamamlanır. Daha çok ahşap kalıp uygulamalarında kullanılan LMP süreçlerine ait temel basamaklar Şekil 5.106'da gösterilmiştir [1187, 1219, 1220].



Şekil 5.106 LMP prosesi temel işlem aşamaları; (a) levhanın sisteme getirilmesi, (b) yapıştırıcının uygulanması, (c) presle birleştirme, (d) taşan yapışkanın temizlenmesi, (e) işleme, (f) tamamlanmış kalıp örneği [1219]

5.6.6 Kompozit Levha Laminasyon Sistemleri

5.6.6.1 Seçici Laminasyon Kompozit Nesne Üretimi (Selective Lamination Composite Object Manufacturing, SLCOM)

EnvisionTEC firması tarafından geliştirilen SLCOM sistemlerinde, örgü takviyeli termoplastik- kompozit hammaddeler kullanılarak parça imalatı gerçekleştirilmektedir. Endüstriyel ölçekli eklemeli imalat sistemleri olarak değerlendirilen SLCOM (Şekil 5.107 ve Tablo 5.37) sistemleri; LOM prosesine benzer şekilde bobinlere sarılı termoplastik matrisli fiber levhaların sisteme otomatik olarak beslenmesiyle üretim yapmaktadır. Bu teknoloji, polieter eter keton (PEEK), polieter keton keton (PEKK), polikarbonat (PC), polifenilen sülfit (PPS), polieterimit (PEI), polietilen (PE) ve poliamitler (Naylon 6, Naylon 11, Naylon 12) gibi çok geniş bir yelpazede matrise sahip kompozit malzemelerin kullanımına olanak sağlamaktadır. Bununla birlikte karbon fiber, cam elyafı, aramit fiberler ve metal fiberler bu yöntemde kullanılan kompozit hammaddelerin başlıca destekleyici elemanlarıdır [1221]. İmalat sırasında; LOM sistemlerinde de olduğu gibi imalat malzemesi (prepreg), tedarik bobininden yazıcının imalat platformuna beslenir ve imalat başlatılır. Daha sonrasında ısıtılmış sıkıştırma merdanesinin platforma serilen prepreg levha üzerinden geçerek her katmandaki termoplastiğin ergitilmesi gerçekleştirilir [1223]. Bu sırada bir biriktirme başlığı tarafından mumsu bir malzeme ve bağlayıcı ajan, fiber levha üzerine biriktirilir. Mumsu malzeme ve bağlayıcı ajanın püskürtüldüğü bölümler bir karbon bıçağı ve ultrasonik emitör (salgıç) yardımıyla kesilip, uzaklaştırılır [1222].



Şekil 5.107 EnvisionTEC SLCOM-1 cihazı [1222]

Tablo 5.37 EnvisionTECH SLCOM-1 cihazına ait bazı teknik özellikler [1222, 1223]

Makine Özelliği	SLCOM-1
İmalat Hacmi	762 x 610 x 610 mm
Hassasiyet	X ve Y eksenlerinde; 100 µm Z ekseninde; bir katman kalınlığı kadar
Kesme Hızı (Maks.)	20 inç/s (lineer)
Minimum ve Maksimum Katman Kalınlığı	100 µm – 1 mm
İmalat Hızı	Laminasyon sonrası katman kalınlığına bağlı
Hammadde	Çok veya tek yönlü termoplastik prepregler
Kesme Kızağı	4 Tam eksen (XYZR)
Makine Ölçüleri	3175 x 3962 x 2388 mm

Tablo 5.38'de SLCOM-1 sisteminde yaygın olarak kullanılan, fiber takviyelerle çeşitli konfigürasyonlarda çalıştırılabilen polimer matrisler ve ilgili bazı özellikleri gösterilmiştir.

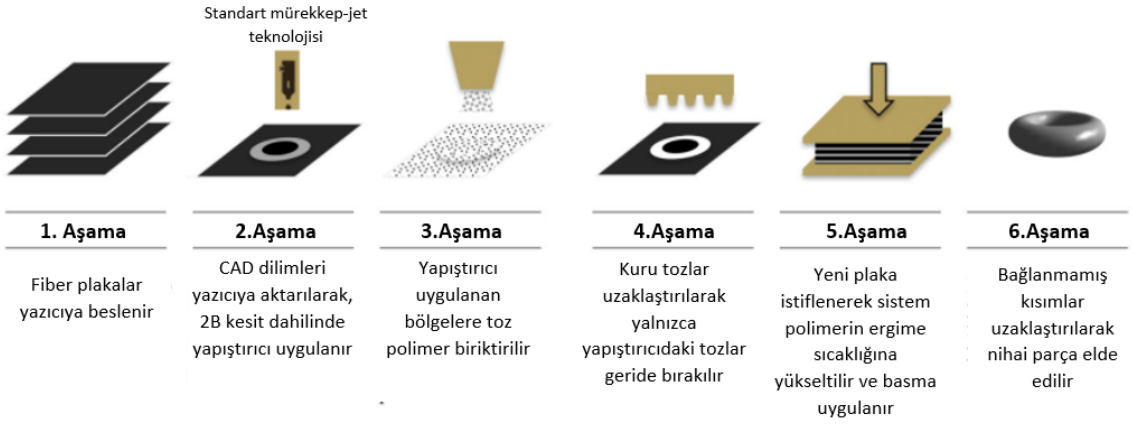
Tablo 5.38 SLCOM-1 sisteminde yaygın olarak kullanılan polimer matrisler [1222]

Matris Polimer	Nominal Proses Sıcaklığı (^{0}C)	Tg (^{0}C)	Polimer Yapısı	Sürekli Kullanım Sıcaklığı (^{0}C)
PEEK	385	143	Yarı-kristalin	250
PEI	320	215	Amorf	200
PPS	330	90	Yarı-kristalin	220
PP	190	-10	Yarı-kristalin	90
PE	175	-125	Yarı-kristalin	70
PC	295	150	Amorf	130
PET	290	75	Yarı-kristalin	130
PES	290	225	Amorf	180
PA Çeşitleri	190-220	40-60	Yarı-kristalin	120
PEKK	355	156	Yarı-kristalin	230

5.6.6.2 Kompozit Esaslı Eklemeli İmalat (Composite-Based Additive Manufacturing, CBAM)

Kompozit malzemelerin kullanıldığı bir diğer levha laminasyon yöntemi olan CBAM sistemlerinde, levha şeklindeki hammaddeye uygulanan mürekkep-jet püskürtme işlemi ele alındığında; sistemin SLCOM teknolojisine oldukça benzediği görülmektedir. Kullanılan püskürtme yöntemiyle su esaslı bağlayıcı/yapıştırıcının levha üzerine uygulandığı CBAM teknolojisindeki temel farklar; proseste aynı

zamanda toz formda polimer malzemenin de bir arada kullanılması ve sisteme beslenecek levha malzemenin bir bobinden sarılarak değil, dörtgen plakalar halinde imalat platformuna aktarılmasıdır. Fiber katkılı kompozit levha üzerine su bazlı bağlayıcı ilk olarak seçici bir biçimde biriktirilir. Daha sonrasında levha üzerine bir katman kalınlığında termoplastik tozun serilmesiyle birlikte yalnızca sıvı bağlayıcı püskürtülmüş olan bölgelere serilen tozun yapışması sağlanmaktadır. Katmanın tamamlanmasıyla birlikte fazlalık tozlar uzaklaştırılarak sırasıyla; fiber levhaların istifi, pres ile sıkıştırılması ve fırın içerisinde ısıtılmasıyla matrisin ergimesi ve buna bağlı olarak pekleşme gerçekleştirilmektedir. En son olarak ise fazlalık fiber ve imalat malzemesi, kumlama ile parçadan uzaklaştırılmaktadır. Bu yöntemle üretilen parçaların çekme dayanımı 165 MPa seviyelerine ulaşabilmektedir [1224]. CBAM ile üretilmiş parçalar, LOM ile üretilmiş parçalarla dayanım açısından kıyaslandığında; rastgele yönlenmiş, süreksiz fiberlerin kullanıldığı durumda daha dayanıksızdır denilebilir [1225]. Şekil 5.108'de CBAM teknolojisi ile üretim aşamaları şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 5.108 Impossible Object'in CBAM teknolojisine ait işlem akışı şematiği [1226]

CBAM sistemlerinde karbon fiber, cam fiber, polyester, PVA, PLA'dan ipek ve pamuğa kadar uzanan geniş bir yelpazede katkı malzemeleri kullanılabilmektedir ve bu malzemeler kullanılarak FDM yöntemiyle üretilen parçalara kıyasla 10 kata kadar daha yüksek parça mukavemeti elde edilebilmektedir. Bununla birlikte CBAM; PEEK ve PEKK gibi ısıl direnci yüksek polimerlerin kullanılarak parça imalatına olanak sağlamaktadır. Teknolojinin sahibi Impossible Objects firmasının

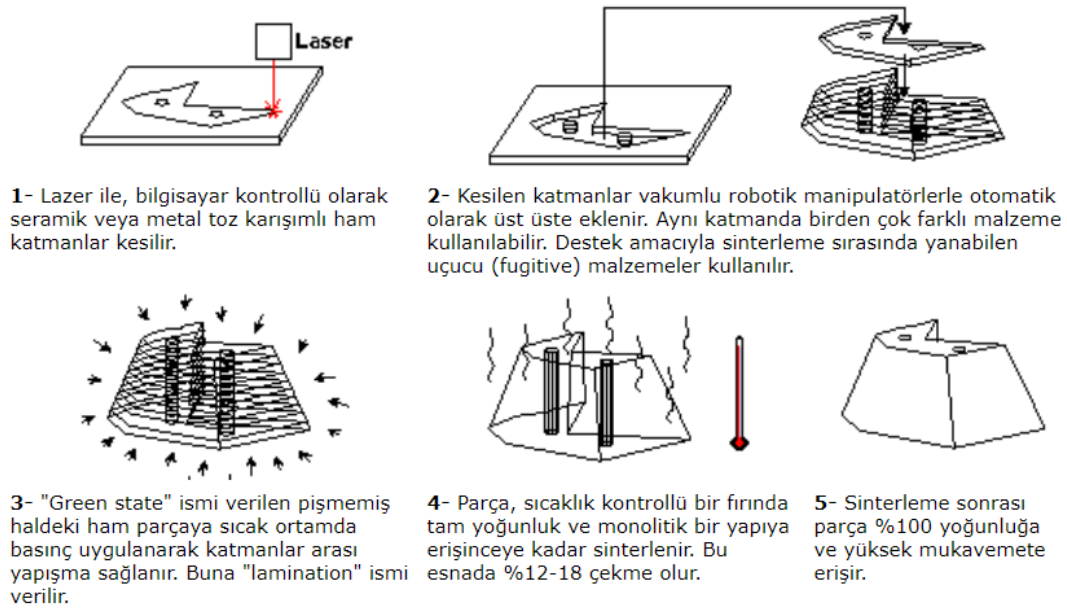
kurucusu Robert Swartz'a göre gelecekte dakikada 100 metre gibi üretim hızlarına ulaşılabileceği ifade edilmektedir [1227]. Tablo 5.39'da CBAM-2 cihazına ait bazı teknik özellikler gösterilmiştir [1226].

Tablo 5.39 Impossible Object CBAM-2 cihazına ait bazı teknik özellikler [1226]

Teknoloji	CBAM, Kompozit Esaslı Eklemeli İmalat
Hız	~ 740 cm^3/sa
Maksimum İmalat Hacmi	9439 cm^3 (30.5 cm x 30.5 cm x 10.2 cm)
Baskı Çözünürlüğü	600 dpi / 42 µm
Hassasiyet	127 mm altı parça boyutlarında 125 µm, 127 mm üstü parça boyutlarında %0.1
Katman Kalınlığı	50 µm
Substrat Malzemeleri	Karbon Fiber: (30.5 cm x 30.5 cm), (20 cm x 30.5 cm) Cam Fiber: (30.5 cm x 30.5 cm), (20 cm x 30.5 cm)
Polimer Malzemeler	Yaygın olarak PEEK, PA12
Çalışma Ortam Koşulları	Sıcaklık: 15- 30 ^oC Nem: Göreli %20-70 (yoğuşmasız)
Sistem Boyut ve Ağırlığı	Yükseklik: 356 cm, Uzunluk: 98 cm, Genişlik: 212 cm, Ağırlık: 1273 kg
İmalat Hazırlık Yazılımı	Ticari dilimleme yazılımlarına uygun, Netfabb ve Materialise tavsiye edilmekte
Bağlantı	Wi-fi ve ethernet
Basınçlı Hava	90- 120 psi, 6.2-8.2 bar
Güç	240 veya 208 VAC, Tek faz

5.6.6.3 Lamine Mühendislik Malzemelerinin Bilgisayar Destekli Üretimi (Computer-Aided Manufacturing of Laminated Engineering Materials, CAM-LEM)

CAM-LEM prosesinde parçaların imalatı, kes-ve-istifle yaklaşımıyla gerçekleştirilmektedir. Prosesin işlem akışı Şekil 5.109'da gösterilmiştir [1228]. Gelişmiş mühendislik malzemeleriyle karmaşık geometride parçaların imalatı için geliştirilen ve bir serbest-form imalat yöntemi olarak kabul edilen CAM-LEM proseslerinde odak malzeme gruplarını genellikle seramik, metalik ve kompozit malzemeler oluşturmaktadır [1229]. CAD tanımları doğrultusunda sanal ortamda elde edilen nesneler, diğer tüm serbest-form fabrikasyon yöntemlerinde de olduğu gibi birbirinden bağımsız olarak dilimlere ayrılmaktadır. Bu noktada CAM-LEM ve daha öncesinde tanıtmış olduğumuz LOM prosesi arasında bir takım farklılıklar ortaya çıkmaktadır. CAM-LEM ve LOM proseslerinde ortak olarak imalat malzemesinin film, levha, sac formunda olmasıyla birlikte katmanların fiziksel olarak elde edilmesi substraktif proseslerle gerçekleştirilmektedir (Örneğin; lazer sınır kesimi). Bununla birlikte iki proses arasındaki temel fark; LOM proseslerinde her bir levha kesim öncesi alt birime bağlanmaktadır (istif sonrası kesim) ve parça dışı fazlalık malzemeler, küpler halinde doğranarak parçadan uzaklaştırılmaktadır. CAM-LEM prosesinde ise operasyon sırası, bundan farklı olarak gerçekleştirilmektedir. Levhalar birbirinden bağımsız olarak lazer ile kesilmekte, istenmeyen kısımlar uzaklaştırılmakta ve kontur dahilinde elde edilen katmanlar, alt birimler üzerine istiflenmektedir (kesim sonrası istif) [1230, 1231].



Şekil 5.109 CAM-LEM proses akışı [1228]

"Kesme sonrası istif" yaklaşımlı levha laminasyon yöntemlerinden birisi olan CAM-LEM prosesinde; karmaşık şekilli levhaların ana levhadan uzaklaştırılması ve elde edilen kesilmiş katmanın hassas olarak yerleştirilmesinde özelleştirilmiş malzeme yükleme sistemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Kesme sonrası istif için gerekli taşıma sistemleri optimize edildiğinde; bir dizi avantaj ortaya çıkmaktadır. Örneğin; CAM-LEM proseslerinde küplere doğranmış fazlalık malzemenin uzaklaştırılmasını gerektiren son işlemlere ihtiyaç duyulmamaktadır. Bir diğer avantaj olarak ise; parça içerisindeki boşluklu yapıların elde edilebilmesidir. İstif sonrası kesimli LOM gibi proseslerde parça içerisinde boş olması gereken, iç bağlantılı kısımlar, katmanların üstten eklenmesiyle yapı içerisine gömülü olarak kalmaktadır. İlaveten; CAM-LEM prosesleri, bünyesinde kullanılmakta olan aynı lazer ve aynı taşıma sistemiyle bir katman içerisinde ve/veya katmanlar arasında farklı malzemelerin bir arada kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır. İstif sonrası kesim yaklaşımlı levha laminasyon yöntemlerinde aynı katman içerisinde birden fazla malzemenin kullanılabilmesi neredeyse imkansız iken, özellikle yüksek sıcaklık altında sıkıştırma gibi son işlemler ile çeşitli kompozit karakterde ve birden fazla malzemenin tek katmanda bulunabildiği parçaların imalatı CAM-LEM ile mümkündür. Sonuç olarak; CAM-LEM proseslerinde malzeme işleme operasyonları ile geometrik formasyon operasyonları birbirinden tamamen ayrı olarak

gerçekleştirilmektedir. Ayrıca; tek katmanda birden fazla malzemenin bir arada kullanılabilmesi, imalat sırasında askıda kalan kısımların desteklenebilmesine, ince ve desteklenmemiş kısımların imalat sırasında güçlendirilmesine ve hatta basınçlı laminasyon uygulaması tercih edileceğinde basıncın parça boyunca uygun dağılımına imkan tanımaktadır [1232, 1233].

CL-100 modeli CAM-LEM cihazı 150 mm x 150 mm x 150 mm inşa hacmine sahiptir. CL-100 makinesi tek bir otomatik inşa çevriminde 5 farklı tip (kimyasal özellik veya kalınlık olarak) malzemeyi kullanabilir. Destek yapısı olarak ise sinterleme sırasında yanarak bünyeden atılabilen "fugitive" malzemeler kullanılır. Bu sayede inşa edilen parçalarda iç boşluklar ve kanallar oluşturulabilir. İnşa sırasında 0.1-0.6 mm veya daha kalın katmanlar kullanılır. Sinterleme sırasında, malzemeye göre %12-18 arasında değişen çekmeyi kompanse edecek şekilde parçalar biraz büyük şekilde inşa edilir. CL-100 CAM-LEM cihazı Şekil 5.110'te gösterilmiştir [1234, 1235].



Şekil 5.110 CAM-LEM CL-100 laminasyon cihazı [1235]

CAM-LEM prosesleri kullanılarak seramik veya metalik parçaların imalatında parça konstüksiyonu, istenen şekillerde kesilmiş katmanların robot yardımıyla istiflenmesini takiben "yaş-hal (ham durum) laminasyonu" ve konvensiyonel fırınlama işlemleri ile sıralı olarak gerçekleştirilmektedir [1236, 1237]. Proses için girdi malzemesi olarak kullanılan ve "yaş şerit" ismi verilen plakalar, toz taşıyıcı görevindedir. Geleneksel şerit döküm, basınçlı döküm gibi imalat yöntemleriyle

hassas olarak dağıtılmış ince tozlar (özellikle seramikler için mikron-altı boyutlarda), üniform istifli, akış problemleri ve/veya segregasyon problemleri önlenmiş olarak proses hammaddesi olan yaş şeritler içerisine önceden yerleştirilmiş haldedir [1238, 1239]. CAM-LEM prosesi için önemli şerit karakteristiklerinin başında lazer kesim esnasındaki davranış ve laminasyon kolaylığı gelmektedir. Liu ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; CAM-LEM düzeneğinde imalat gerçekleştirmek için alüminyum oksit, silikon nitrit ve paslanmaz çelik malzemeleri seçilmiştir. Silikon nitrit tozu ve alüminyum oksit tozu (%96 Al), polivinil bütiral esaslı bağlayıcı kullanılarak şerit döküme; paslanmaz çelik tozu (gaz atomize, 316L) ise polimetil metakrilat esaslı bağlayıcı kullanılarak basınçlı döküme tabi tutulmuştur. Silikon nitrit ve alüminyum oksit şeritlerle çalışabilmek için grafit tozu esaslı, proseste kaybolabilen bir şerit sisteminden faydalanılmıştır [1229]. Şeritlerin karakteristiği Tablo 5.40'ta gösterilmiştir.

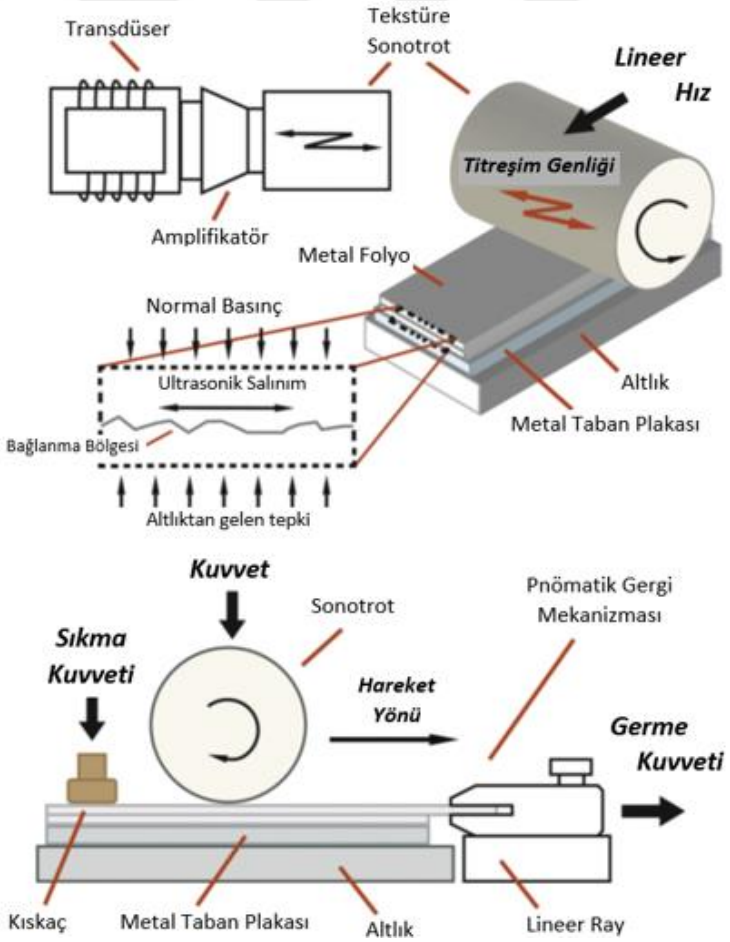
Tablo 5.40 Liu'nin çalışmasında kullanılan şerit karakteristikleri ve elde edilen sonuçlar [1229]

Yaş Şerit Karakteristikleri			
Şerit	Kalınlık	Bağlayıcı İçeriği (Hacmen)	Porozite
Alüminyum Oksit	600 µm	%20.5	%22.9
Silikon Nitrit	300 µm	%29.9	%18.5
Paslanmaz Çelik	600 µm	%36.0	Yok
Grafit	300-600 µm	%21.9	%35.3
Elde Edilen Sonuçlar			
-Üç malzeme için de parça imalatı başarılı olarak gerçekleştirilmiştir. -Grafit "fugitive" kullanımı alüminyum oksit şerit için iç bağlantıların tanımlanmasında ve laminasyon sırasında basınç dağılımının üniform olmasında etkili olmuştur. Al_2O_3 için %17 lineer büzülme gözlenmiştir. -Silikon nitril ve paslanmaz çelik parçalar yüksek kalitede elde edilebilmiştir. -Kesilen katmanların yüzeyine standart metalografik yöntemler uygulanarak incelendiğinde, laminasyonun oldukça verimli olduğu gözlenmiştir. -Alüminaya ait çizgi taramalarda; uçucu varlığından doğan enklüzyonun, fırınlama esnasında parçanın çökme eğilimi üzerinde önemli bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir. -Her durumda da iç oyuklarda 150 µm dolaylarında hafif çökme davranışı gözlenmiştir. -Yüzey kabarıklığına bakıldığında silikon nitridin, paslanmaz çeliğe göre daha tümsekli yapıda olduğu kaydedilmiştir. Bunun nedeni olarak; silikon nitrit parçanın fırınlanması sırasında taneler arası bir miktar sıvı oluşmasına karşın paslanmaz çeliğin tamamen katı formda kalması gösterilmiştir.			

5.6.7 Ultrasonik Eklemeli İmalat (Ultrasonic Additive Manufacturing, UAM)

Ultrasonik Eklemeli İmalat (UAM) veya diğer yaygın kullanılan ismiyle Ultrasonik Konsolidasyon (UC); levha laminasyon ve CNC imalat proseslerinin bir arada kullanıldığı hibrit bir imalat teknolojisidir. Sistemde; ince metal folyoların, daha

sonrasında ise metal matrisli kompozit özellikli folyoların katmanlar halinde birbiri üzerine eklenmesinde ultrasonik kaynak prensibi ve periyodik CNC işleme süreçlerinden bir arada faydalanılarak istenen geometrilerde üç boyutlu parçaların imalatı gerçekleştirilmektedir. Teknoloji ilk olarak Dawn White tarafından "Ultrasonik Konsolidasyon" ismiyle tanıtılmıştır [1240]. Katmanların birleşmesi aşamasında sonotrot ismi verilen silindirik bir ultrasonik prob, mengene veya bir gergi sistemi ile hareketi engellenmiş folyo üzerine sabit bir dik kuvvet uygulamaktadır. Sonotrodun folyo üzerinde dönerek ilerlemesi esnasında hareket yönüne dik bir şekilde, yaklaşık 20 kHz'lik sabit bir salınım frekansı Şekil 5.111'te gösterildiği gibi gönderilmektedir. Folyo üzerinde gezen sonotrodun göndermiş olduğu salınım sonucu folyo ile metalik substrat arayüzeyleri arasında katı hal bağı oluşarak, birleşme gerçekleştirilmekte ve istenen parça yüksekliğine ulaşılana kadar işlemler tekrar edilmektedir [1180].



Şekil 5.111 Ultrasonik eklemeli imalatın şematik gösterimi [1180]

UAM sırasında oluşturulan bağlanmanın kalitesi, birden fazla malzeme ve proses parametresine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Üç temel proses parametresi olarak; sonotrot tarafından uygulanan dik kuvvet (N), sonotrodun salınım genliği (μm) ve sonotrodun doğrusal hareket hızı (mm/s) kabul edilebilir. Bu proses parametrelerinin her birisinin, bağ kalitesi üzerine etkisi ilk kez Kong ve arkadaşları tarafından detaylı olarak incelenmiştir [1175]. Günümüze daha yakın çalışmalar ele alındığında ise; Wolcott ve arkadaşlarının alüminyum alaşımlarının UAM ile üretilmesi üzerine yapmış oldukları çalışmalarda ise sonotrodun salınım genliği ve kaynağın gerçekleşme hızının yüksek kalitede bağ oluşumu üzerindeki en önemli iki parametreyi oluşturduğu ifade edilmiştir [1241].

Ultrasonik eklemeli imalatta bağ oluşumu nispeten düşük sıcaklıklarda gerçekleşmektedir. Daha yüksek salınım genliklerinde (>25 μm) kızılötesi kameralardan faydalanılarak veya daha düşük salınım genliklerinde (<25 μm) folyo-folyo arayüzüne yerleştirilen termokupllarla ölçülen bağlanma sıcaklıklarına dair yapılan çalışmaların ortak sonucu olarak bağ oluşumunun, ergime sıcaklığının oldukça altı (Örn. Alüminyum için T <250^{o}C) sıcaklıklarda gerçekleştiği gözlemlenmiştir [1242, 1243]. Metalin plastik akış davranışı incelendiğinde ise salınım genliğindeki artışın, plastik metal akışını kuvvetlendirdiği ve akustik yumuşama olayı gibi davranışların ortaya çıkabildiği kaydedilmiştir [1244].

Birkaç katmanın bağlanmasını takiben, birbirine birleşen folyo katmanlarından oluşan yığını istenen geometride şekillendirmek için CNC işleme aşaması devreye girmektedir. Bağlanma ve sonrasında şekillendirmenin parça imalatı bitene kadar tekrarlı olarak gerçekleştirilmesiyle elde edilen üç boyutlu nesnelerde; daha öncesinde de anlatmış olduğumuz gibi iç bağlantılı ve/veya boşluklu yapıların elde edilmesi neredeyse imkansızdır [1245]. Tablo 5.41 ve Tablo 5.42'de iki farklı UAM çalışma örneği verilmiştir.

Tablo 5.41 Takım çeliği (4130) kullanılarak gerçekleştirilen bir UAM çalışması [1246]

Çalışmanın Amacı	Kaynak gücü ve arayüz sıcaklıklarının UAM ile üretilen 4130 çelik parçaların mekanik dayanım ve mikroyapıları üzerine etkilerinin incelenmesi	
Sistem	9 kW Fabrisonic SonicLayer 4000 UAM , 20 kHz frekans	
Sonotrotlar	I. Kaplamasız Gr.350 Ni18 Maryaşlandırma Takım Çeliği II. Co-Cr Kaplamalı Gr.350 Ni18 Maryaşlandırma Takım Çeliği	
İmalat Malzemesi	4130 Çelik, 127 μm kalınlıkta 9 folyo katmanı	
Proses Parametreleri	Kaplamasız Sonotrot (I)	Kaplamalı Sonotrot (II)
Normal Kuvvet, (N)	6500	6500
Vibrasyon Genliği,(μm)	32.4	38.8
Kaynak Hızı, (mm/s)	17	21
Altlık Sıcaklığı, (^oC)	204	204

Elde Edilen Sonuçlar:

-Kaplamasız sonotrot kullanılarak 2066 W/m^2 güç uygulandığında elde edilen numunelerin kayma dayanımı 186 MPa olarak, kaplamalı sonotrot kullanılarak 2695 W/m^2 güç uygulandığında elde edilen numunelerin kayma dayanımı 549 MPa olarak kaydedilmiştir.

-SEM ile yapılan nokta sayma analizleri, kayma testi sonuçlarıyla örtüşmektedir.

-Kaynama sırasında folyolar arasındaki sıcaklıklar incelendiğinde maksimum pikin 855 ^oC'ye ulaştığı kaydedilmiştir. 4130 çeliğinin üst kritik sıcaklığı (Ac3) olan 801 ^oC'nin aşılmasına rağmen tam martenzitik yapı oluşumu gözlenmemiş ve bunun sebebi olarak, ultrasonik kaynak sırasında ısıtma hızının yüksek oluşu (>400 $^oC/s$) düşünülmektedir.

-Kaynak kalitesinin yüksek olduğu gözlenmiştir.

-Sonotrodun kaplama özelliklerinin ve folyolar üzerine uygulanan birim alandaki güç miktarının optimize edilmesiyle; UAM ile üretilen 4130 çelik parçaların, konvansiyonel yöntemlerle üretilen 4130 çelik parçalardan beklenen mekanik özellikleri karşılayabileceği gözlenmiştir.

Tablo 5.42 Karbon fiber takviyeli plastic (CFRP) ve titanyum saclar kullanılarak gerçekleştirilen bir UAM çalışması [1247]

Çalışmanın Amacı	Ultrasonik enerji ve yüzey pürüzlülüğü gibi kritik proses parametrelerinin, UAM ile üretilen karbon fiber takviyeli plastik (CFRP)-titanyum yığınlarının kayma dayanımları üzerine etkilerinin incelenmesi	
Sistem	Laboratuvar üretimi özel UAM sistemi, 1 kW Dukane 1000 AUTO-TRAC ultrasonik güç kaynağı, 20 kHz frekans	
İmalat Malzemesi	CFRP ve Ti levhalar	
Proses Parametreleri	Birim	Değer
CFRP Kalınlığı	µm	600
Ti Kalınlığı	µm	100
Frekans	kHz	20
Genlik	µm	300
Süre	s	60
Sıkma Kuvveti	kN	0.1
Güç	kW	0.6 - 1

Elde Edilen Sonuçlar:

-Deney sonuçları, CFRP/Ti yığınlarının UAM ile katı halde kaynaklanabilirliğini ortaya koymaktadır. Kaynama bölgesinde ergime veya yüksek sıcaklık gözlemlenmemiştir.

-Kaynama esnasında CFRP ve Ti katmanlarında önemli bir incelme gözlenmemiştir.

-Proses parametre çalışmaları; UAM sırasında enerjinin artırılmasının kayma dayanımını artırdığını ortaya koymaktadır. Farklı yüzey pürüzlülüklerine sahip numunelere çekme testi uygulandığında; sonotrodun ve dolayısıyla katmanların yüzeyindeki pürüzlülüğün artırılması halinde, kayma dayanımının büyük oranda yükseldiği gözlemlenmiştir.

-Daha yüksek dayanıma sahip kaynak noktalarında, CFRP'nin uğramış olduğu plastik deformasyon miktarının arttığı gözlenmiştir. Zayıf kaynak noktalarında ise CFRP içerisinde kırık karbon fiberler ve minimal Ti pütürleri gözlenmiştir.

5.7 Direkt Enerji Biriktirme (Direct Energy Deposition, DED)

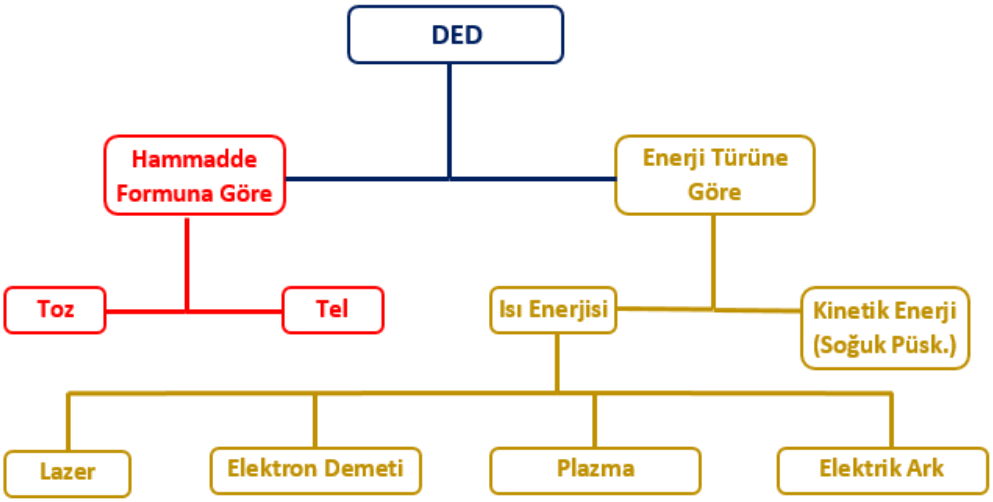
5.7.1 Giriş ve Sınıflandırma

Doğrudan enerji biriktirme (DED) proseslerinde üç boyutlu parçalar, imalat malzemesinin hedef bölge üzerinde eş zamanlı olarak ergitilip-biriktirilmesi şeklinde elde edilmektedir [1248, 1249]. Temel yaklaşımda polimer, seramik, metal ve kompozit özelliklerde olmak üzere bütün malzeme gruplarıyla çalışılabilen DED prosesleri içerisinde günümüzde özellikle metal malzemelerin katmanlı imalatı üzerine yoğunlaşılmaktadır [1250- 1252].

Termal enerji esaslı DED proseslerinde enerji; dar bir açıklığa yönlendirilerek odaklanıp substratın ısınmasını, substratın ergimesini ve eş zamanlı olarak biriktirilecek malzemenin substrat üzerindeki ergime havuzuna ergitilerek biriktirilmesini sağlamaktadır. Önceki bölümlerde tanıtmış olduğumuz toz hammadde kullanımlı PBF sistemlerinin aksine DED sistemlerinde kullanılan toz hammadde; bir yatak içerisinde önceden serilmiş durumda değildir, sisteme ergitme ve biriktirme esnasında beslenmektedir [1253]. Yine daha önceki bölümlerde tanıtmış olduğumuz malzeme ektrüzyonu (ME) prensibiyle çalışan eklemeli imalat yöntemlerine benzer şekilde DED sistemlerinde de genel olarak uygulanan enerjinin etkisi altında ergitilmiş imalat malzemesinin biriktirilmesi gerçekleştirilmektedir. Bu benzerlik; DED başlığının her bir geçişi ve izlediği yol, geride iz olarak katılaşmış imalat malzemesini bırakmakla birlikte imalat sırasında asılı bölümlerin üretilebilmesi için destek yapılarına ihtiyaç duyulabildiği anlamına gelmektedir [1254, 1255]. DED sistemlerinde; yalnızca üç boyutlu nesnelerin imalatı gerçekleştirilmeyip, çevresel etkilerin azaltılması ve/veya parçaların kullanım ömrünün uzatılması için tekrar imalat- onarım işlemleri de gerçekleştirilebilmektedir [1256, 1257].

DED sistemlerinde konsantre enerji kaynakları kullanılmaktadır. Bu kaynaktan gönderilen yüksek enerji yönlendirilerek, sisteme beslenen imalat malzemesiyle bir odak noktasında kesiştirilmektedir. Belirli bir bölgede oluşturulan enerji yoğunluğu, sisteme beslenen hammaddeyi o bölge ve etrafında ergiterek, bir ergiyik havuzu meydana getirmektedir. Günümüzde geliştirilen DED yöntemleri; hammadde

formuna bağlı olarak toz-beslemeli veya tel beslemeli DED prosesleri, enerji kaynağına ve etkileşime bağlı olarak ısıtma (ergitme) esaslı DED ve kinetik enerji esaslı DED (enerji kaynağı seviyesinde) şeklinde alt gruplara ayrılabilmektedir. Isıya bağlı ergitme esaslı DED prosesleri kendi içerisinde lazer esaslı DED, elektron-demeti esaslı DED, plazma esaslı DED ve elektrik ark esaslı DED olmak üzere alt gruplara ayrılabilmektedir. Özellikle; beslenen imalat malzemesinin formuna göre toz beslemeli ve enerji kaynağı olarak lazer kullanılan metal DED sistemleri, literatürde en geniş yer kaplayan DED araştırma alanı olarak karşımıza çıkmaktadır [1250- 1252, 1258- 1260]. Tel beslemeli DED prosesleri; lazer/elektron demeti kullanımlı DED proseslerine kıyasla daha düşük çözünürlüğe sahip olmasına karşın, daha yüksek biriktirme oranlarına ve daha büyük parçaların imalatını mümkün kılma özelliğine sahiptir [1261, 1262]. Tel beslemeli sistemlerde daha yaygın olarak lazer kaynağından ziyade elektron demeti, plazma veya elektrik ark enerji kaynakları tercih edilmektedir. Elektron demetli ve tel beslemeli DED sistemlerinde örneğin; Sciaky, Inc. firması tarafından geliştirilen elektron demeti esaslı eklemeli imalat (EBAM) yönteminde, yüksek vakum altında yüksek enerjili elektron demetleri kullanılarak neredeyse tüm metallerin biriktirme işlemleri gerçekleştirilebilmektedir [1263]. Plazma esaslı ve tel beslemeli DED sistemlerine örneğin; Norsk Titanium firması tarafından geliştirilen "Hızlı Plazma Prototipleme" DED teknolojilerinde, kontrollü bir plazma kaynağı kullanılarak argon gazı atmosferinde genellikle titanyum esaslı malzemelerden parça imalatı gerçekleştirilmektedir [1264]. Elektrik ark esaslı DED prosesleri daha çok "büyük alanlı eklemeli imalat" (BAAM) teknolojileri ismiyle bir arada anılmakla birlikte, çok yüksek boyutlarda parçaların imalatında tercih edilmektedir [1261]. "Soğuk Püskürtme" (*Cold Spray, CS)* denilen kinetik enerji esaslı DED sistemlerinde ise mikron boyutlu partiküllerin ses ötesi hızlara ivmelendirilmesinde yakınsak-ıraksak nozüllerden faydalanılmaktadır [1265]. Şekil 5.112'de çeşitli DED kategorileri şematik olarak gösterilmiştir [1266].

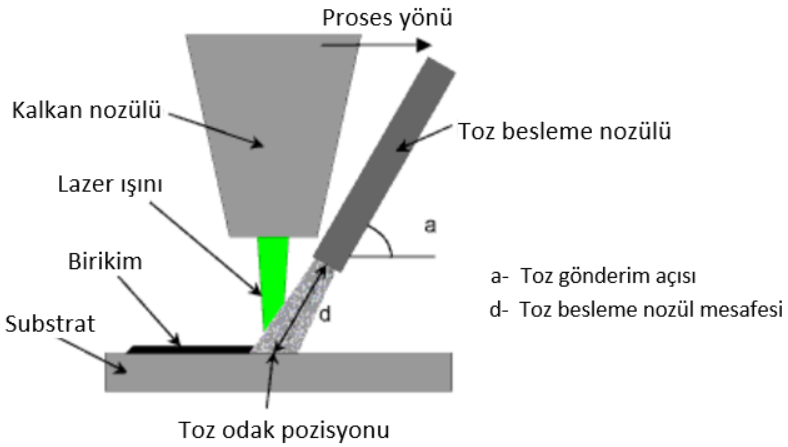


Şekil 5.112 DED sistemlerinin sınıflandırılması [1266]

5.7.2 Toz Beslemeli DED

Toz formda hammadde kullanımı, eklemeli imalatta birçok avantaja ve proses esnekliğine sahip olmakla birlikte piyasada ticarileşmiş ve/veya akademik çalışmalarda yaygın olarak kullanılan birçok seramik, metalik, polimer tozları bulunmaktadır [1267- 1269]. DED sistemlerinde kullanılan toz hammaddelerin tamamı genellikle %100 oranında ergiyik havuzuna karışamamakla birlikte proses sonrası sistemden alınarak tekrar kullanılabilir veya kolay dönüştürülebilir nitelikte olmalıdır [1270]. Sistemde substrata gönderilecek enerjinin yoğunluğu, substrat üzerinde ergiyik havuzu oluşturulabilecek kritik değerin üzerinde bir değerde olmak zorundadır. Toz beslemeli DED sistemlerinin neredeyse tamamında elektron demetlerinden ziyade, lazerlerden faydalanılmaktadır. Toz hammaddelerin bir lazerle birlikte eş eksenli çoklu nozüller veya tek nozüllerden ergiyik havuzuna doğrudan beslendiği bu sistemlerde birikim özelliklerini belirleyen fiziksel olaylar başlıca; partikül-ışın etkileşimleri, substrat-ışın etkileşimleri, faz dönüşümleri (ergime, buharlaşma, katılaşma gibi), serbest yüzey etkisi, partikül-ergiyik etkileşimleri ve ergiyik akışı şeklindedir [1271]. Birikim kalitesini doğrudan etkileyen başlıca proses parametreleri arasında ise; lazer ışın karakteristikleri (güç, traversal hız, spot çapı, ışın profili gibi), partikül morfolojisi (boyut, şekil, dağılım gibi), inert gaz akışı (koruma, taşıma gibi), atım mesafesi ve malzeme özellikleri

(soğurma, füzyon noktası, termal yayınım gibi) yer almaktadır [1272]. Şekil 5.113'te tipik bir toz beslemeli DED prosesinin şematiği verilmiştir.



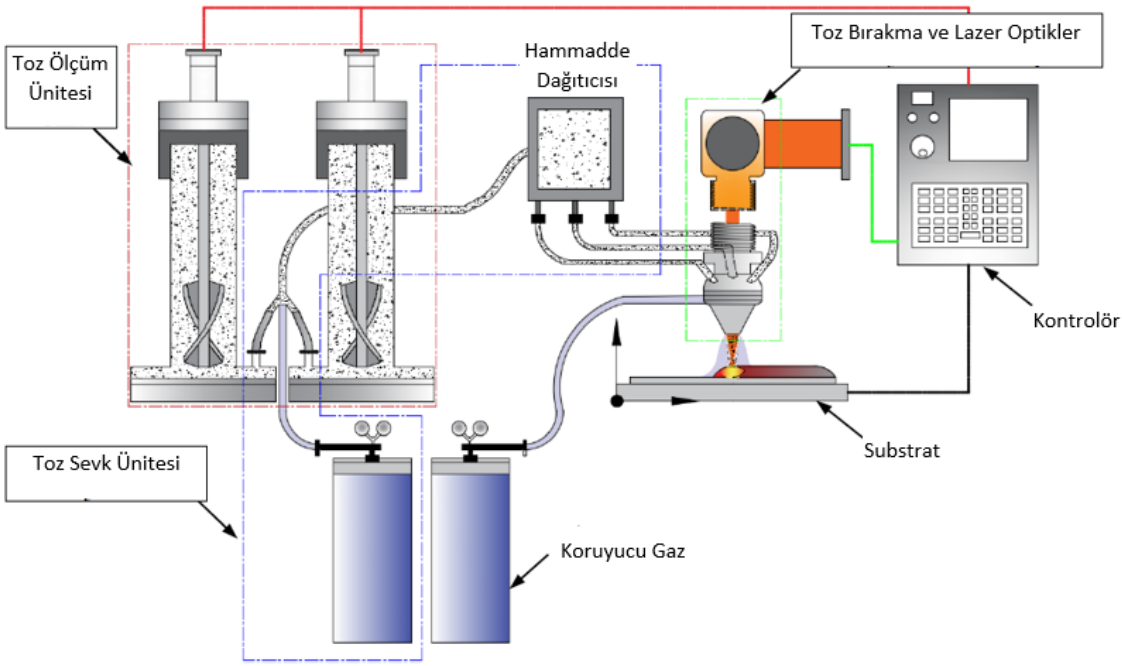
Şekil 5.113 Toz beslemeli DED çeşitlerinden "Lazer Metal Birikimi" (LMD)'nin çalışma prensibi [1273]

Toz beslemeli DED prosesleri esnasında; partiküllerin ergiyik havuzuna girmesinden hemen önce, toz partikülleri ve yüksek enerjili lazer ışını arasında kısa zamanlı etkileşimler meydana gelerek lazer ışınının enerjisinde azalma ve buna bağlı olarak tozların sıcaklığında lineer olmayan bir artış gözlenmektedir [1274, 1275]. Genellikle yüksek enerjili partiküllerin ergiyik havuzu içerisine girmesi, tozların ergimesini sağlayarak metalürjik kalitenin ve birikim veriminin artmasına neden olmaktadır. Bununla birlikte daha küçük boyutlardaki üniform tozların, daha düşük hızla lazer ışını içerisinden geçirilmesi, maksimum sıcaklıklara ulaşılmasını sağlamaktadır [1276].

Çoğu toz beslemeli DED sistemlerinde kullanılan gelişmiş pnömatik toz ölçüm ve gönderim mekanizmaları sayesinde, PBF sistemlerine göre DED sistemlerinde kullanılan tozların boyutları daha büyüktür. PBF sistemlerinde yaygın olarak 10-50 µm çaplarında tozlar kullanılırken, DED sistemlerinde 50-150 µm çaplarında tozlar kullanılmaktadır [1277- 1283]. DED sistemlerinde daha büyük tanelerin kullanılması, akışın daha kolay sağlanmasına ve ergiyik havuzun yüzey gerilmesinin daha kolay kırılmasına bağlı olarak daha yüksek tutunma verimliliğinin elde edilmesine imkan sağlamaktadır [1284]. Ayrıca; daha ince tozların kullanılması, akış özelliklerinin olumsuz etkilenebileceği aglomerasyon eğilimi gibi riskleri

beraberinde getirebilmektedir. Çok ince tozların tutunma verimini düşüreceği ve çok kaba tozların da yüzey pürüzlülüğüne yol açacağı göz önünde bulundurularak; toz beslemede kolaylık sağlanması açısından Saboori ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmalar sonucu, toz beslemeli DED sistemlerinde partikül boyutlarının 50-200 µm çap aralıklarında olması gerektiği ifade edilmektedir [1277].

Toz beslemeli DED sistemlerinde toz idaresi; toz ölçümü, toz aktarımı (sevki) ve toz teslimatı (bırakma) olmak üzere Şekil 5.114'te gösterildiği gibi üç farklı safhada incelenmektedir [1285].

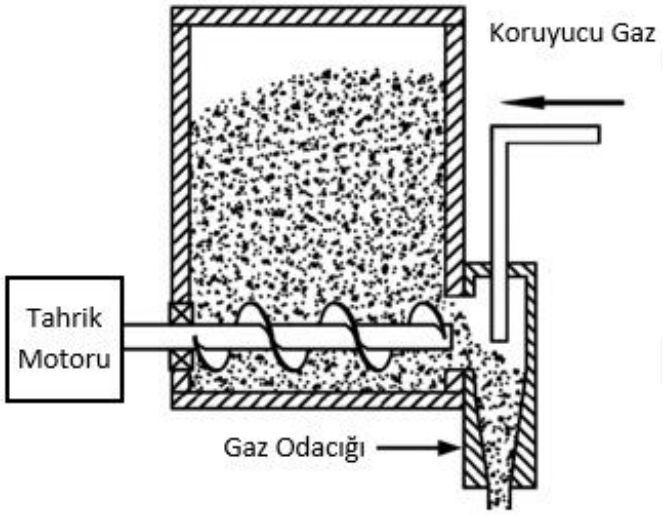


Şekil 5.114 Toz beslemeli DED sistemlerinde toz idaresinin safhaları [1285]

DED sistemlerinde toz beslemenin üç temel safhasından ilki; tozların miktarca ölçülmesidir. Bu safhada rezervuardan (genellikle hoper besleme hunisi), ergiyik havuzuna gönderilecek doğru miktarda tozların nicel tayini gerçekleştirilir. İkinci safhada ise; ölçüm düzeneğinden nozüle tozların aktarımı genellikle argon gazı gibi inert bir gaz yardımıyla veya vibrasyon, vida (burgu) ve kütle-çekim esaslı şütler (eğimli akış olukları) yardımıyla gerçekleştirilmektedir. Üçüncü safhada ise; akış halindeki tozlar odak spotuna iletilerek birikim gerçekleştirilmektedir. Kısa tanımlamaları yapılan bu üç safha, birbirinden tamamen bağımsız olarak düşünülmemelidir, mekanizmalar birbiri ile kombine işlevselliklerde bağlantılı olarak çalışmaktadır [1286]. İlerleyen bölümlerde ölçme ve aktarım safhaları bir

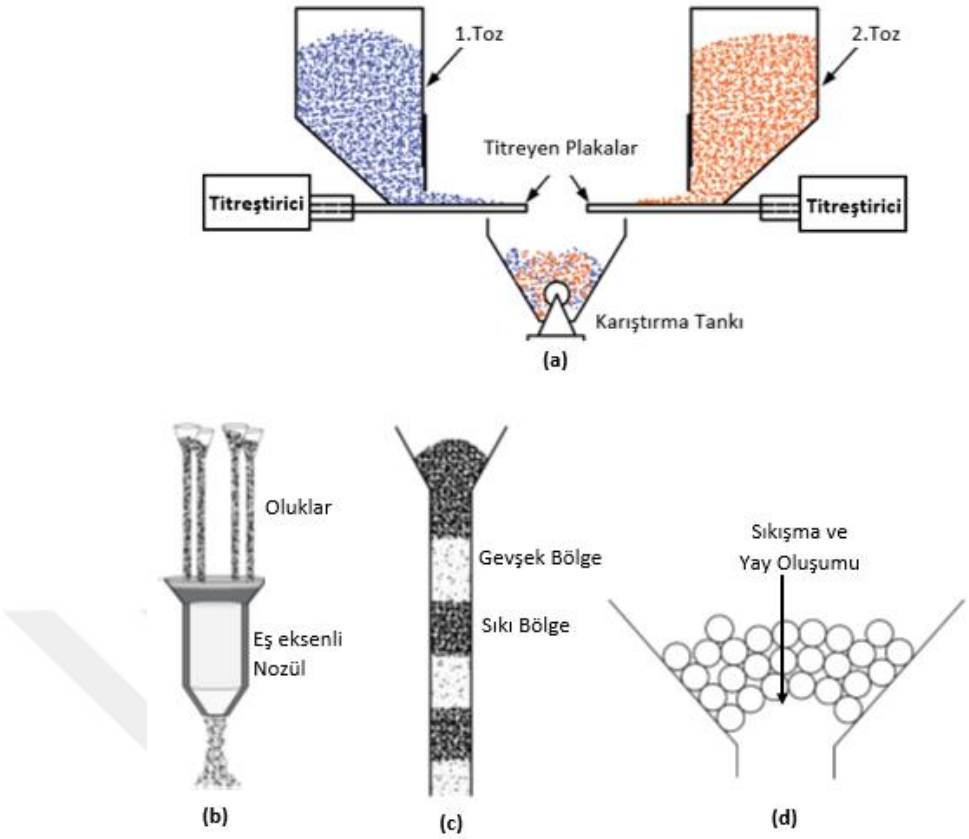
arada, substrat üzerine tozların iletimi ise kendi içerisinde eksen-dışı lateral nozül, eş eksenli nozül (sürekli ve kesintili eş eksenli nozüller) ve merkez odaklı nozüller şeklinde incelenecektir.

DED proseslerinde toz ölçüm/taşıma sistemi olarak vida konveyörlerin kullanımı ilk kez 1988 yılında Steen ve Weerasinghe tarafından önerilmiştir. Tasarımda motor sürüşlü bir vida, belirli bir miktar tozu vidanın rotasyonel hızının bir fonksiyonu olarak kapalı bir gaz odacığına göndermekte ve ölçülen toz, bir inert gaz vasıtasıyla gaz odacığından alınarak püskürtme nozülüne Şekil 5.115'te gösterildiği şekilde taşınmaktadır [1288].



Şekil 5.115 Vida aktarmalı toz taşıma sistemi [1288]

Diğer bir toz ölçüm/taşıma sistemi olarak mekanik vibrasyonlu sistemler [1289] ve vibrasyon esaslı sistemlere benzer olarak, çeşitli çalışmalarda denenmiş, ancak olumsuzluklarla karşılaşılmış bir diğer nadir aktarım yöntemi olarak kütle-çekim sürüşlü sistemlerin DED sistemlerine uyumluluğu üzerine çalışmalar literatürde mevcuttur [1290].

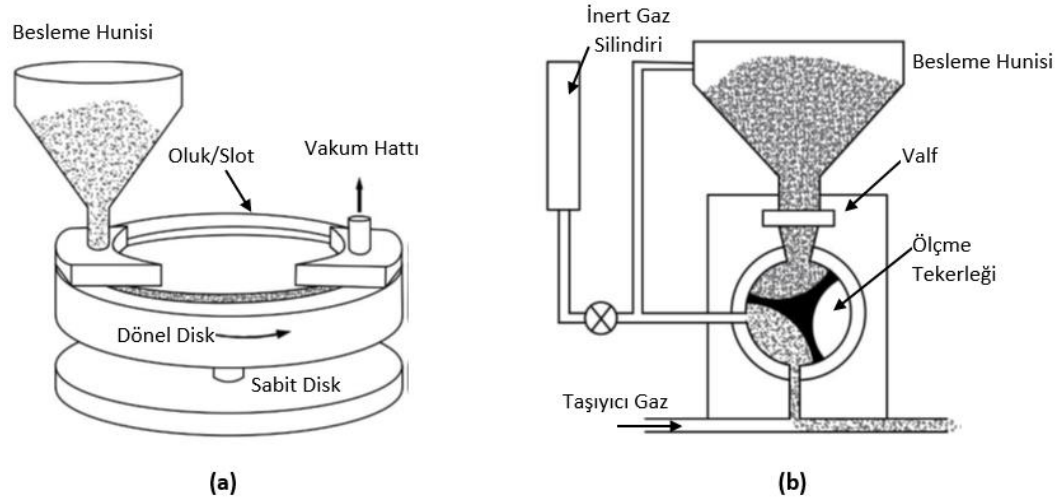


Şekil 5.116 Mekanik vibrasyon ve yerçekimi esaslı toz ölçüm/aktarım sistemleri; (a) Mekanik vibrasyon toz düzeneği, (b) Yerçekimi esaslı toz ölçüm düzeneği, (c) Yerçekimi esaslı toz beslemelerinde sıkça karşılaşılan düzensizlik örneği, (d) Yerçekimi esaslı toz beslemelerinde karşılaşılan sıkışma ve yay oluşumu [1289, 1290]

Yerçekimi esaslı sistemlerde sıkça karşılaşılan bir problem olan sıkışma problemlerinde, partiküllerin akışı durarak yaysı bir yapı elde edilmektedir (Şekil 5.116.d). Zuriguel ve arkadaşlarının sıkışma üzerine yapmış oldukları çoklu deneylerin sonucunda; açıklık yarıçapının, partikül yarıçapına oranında bir kritik değer saptanmış (R_K) ve bu kritik oranın $\mathbf{R_K = 4.94 \pm 0.03}$ olduğu belirtilmiştir. Bu R_K oranının üzerindeki oranlarda, sıkışma olayının ihmal edilebilir seviyelere düştüğü raporlanmıştır [1291, 1292].

Pnömatik toz besleyiciler, DED sistemlerinde en yaygın kullanılan toz besleme grubunu oluşturmaktadır. Piyasadaki birçok toz beslemeli DED sistemleri toz ölçüm, taşıma ve teslim aşamalarında pnömatik yöntemleri kullanmaktadır. Pnömatik metotlar prensipte, özel olarak tasarlanmış iç bağlantılı kanallardan meydana gelen tüp-boru sistemlerinde oluşturulan basınç farklılıkları esasına dayanarak

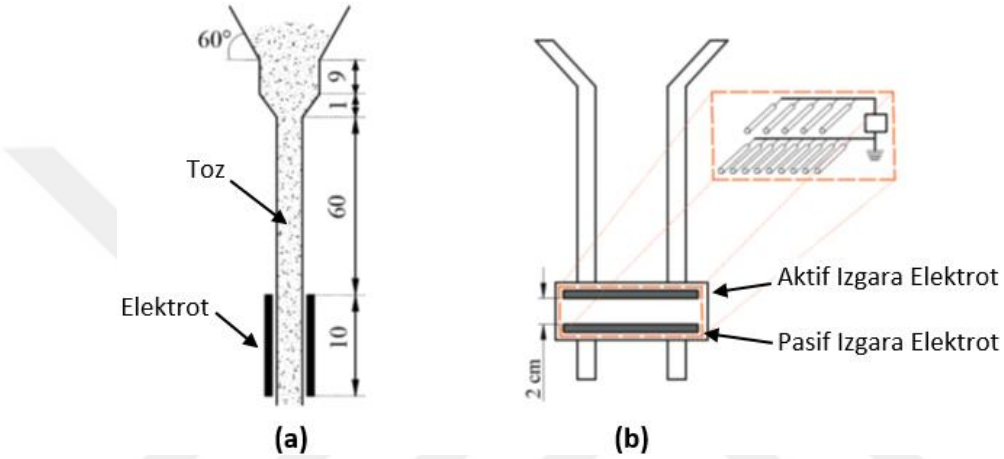
çalışmaktadır. Partikül ve/veya granül malzemelerin aktarılmasında basınç farklılıklarından faydalanılan birçok sistem literatürde mevcuttur [1293, 1294]. Pnömatik yöntemler içerisinde belki de en yaygın olarak kullanılan mekanizma, Douche ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir. Sistemde, üst yüzeyinde tozun toplanabilmesi için oluk bulunan bir dönel disk bulunmaktadır (Şekil 5.117.a). Disk üzerinde bir tarafta oluk/slot, besleme hunisine sürekli temas halindeyken, diğer tarafta vakum hattına birleşmektedir. Besleme hunisinden yerçekimi etkisiyle kanala dökülen tozlar, oluk içerisinden vakum hattına taşınmakta ve vakum ile alınan toz da prosesin ilerleyen kısmındaki aşamalarına aktarılmaktadır. Diskin rotasyonel hızındaki değişiklik, olukta biriken toz miktarını doğrudan tayin ettiği için, toz miktarı kontrol edilebilmektedir [1295]. Beslenecek toz miktarını belirlemede kullanılan bir diğer mekanizma örneğinde ise; bir döner tekerleği döndürecek ve tozun akışını sağlayacak inert gaz yardımıyla tozlar ölçüm tekerleğinden istenen miktarlarda alt kanala taşınarak, taşıyıcı gaz ile birlikte prosesin ilerleyen kısımlarına aktarılmaktadır [1296].



Şekil 5.117 Toz ölçümü ve sevkinde kullanılan pnömatik metot örnekleri; (a) dönel oluklu disk, (b) dönel ölçme tekerleği [1287, 1295, 1296]

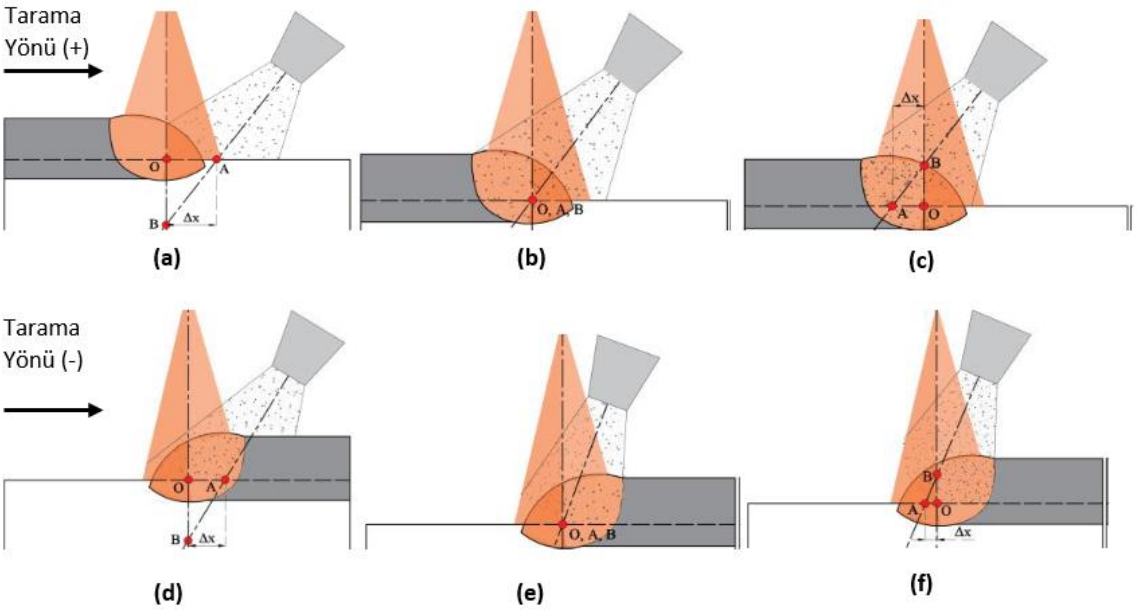
Toz besleme sistemlerinde elektrik alandan da faydalanılarak ölçüm yapılmasına yönelik literatürde birçok çalışma bulunmaktadır. Chen ve arkadaşlarının ince nikel tozu kullanarak yapmış oldukları çalışmada, kurmuş oldukları düzenekte 1.8 kV voltaja kadar olan gerilim aralıklarında kanallar içerisinde sıkı ve seyrek bölümlerin oluştuğu, akışın sürekli olarak sağlanamadığı gözlemlenmiş ancak kritik voltajın

yani 2 kV'ın üzerindeki voltajlarda seyrek bölgelerin oluşmadığı raporlanmıştır. Elektrotların akış yönüne dik olduğu düzenekte (Şekil 5.118.a) yüksek elektrik alan, nötr partikülleri kutuplaştırmış ve bir tarafta hafif pozitif, diğer tarafta hafif negatif yüklenmelerin oluşmasına bağlı olarak yük dengesizlikleri meydana gelerek partiküllerin özellikle akış kanalının elektrotlara yakın bölgelerinde yan çeperlere yapıştığı gözlenmiştir [1297]. Balachandran tarafından yapılmış bir diğer çalışmada ise; elektrotların pozisyonu akış yönüne dik olarak değil, paralel olarak konumlandırılmıştır (Şekil 5.118.b) [1298].



Şekil 5.118 Toz ölçümünde kullanılan elektrostatik metot örnekleri; (a) paralel elektrotlu, (b) dik elektrotlu konfigürasyon [1297, 1298]

DED sistemlerinde enerjinin odaklandığı spot bölgeye tozun beslemesi, beslemenin konumu esasına göre eksen dışı/lateral, ayrık eş-eksen, sürekli eş-eksen ve merkezsel besleme olmak üzere yaygın olarak dört farklı şekilde gerçekleştirilmektedir. Eksen dışı/lateral beslemeli sistemlerde gönderilen ışın ve beslenen toz, Şekil 5.119'da de gösterildiği gibi ergime havuzuna farklı eksenlerden getirilerek kesiştirilmektedir. Eksen dışı/lateral beslemeli DED sistemleri özellikle yüksek toz besleme oranlarında, eşeksen beslemeli DED sistemlerine göre daha düşük tutunma özelliklerine ve birikme verimine sahiptir [1299]. Li ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; ileri (pozitif) ve geri (negatif) tarama yönlerinde gerçekleştirilen eksen dışı lateral beslemelerde elde edilebilecek muhtemel besleme düzenleri belirlenmiştir. Şekil 119 (a, b, c)'de pozitif tarama yönündeki (nozül, ısı kaynağının önünde) ve Şekil 119 (d, e, f)'de negatif tarama yönündeki ilerleyişin şematiği gösterilmiştir.

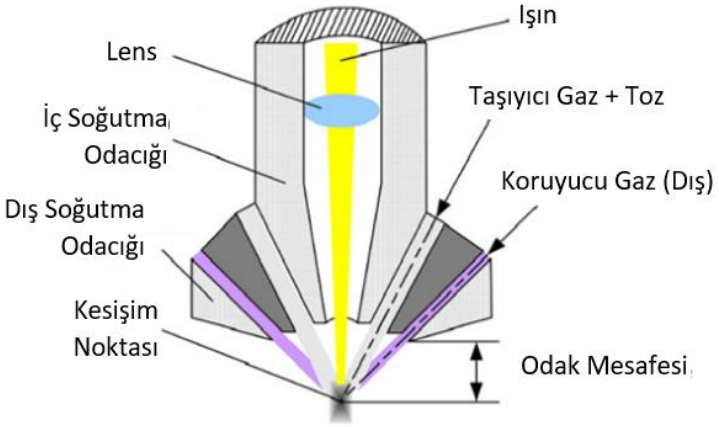


Şekil 5.119 Eksen dışı/lateral lazer ve toz gönderim düzenleri; (a, b, c) pozitif tarama yönü, (d, e, f) negatif tarama yönü [1285, 1300]

Burada "**0**", lazer ekseniyle substrat yüzeyinin kesişme noktasını; "**A**", toz besleme ekseniyle substrat yüzeyinin kesişme noktasını; "**B**", toz besleme ve lazer eksenlerinin kesişme noktasını; **Δx**, **A** ve **B** noktaları arasındaki yatay mesafeyi ifade etmektedir. Δx, B noktasının 0 noktasının altında olduğu durumlarda pozitif, diğer durumlarda negatiftir. Ergiyik havuzunun hareket yönünde lazer ekseninin ilerisinde olduğu kısmına "baş", hareket yönünün tersi yönde lazer ekseninin gerisinde olduğu kısmına "kuyruk" denilecek olursa Δx >0 ve Δx=0 olduğu durumlarda (Şekil 119.a); nozülden gönderilen tozun ergiyik havuzun baş kısmına gönderilmesine bağlı olarak düşük tutunma verimi elde edilmektedir. Δx <0 olduğu durumda (Şekil 119.d) tozların lazerle kesişeceği kısımdan önceki alanlara da gönderilmesine bağlı olarak tozlarda sıçrama olayı gerçekleşerek yine düşük tutunma verimi elde edilmektedir. Özet olarak, daha yüksek tutunma verimi elde edebilmek için negatif tarama hızlarının ve Δx <0 koşulunun sağlanması gerektiği önerilmektedir. Yüksek tutunma veriminin elde edildiği bu konfigürasyonda da maalesef düşük yüzey kalitesi elde edilmektedir. Literatürdeki konuya dair daha gelişmiş araştırmalarda, yüzey kalitesiyle birlikte yüksek tutunma veriminin elde edilebilmesi için pozitif tarama yönlerinin tercih edildiği durumlarda toz gönderme

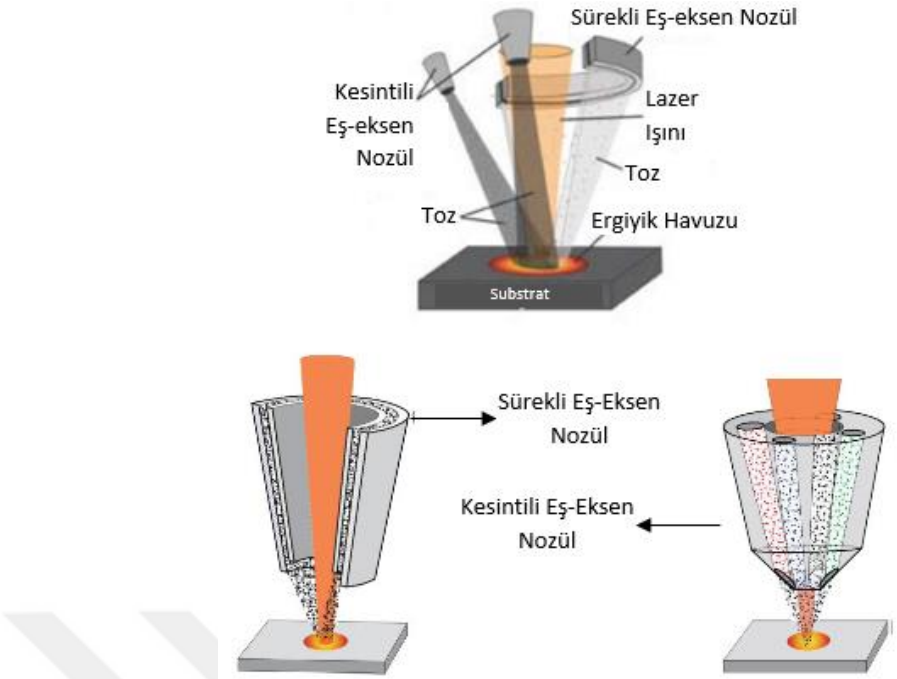
nozülünün, ergiyik havuzun baş kısmına olabildiğince yakın olması gerektiği belirtilmektedir [1300].

Eksen dışı/lateral besleme nozülleri kullanıldığında ortaya çıkabilen sınırlamalar göz önüne alındığında; DED proseslerinde daha yaygın olarak eş-eksenli nozüller tercih edilmektedir. Eş-eksenli nozüllerde toz besleme kanalları, lazer ışınının gönderildiği açıklık ve inert gaz kanalları tek bir nozül içerisinde birlike konumlandırılmıştır. Eş-eksenli nozüllerin genel gösterimi Şekil 5.120'deki gibidir [1301].



Şekil 5.120 Eş-eksenli DED nozüllerinin ana kısımları ve genel gösterimi [1301]

Sürekli eş-eksen nozüller, iki eş-eksenli koni arasında kalan açıklıklardan halka şeklinde belirli miktarda toz çıkışının sağlandığı sistemlerdir. Koniler, gelen toz akışını ergiyik havuzdaki odak noktasında birbirine 360^{o} olacak çember şekilde kesintisiz olarak yaklaştırmaktadır [1302]. Kesintili eş-eksen nozüllerde ise birden fazla ince kanal içerisinden ayrı ayrı gönderilen taşıyıcı gaz-toz karışımları ergiyik havuzuna gönderilmektedir. Birbirine doğru meyiller ile ergiyik havuzuna beslenen tozların taşındığı kanallar, odak noktasından önce kesişmeyecek şekilde hassas olarak tasarlanmış olmalıdır. Bu kanalları birbirine yakın olması ve ışın eksenine göre açıları, tozların akış davranışını doğrudan etkilemektedir. Sürekli ve kesintili eş-eksen nozüllerin ana hatlarıyla gösterimi Şekil 5.121'de, Zhong ve arkadaşlarının yapmış olduğu sürekli ve kesintili eş-eksen nozül karşılaştırmasına ait sonuçlar Tablo 5.43'te verilmiştir [1303, 1304].

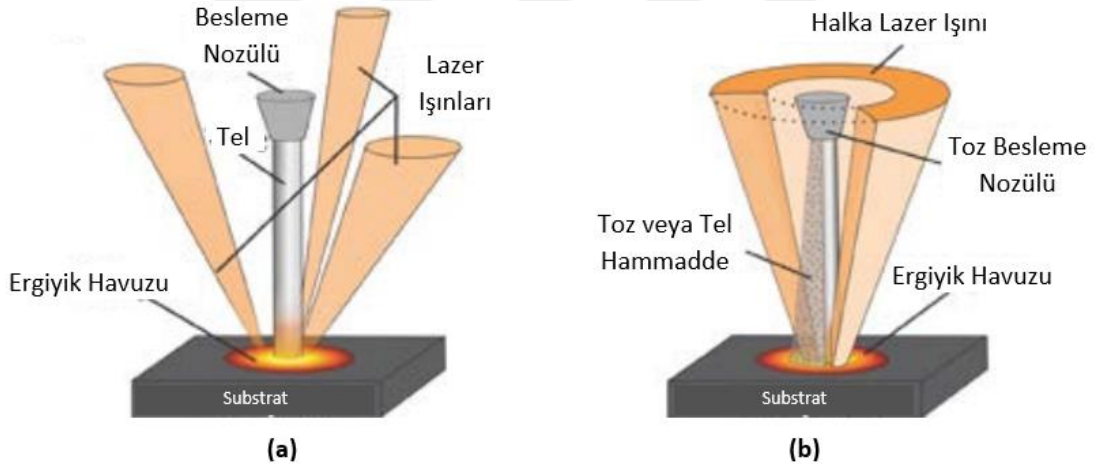


Şekil 5.121 Sürekli ve kesintili eş-eksen DED nozüllerinin bir arada gösterimi [1303]

Tablo 5.43 Aynı toz malzeme (IN718, boyut dağılımı 45-90 µm) kullanıldığı durumda sürekli ve kesintili eş eksen nozüllerin karşılaştırılması [1304]

Karşılaştırma	3 Kanal Eş-Eksen	Sürekli Eş-Eksen	Elde Edilen Sonuçlar
İz Yüksekliği	937 µm	1108 µm	-İz yüksekliği, her iki sistemde de birbirine oldukça yakındır.
Maksimum Seyreklik	129 µm	506 µm	-Kesintili eş-eksen nozül kullanılan sistemde yapı çok daha sıkı.
İz Alanı	2.93 mm^2	3.35 mm^2	-Daha yüksek tutunma verimine bağlı olarak iz alanı, sürekli eş-eksen nozül kullanılan sistemde daha yüksek.
Birikim Oranı	2.173 kg/sa	2.485 kg/sa	-Sürekli eş-eksen nozül kullanımıyla elde edilen üretim hızı, 3 kanallı sisteme göre daha yüksek.
Partikül Hızı	3.76 m/s	11.28 m/s	-Partikül hızındaki yavaşlama, geri sekme davranışına yol açmakta.
Ergiyik Havuz İçerisindeki Penetrasyon Derinliği	26 µm	500 µm	-Penetrasyon derinliği, iz özelliklerini doğrudan etkilemektedir.

Bu noktaya kadar tanıtılan lateral, sürekli ve süreksiz eş-eksenli nozül sistemlerinde ışın, ergiyik havuzunun ortasına (neredeyse dik açıyla) ve tozlar da taşıyıcı bir gaz yardımıyla tümleşik halka kanallar veya ayrık kanallardan gönderilerek biriktirme gerçekleştirilmektedir. İsminden de anlaşılabileceği gibi merkezsel besleme sistemlerinde ise tozlar ergiyik havuzuna dik bir biçimde yukarıdan beslenmekte ve ışınlar dıştan içe doğru odak noktasına yakınlaşarak ergitme havuzunda biriktirme işlemleri gerçekleştirilmektedir (Şekil 5.122). Diğer bir deyişle toz akışı ve lazer ışınının pozisyonu tam olarak yer değiştirmiş şekildedir. Govekar ve arkadaşlarının yapmış olduğu incelemede; merkezsel beslemeli nozüllerde, eş-eksen nozüllere kıyasla daha yüksek tutunma verimi elde edildiği belirtilmiştir. Eş-eksenli nozüllerde tutma verimi %30 gibi düşük değerlerde iken, merkezsel besleme nozüllerinde %80'in üzerinde tutunma verimleri elde edilebilmektedir [1303, 1305].

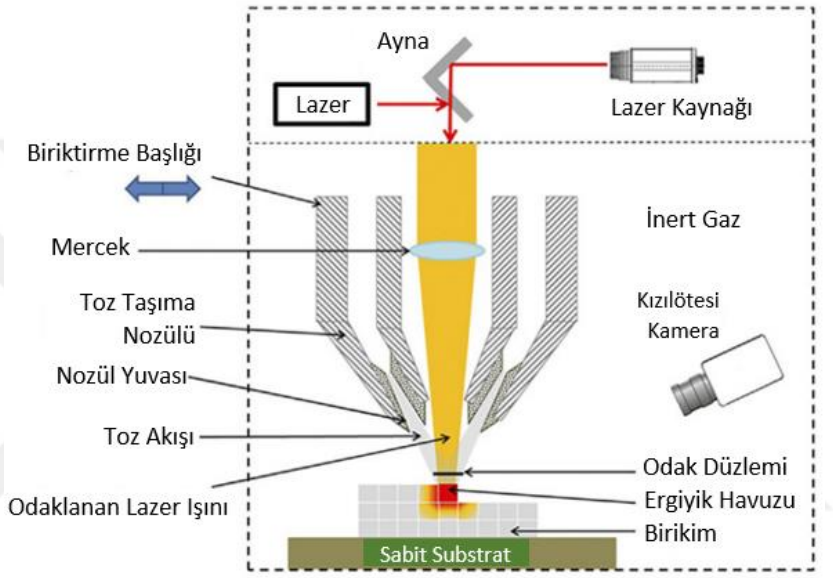


Şekil 5.122 Merkezden beslemeli nozül sistemleri; (a) ayrık ışınlı, (b) halka ışınlı [1303]

5.7.2.1 Lazer Kullanımlı- Toz Beslemeli DED

Lazer kullanımlı ve toz beslemeli DED sistemleri içerisinde günümüzde en yaygın kullanıma sahip teknoloji, Optomec firmasına ait patentli "lazer-kontrollü net şekillendirme" (LENS™) teknolojisidir [1306]. LENS, istenen tam geometriye oldukça yakın hassaslıkta parçaların metal-metal veya seramik-metal

malzemelerden üretilebilmesine imkan tanıyan bir toz beslemeli DED sistemidir. Sistemde ergiyik havuzuna seramik veya metalik tozlar sürekli olarak beslenmekte ve eş zamanlı olarak yüksek enerjili lazer ışınlarının beslenen odak noktasına gönderilmesiyle biriktirme gerçekleştirilmektedir. LENS, doğrudan yapısal metal parçaların ve fonksiyonel malzemelerin yüksek enerjili lazerler yardımıyla üretilebildiği gelişmiş eklemeli imalat teknolojilerinden önemli bir tanesidir. Sistemde toz birikimi dört taneye kadar çıkabilen nozüllerle gerçekleştirilmektedir. LENS sistemine ait şematik gösterim Şekil 5.123'te gösterilmiştir [1307].



Şekil 5.123 LENS prosesinin şematik gösterimi [1307]

Bu teknolojinin çeşitli versiyonlarında da genellikle eş-eksenli demet ve toz beslemelerden faydalanılmaktadır [1308]. Kullanılan toz besleme sistemlerindeki yönlenmeye bağlı farklılıklar, boyutsal hassasiyet ve mekanik özellikler üzerinde değişikliklere neden olabilmektedir. Lazer kullanımlı toz beslemeli DED proseslerinde kullanılan üç tip lazer bulunmaktadır. Bunlar; CO_2, Nd:YAG ve fiber lazerlerdir. Lazer seçimi; imalat sırasında tozların konsolidasyonunu ve doğal olarak mikro-yapısal ve mekanik özellikleri doğrudan etkilemektedir. Bu da imalat malzemesinin malzeme özellikleri ve kullanılan lazerin dalga boyunun spesifik etkileşimine göre değişiklik gösterebilmesinin sonucudur. Aynı şekilde lazer enerjisinin yoğunluğu da toz birleşiminde çalışılan metalürjik mekanizmaları

etkilemektedir [1309]. LENS proseslerinde kontrol edilebilir imalat parametreleri başlıca; lazer gücü, tarama hızı, toz besleme oranı (hızı), tarama boşluk mesafesi, odak uzaklığı ve birikim paterninden oluşmaktadır. Parçanın istenen kalitede elde edilebilmesi, bu parametrelerin doğru olarak belirlenmiş olmasına bağlıdır [1307].

Lazer gücü, LENS proseslerinde üretilen parçaların özellikle mekanik özellikleri üzerinde direkt etkiye sahip en önemli proses parametrelerinden birisidir. Örneğin; parçaların yüksek yoğunluklarda ve sıkı yapılarda olması beklendiğinde; kısmi ergime kısımlarının oluşmasının (poröz yapı oluşumunun) önlenmesi adına lazer gücü artırılabilmekte ancak bu durumda da parça içerisinde istenmeyen mikro-yapısal değişikliklerle karşılaşılabilmektedir. Lazer gücünün artırılmasıyla malzeme içerisindeki tane boyutlarının artmasına bağlı olarak mekanik dayanımın düştüğüne dair Balla ve arkadaşları tarafından yapılan detaylı incelemeler literatürde mevcuttur [1310, 1311]. Bir diğer örnek olarak; Krishna ve arkadaşları tarafından titanyum numunelere uygulanan lazer gücünün, diğer bütün parametrelerin sabit tutulduğu durumda yalnızca 250 W'tan 300 W'a çıkarıldığı durumda parça rijitliğinin üç kata kadar arttığı belirtilmiştir [1312]. Bununla birlikte lazer gücünün artırılması, katmanlar arasında artık gerilimlerin oluşmasına neden olabilmektedir. Bazı durumlarda; oluşan bu artık gerilmelerin imalatı başarısızlığa götürebilecek mertebede olduğuna dair güzel bir örnek olarak, Vandenbroucke ve Kruth tarafından yapılan çalışmada AISI 410 substrat üzerine pirinç katman biriktirme esnasında lazer gücünün 450 W üzerinde olduğu durumlarda delaminasyonun meydana gelmesi ve parçanın dikkate alınabilir [1313]. Ayrıca lazer gücü, yüzey pürüzlülüğünü de etkileyebilmektedir. Zhai ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada Ti-6Al-4V tozlar kullanılarak çeşitli lazer güçlerinde yüzey pürüzlülükleri incelenmiş ve lazer gücünün 780 W'tan 330 W'a düşürülmesiyle yüzey pürüzlülüğünün 69.3 μm'dan 30.6 μm'a düştüğü gözlenmiştir [1314].

LENS proseslerinde lazer gücünden sonra en kritik öneme sahip proses parametresi tarama hızıdır. Tarama hızı, lazer odağının substrat üzerinde ergiyik havuz oluşturarak birikim yapmasındaki değiştirilebilir hızdır. Sabit lazer gücü ve frekansında tarama hızının artırılması, imalat yüzeyindeki aktarılan enerji yoğunluğunu azaltmaktadır. Lazer gücü gibi tarama hızı da ergiyik havuzunun

boyutunu etkilediğinden katmanların birleşme kalitesi ve mekanik özelliklere bağlı olarak imalat parçasının bütünlüğünü tehlikeye atabilme potansiyeline sahiptir. Tarama hızının artırılması, aktarılan enerji yoğunluğunun düşmesine bağlı olarak ergiyik havuzunun genişlik ve derinliğini azaltmaktadır [1315]. Ancak bu davranışın, sanılanın aksine, biriktirilen çizginin daha geniş ve daha kalın olmasına yol açabildiği de bazı çalışmalarda saptanmıştır [1316]. Özellikle birbirinden farklı iki ve daha fazla sayıda malzeme çeşidinin kullanıldığı durumlarda metalürjik bağ oluşumunun düzgün eldesi için, tarama hızının hassas olarak belirlenmiş olması gerekmektedir [1317]. Tarama hızındaki değişikliğin bir diğer etkisi ise; işlenen malzemenin mikro-yapısal özelliklerinin etkilenebildiği soğuma hızındaki değişikliktir. Kobryn ve arkadaşları tarafından; tarama hızının artırıldığı durumlarda, daha yüksek soğuma hızlarının elde edildiği belirtilmiştir. Yüksek soğuma hızlarında, tanelerin büyümesine fırsat tanınmayarak, daha mukavim yapılar elde edilmektedir (Tablo 5.44) [1318].

Tablo 5.44 Kobryn'in çalışmasına göre güç ve tarama hızının porozite miktarına etkisi [1318]

Güç (W)	Hız (mm/s)	Ortalama Porozite (% alan)	Porozite Sebebi	Por Şekli	Boyuna Por Sayısı	Enine Por Sayısı
175	6.8	0.03	Gaz	Küresel	0	1
200	6.8	1.20	Füzyon Yetersizliği [a, b]	Uzamış	7	15
200	8.5	0.25	Füzyon Yetersizliği [b]	Uzamış	4	2
200	10.2	0.01	Gaz	Küresel	1	0
250	6.8	0.27	Füzyon Yetersizliği [a, b]	Uzamış	7	3
250	8.5	0.25	Füzyon Yetersizliği [a]	Uzamış	1	4
250	10.2	0.00	-	-	0	0
300	6.8	0.02	Füzyon Yetersizliği [b]	Uzamış	1	0
300	8.5	0.00	-	-	0	0
300	10.2	0.00	-	-	0	0

[a] Substrat-katman ara yüzü, [b] Katman-katman ara yüzü

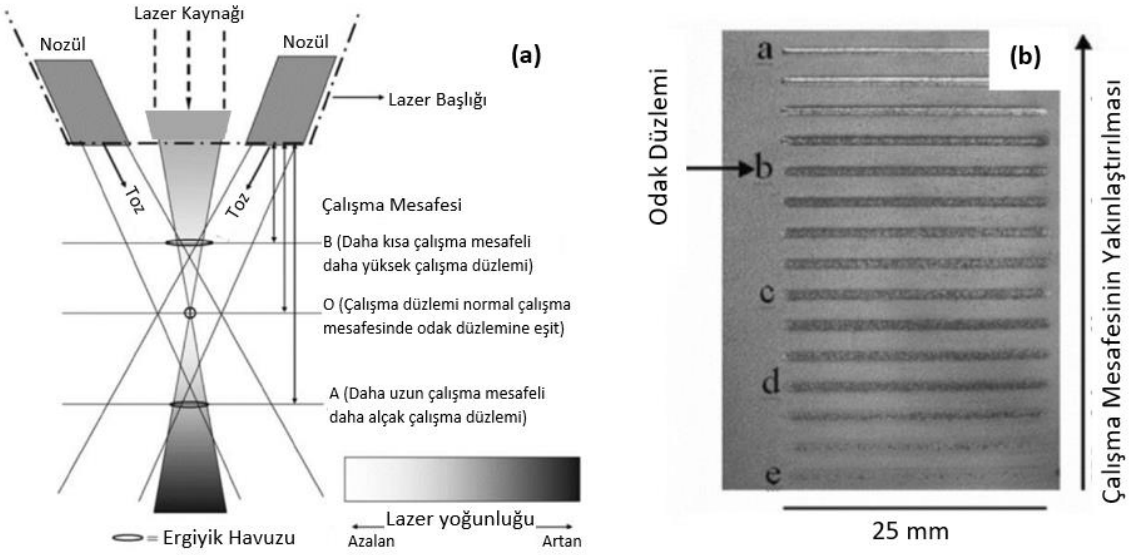
LENS proseslerinde kontrol edilebilir bir diğer önemli parametre ise toz besleme hızıdır. Birim zamanda ergiyik havuzuna beslenen toz hacmi ve hızı olarak ifade edilmektedir. Lazer gücü ve tarama hızı parametreleri gibi, besleme hızı da mekanik özellikler üzerinde etkili bir parametredir [1319]. Örneğin; besleme oranının düşmesi halinde, iki paralel çizgi arasını doldurmak için yetersiz miktarda toz gönderilmesine bağlı olarak, boşluklu yapılar elde edilebilir. Tam tersi düşünülecek olduğundaysa, yüksek besleme oranlarına bağlı olarak katmanlarda aşırı kalınlıklar ve/veya üniform olmayan toz birikim bölgeleri oluşabilmektedir. Aşırı toz beslemesinden doğabilecek bir diğer kusur ihtimali ise ergiyik havuzunun etrafının maske oluşumuyla çevrelenmesi ve buna bağlı olarak absorbe edilen lazer enerjisinin değişiklik gösterebilmesidir [1320]. Genellikle LENS sistemlerinde yaygın olarak bi-modal toz karışımlarından (iki farklı tane boyutuna sahip aynı malzemenin birlikte kullanılması) faydalanılmaktadır. 50-150 μm arası tane boyutu dağılımlarına sahip bi-modal tozların kullanılması, özellikle porozite oluşumuna bağlı hataların engellenmesinde oldukça avantajlı konumdadır [1321].

LENS proseslerinde kontrol edilebilir proses parametrelerinden bir diğeri olan ızgara mesafesi (*hatch*), iki tarama çizgisi arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır [1311]. Izgara mesafesi, eklemeli imalat prosesinde elde edilebilir en küçük kısımları belirleyici esas faktördür. Şekil 5.124'te tarama çizgisi, ızgara mesafesi ve ergiyik havuzundaki ilişki gösterilmiştir. Izgara mesafesi, ergiyik havuzunun boyutuna göre, x-y düzleminde sürekliliğin sağlanabilmesi adına doğru tayin edilmiş olmalıdır. Izgara aralığının ergiyik havuzun boyuna göre çok küçük olması, katman üzerinde aşırı malzemenin birikmesi ve düzensizliklere neden olmaktadır. Buna karşın ızgara genişliğinin çok fazla olduğu durumlarda da katman üzerinde yeterli malzemenin birikmemesine bağlı olarak lokal boşluklar meydana gelmektedir. Bazı çalışmalarda, ızgara mesafesinin fazla olması durumlarında kontrollü poröz yapıların elde edilebilirliği üzerinde durulmaktadır [1312, 1319].



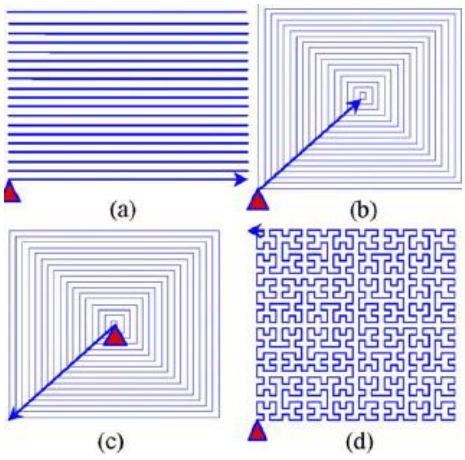
Şekil 5.124 Tarama çizgisi, ızgara mesafesi ve ergiyik havuzu [1312]

LENS proseslerinde, kontrol edilebilir bir diğer proses parametresi de odak mesafesidir. Odak mesafesi, maksimum lazer yoğunluğunun ve lokalize edilmiş toz demetinin birbirine yaklaştığı mesafe olarak tanımlanmaktadır (Şekil 5.125.a). Optimal odak mesafesinin düzgün belirlenmemiş olması yalnızca faydalanılan lazer gücünün imalat yüzeyindeki tesirini değil, aynı zamanda ergiyik havuzunun geometrisini belirleyen toz dağıtımının da katman üzerindeki birikim davranışını etkilemektedir. Çalışma mesafesinin, optimal odak mesafesinden fazla olduğu durumlarda lazer gücü daha az lokalize olarak istenenden geniş bir alana gönderilmektedir. Bununla birlikte tozlar da istenen çalışma alanından daha geniş yüzeylere gönderilmekte ve yayılmaktadır. Lazerin ve tozun bu davranışı, ergiyik havuzun çap olarak daha geniş ancak derinlik olarak daha sığ olmasına yol açarak tarama çizgisinde beklenmeyen farklılıklara yol açmaktadır [1322]. Tam tersine; çalışma mesafesinin, optimal odak mesafesinden daha kısa olduğu durumlardaysa lazer gücü yine daha az lokalize olarak geniş bir alana yayılmakta ve tozlar, istenen odak noktasından giderek uzaklaşmaktadır. Bu durum proses ilerledikçe ergiyik havuzunun çapının büyümesine ve kritik bir noktadan sonra Şekil 5.125.b' de görüldüğü gibi artık ergiyik havuzun hiç oluşmamasına neden olmaktadır [1322].

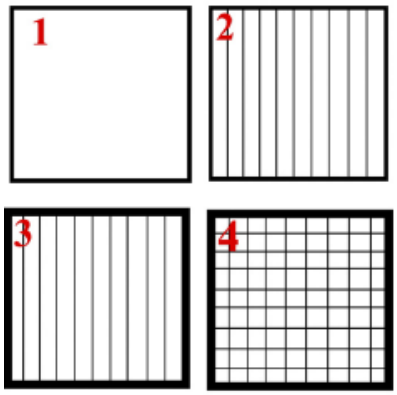


Şekil 5.125 Çalışma mesafesinin ve odak mesafesinin şematik gösterimi, (b) Çalışma mesafesinin değiştirilmesine bağlı tarama çizgileri [1322]

LENS proseslerinde kontrol edilebilir başlıca imalat parametrelerinden sonuncu ise biriktirme paternidir. Biriktirme paterni, imalat boyunca lazerin bir katman üzerinde izlediği yoldur. Çeşitli tarama paternlerine ait örnekler Şekil 5.126'da, özellikle LENS proseslerinde kullanılan tarama paternleri Şekil 5.127'de gösterilmiştir [1323]. Biriktirme paterni; artık gerilmeler, bükülme, substrat çarpılması, makro-yapısal ve mekanik özellikler (çekme, uzama, eğme, vb.) üzerinde önemli etkiye sahiptir [1324].



Şekil 5.126 Çeşitli tarama paternleri; (a) ızgaralı, (b) dıştan içe öteleme, (c) içten dışa öteleme, (d) fraktal tarama [1323]



Şekil 5.127 LENS proseslerinde kullanılan standart tarama paternleri [1324]

Şekil 5.127'de gösterilen standart LENS tarama paternlerinden ilkinde (1) öncelikle dış kontür biriktirilmektedir. Daha sonrasında (2), geometri dahilinde ızgaralar oluşturularak, sabit aralıklarla eş yönlü olarak biriktirme işlemi gerçekleştirilmektedir. Bir sonraki aşamada (3) ise tekrar dış kontür biriktirilmekte ve sonrasında (4) bir önceki ızgara oluşumuna dik olacak şekilde eşit aralıklarda ızgara yapıları biriktirilerek katmanın biriktirilmesi tamamlanmaktadır. Bu ızgaralar arasındaki mesafe ve tarama çizgilerinin sıklığı, FFM sistemlerinde detaylı olarak açıklamış olduğumuz "doluluk oranı" yüzdesini belirlemektedir [1324].

Lazer kullanımlı toz beslemeli DED sistemlerinde lazer gücü, tarama hızı, toz besleme hızı, ızgara mesafesi, odak mesafesi, biriktirme paterni gibi kontrol edilebilir proses parametrelerinin dışında bir de toz morfolojisi, toz saflığı, lazer absorpsiyonu, atmosfer, termal özellikler gibi imalat sırasında kontrol edilemeyen bir takım parametreler bulunmaktadır. Proseste kontrol edilemeyen bu parametreler genellikle malzeme özellikleriyle ilişkilidir. Örneğin; toz morfolojisi, imalat sırasında kullanılan tozların genel geometrik özelliklerini ifade etmektedir. PBF ve DED sistemlerinde toz boyutunun, elde edilebilen en küçük kısmın birikim kalitesini etkilediği bilinmektedir. Daha ince tozların kullanımı, potansiyel olarak ergime için gereken enerji miktarını azaltmaktadır. Amorf yapıların üretiminde nispeten yüksek soğuma hızları beklendiğinden, daha yüksek enerjili lazerler kullanmak yerine daha ince toz kullanmanın daha mantıklı olduğu düşünülmektedir [1325]. Kullanılacak tozların saflığı; oksitlenme, çekirdeklenme ve düzensizliklere yol açabilecek empürite miktarına bağlıdır. Bu saflıklar, depolama alanın atmosferik özelliklerinden etkilenebilmektedir. Kabarcık oluşmasına veya yüksek sıcaklık

altında ani buharlaşmayla birlikte patlama oluşması ihtimaline karşın, LENS proseslerinde tozların nemlenmesine izin verilmeyen depolama ortamları tercih edilmelidir. Ayrıca, ortamdaki nem mevcudiyeti tozların oksitlenmesine ve buna bağlı olarak tozun ergime sıcaklığında değişikliklerin meydana gelmesine neden olabilmektedir [1326, 1327]. LENS proseslerinde kullanılan toz malzemelerin lazer absorbsiyon katsayısı; o malzemenin elektriksel direnciyle doğru orantılı, lazerin dalga boyuyla ters orantılıdır yani daha yüksek elektriksel dirence sahip alaşımların DED ile imalatında tam ergime elde edebilmek için daha yüksek lazer güçlerinde çalışmak gerekmektedir. İlaveten, kısa dalga boylarına sahip lazerlerin hedeflenen tozu ergitebilmesi için daha yüksek enerjilere ihtiyaç duyulmaktadır. Lazer absorbsiyon katsayısı ile elektriksel direnç arasındaki ilişki, özellikle farklı malzemelerin bir arada kullanıldığı durumlarda kısmi ergimeli bölgelerin oluşmasına neden olabilmektedir. Bella ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada tantal tozlarının, titanyum tozlarına kıyasla aynı lazer altında daha az enerji absorbe ettiği ve birikim sırasında ergimemiş kısımların ortaya çıktığı belirtilmiştir [1310, 1311]. Yüksek elektriksel iletkenliğe sahip alüminyum, bakır gibi malzemelerin LENS yöntemiyle üretilmesi; düşük enerji absorbsiyon katsayılarına bağlı olarak son derece zor gerçekleştirilebilmektedir [1307].

LENS prosesleri, oksidasyona bağlı oluşabilecek problemlere karşın genellikle argon gibi soy gazlar altında gerçekleştirilmektedir. Argon gazının yanı sıra; azot gibi diğer gazların da alternatif olarak kullanılabilirliğine dair literatürde çeşitli çalışmalar mevcuttur. Örneğin; Borkar, Shishkovsy, Smurov ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmalarda; titanyum-molibden ve saf titanyum biriktirmelerinde argon yerine azot gazı kullanıldığında titanyum-nitrür oluşumuna bağlı olarak mikro-sertlikte artış meydana geldiği belirtilmektedir [1328, 1329].

Lazer kullanımlı ve toz beslemeli DED proseslerinin ana hatlarının anlaşılması adına; literatürde en büyük çalışma ve araştırma alanını kapsamasına bağlı olarak seçmiş olduğumuz LENS prosesleri, toz beslemeli ve lazer kullanımlı tek DED prosesi değildir. Günümüze kadar çeşitli araştırmalara konu olmuş, gelişmiş ve geliştirilmekte olan, farklı isimlerle anılan, ticarileşmiş veya ticarileşmemiş birçok toz beslemeli-lazer enerji kaynaklı DED prosesi bulunmaktadır. Aralarında küçük

farklılıklar olan bu sistemlere ait çeşitli isimlendirmeler ve kısaltmaları, Tablo 5.45'de verilmiştir [1330].

Tablo 5.45 Çeşitli toz beslemeli- lazer kullanımlı DED yöntemleri ve kısaltmaları [1330]

Prosesin Türkçe Adı	Prosesin Orijinal Adı	Kısaltma
Lazer plakaj	Laser Cladding	LC
Lazer direkt döküm	Laser Direct Casting	LDC
Yönlendirilmiş ışık imalatı	Directed Light Fabrication	DLF
Lazer şekillendirme	Laser Forming	Lasform
Şekil biriktirme imalatı	Shape Deposition Manufacturing	SDM
Lazer-kontrollü net şekillendirme	Laser Engineered Net Shaping	LENS
Lazer toz ergitme	Laser Powder Fusion	LPS
Lazer destekli doğrudan-metal malzeme biriktirme	Laser-aided Direct-Metal/Material Deposition	LDMMD
Lazer-destekli imalat işlemi	Laser-aided Manufacturing Process	LAMP

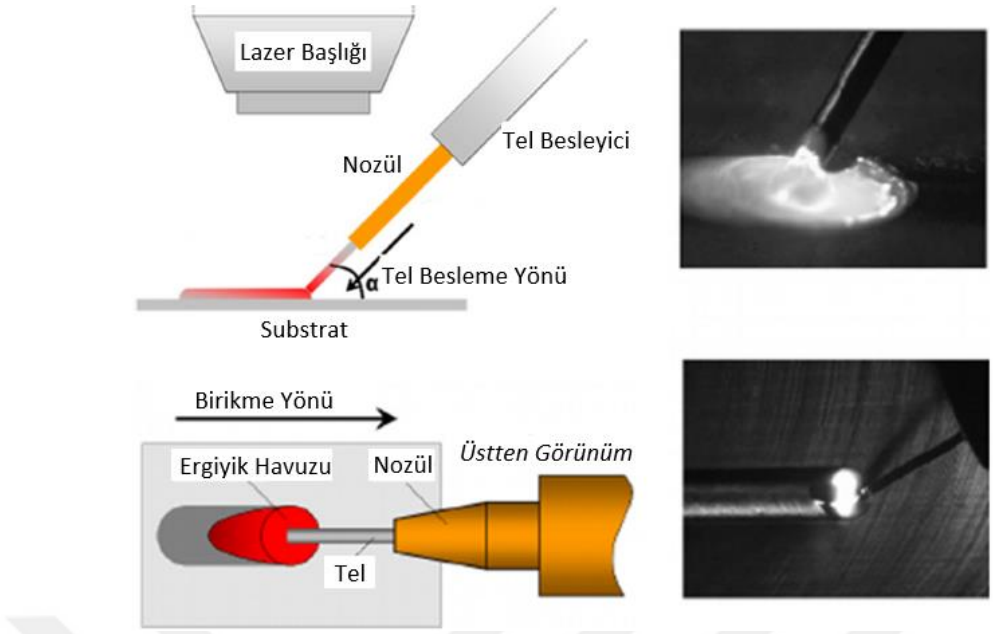
5.7.3 Tel Beslemeli DED

Tel beslemeli DED teknolojilerinde daha çok, orta derecede karmaşıklığa sahip parçaların imalatı gerçekleştirilmektedir. İmalat malzemesi olarak tel formundaki hammaddelerin kullanımında aşırı ısı girişine bağlı olarak yapı içerisinde artık gerilmeler ve çarpılmalar gibi zorluklarla birlikte prosesin doğası gereği merdiven oluşumuna bağlı olarak zayıf yüzey kalitesi oluşumu gibi istenmeyen parça özellikleriyle sıkça karşılaşılmaktadır. Özellikle karmaşık geometrilerdeki katmanların biriktirilmesi esnasında biriktirme genişliği, katman kalınlığı, tel çapı, tel besleme hızı, kaynak oluşum hızı gibi geometri-ilişkili proses parametrelerinin doğru belirlenmiş olması gerekmektedir. Özellikle büyük parçaların tel beslemeli DED sistemlerinde üretilmesinde karşılaşılan tolerans kayıplarına yol açan problemlerin içerisinde artık gerilmelere bağlı gerçekleşen çarpılmalar öne çıkmaktadır. Üretilecek parçanın geçireceği termal süreci, proses parametreleri ve proses planı (birikme paterni ve diziliş şekli gibi) belirlemektedir [1331, 1332].

Malzeme biriktirmede kullanılan enerji kaynağına bağlı olarak tel beslemeli DED sistemleri; lazer esaslı, ark kaynağı esaslı ve elektron demeti esaslı olmak üzere üç ana gruba ayrılmaktadır. Lazer enerji kaynakları kullanıldığında yüksek hassasiyetler elde edilebilmesine karşın çok düşük enerji verimleriyle (%2-5) çalışılmaktadır [1333]. Elektron demetli sistemlerde nispeten daha yüksek enerji verimleri (%15-20) elde edilebilmesinin yanında özellikle havacılık uygulamalarında kullanılabilecek parçaların imalatı yüksek vakum altında gerçekleştirilmektedir [1334]. Enerji verimi yönünden elektron demetli ve lazer kullanımlı tel DED sistemleriyle karşılaştırıldığında gaz-metal ark kaynağı (GMAW) ve gaz-tungsten ark kaynağı (GTAW) gibi ark oluşturma esaslı sistemlerde enerji verimi %90 mertebelerine çıkabilmektedir [1335, 1336]. Bununla birlikte gelenekselleşmiş ark kaynağı metotlarında gereken teçhizat maliyetlerinin, lazer ve elektron demeti kullanımlı sistemlere kıyasla daha düşük olduğunu belirtmek yanlış olmayacaktır.

5.7.3.1 Lazer Kullanımlı

Tel ve Lazer Eklemeli İmalat (WLAM), enerji kaynağı olarak lazerlerin ve imalat malzemesi olarak metal tellerin kullanılarak, tam yoğunluklu metal parçaların imalatında kullanılan bir eklemeli imalat sınıfıdır. WLAM düzeneklerinin ana kısımlarını lazer, otomatik tel besleme sistemi, bilgisayar kontrollü robot ve tezgah sistemiyle birlikte; koruyucu gaz, ön ısıtma ve soğutma sistemleri gibi aksesuar mekanizmalar oluşturmaktadır. Şekil 5.128'de gösterildiği gibi; lazer tarafından substrat üzerinde bir ergiyik havuzu oluşturulmakta ve ergiyik havuzun içine metal tel beslenerek metalürjik bağ oluşumu sağlanmaktadır. Lazer işleme başlığının ve tel besleyicinin veya substratın hareket etmesiyle birlikte katılaşma esnasında damla-benzeri şekiller meydana gelmektedir. Kaynak aparatının ve substratın hareketi, bilgisayar kontrollü olarak bir robot veya tezgah düzeneği tarafından gerçekleştirilir [1337].

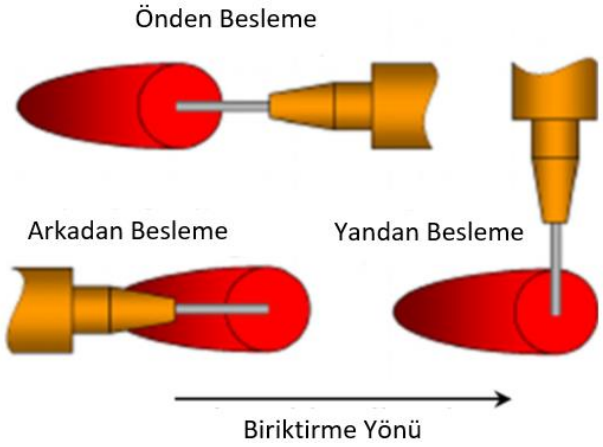


Şekil 5.128 WLAM prosesinin şematik gösterimi (sol), prosesin gerçek görüntüsü (sağ) [1337]

WLAM proseslerinde, çok geniş bir aralıkta metal ve alaşımlar kullanılarak parça imalatı gerçekleştirilebilmektedir. WLAM proseslerinde yüzey kalitesi, birikimin geometri ve kalitesi, mikro-yapılar (tane boyutu, tekstür, vb.), nihai mekanik özellikler (dayanım, sertlik, artık gerilmeler, vb.) üzerine odaklanılan temel konulardır. Bu özellikler büyük ölçüde malzeme karakteristiklerine (kimyasal bileşenler, tel çapı gibi) ve proses parametrelerine (tel besleme yönü ve açısı, tel besleme hızı, lazer gücü, kaynak hızı gibi) bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Literatürde demir esaslı [1338], titanyum esaslı [1339], alüminyum esaslı [1340] malzemeler ile gerçekleştirilen WLAM proseslerine ait çeşitli çalışmalar mevcuttur. WLAM proseslerinde kullanılan telin çapı 0.2 mm ile 1.2 mm arasında değişmektedir [1341].

Tel besleme yönü, damlacık aktarımını ve birikimin kalitesini doğrudan etkileyen önemli bir parametredir. Şekil 5.129'da önden, yandan ve geriden tel beslenmesi şematik olarak gösterilmiştir. Kim ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; titanyum ve nikel esaslı tel malzemeler kullanılarak ön, yan ve arka yönlü tel beslemeleri için; önden besleme yapılması durumunda, yan ve arkadan tel beslendiği durumlara göre daha yüksek besleme hızlarına ulaşılabildiği belirtilmektedir [1342]. Syed ve arkadaşları; tel beslemesinin ergiyik havuzun

ilerleme yönünde önüne gelecek şekilde konumlandırılmasının en iyi sonucu verdiğini raporlamıştır [1343].



Şekil 5.129 Tel besleme yönleri [1337]

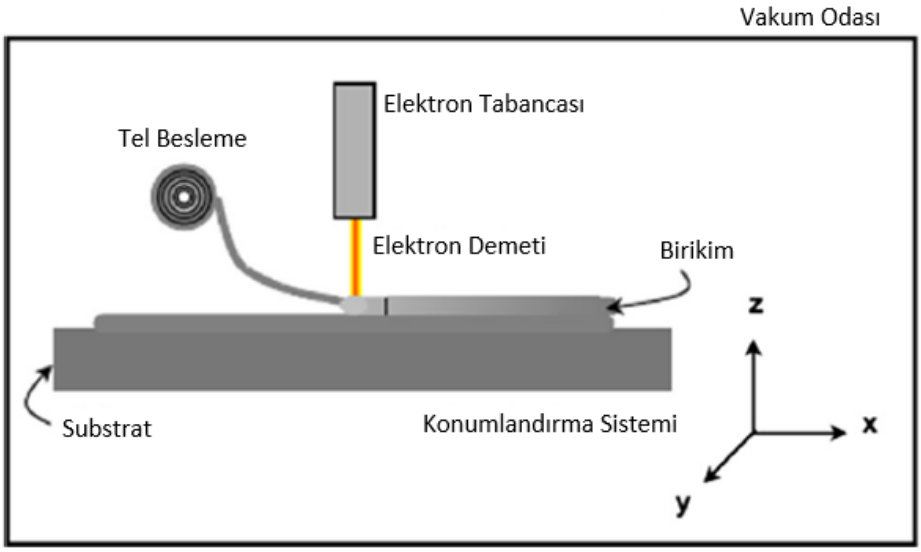
WLAM proseslerinde tel besleme hızı, lazer gücüne bağlı olarak sınırlıdır. Beslemenin aşırı yüksek hızlarda olması durumunda, ergiyik havuzuna gönderilen telin ergimesi gerçekleşememektir. Bu da maksimum besleme hızının, belirli lazer güçleri altında bir sınır dahilinde seçilebileceği anlamına gelmektedir. Örneğin; Mok ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, Ti-6Al-4V tel malzeme ile WLAM imalatı için 2.06 kW lazer gücünde 2 m/dak, 1.2 kW lazer gücünde 1 m/dak tel besleme hızlarında en başarılı sonucun elde edildiği belirtilmiştir. Birikme hızı; telin beslenme hızı ve tel çapı kullanılarak hesaplanmış ve 1.5- 48 g/dak aralığında farklı sonuçlar elde edilmiştir [1344]. Birikim genişliği ve derinliği proses parametrelerine göre değişiklik gösterebilmektedir. Birikme genişliği lazerin gücüne, birikme yüksekliği ise kaynak hızına bağlıdır. Ergiyik damlası üzerine etkiyen proses parametreleri Tablo 5.46'da verilmiştir. Lazer ışınının gücünün artırılması, birikim yüksekliğinin azalmasına ve birikim genişliğinin artmasına neden olurken; kaynak hızının artırılması, birikim yüksekliğinin artmasına ve birikim genişliğinin azalmasına neden olmaktadır. λ oranının (tel besleme hızının kaynak hızına oranı) artmasıyla, birikme yüksekliği ve birikme alanı artarken, birikme genişliğinin fazla etkilenmediği, ilgili literatürde belirtilmiştir [1345].

Tablo 5.46 Brandl'ın çalışmasına göre proses parametrelerinin, ergiyik damla üzerindeki etkileri [1345]

Değişken	Birikme Alanı	Birikme Yüksekliği	Birikme Genişliği
Lazer gücü ↑	0	↓	↑
Kaynak hızı↑	0	↑	↓
λ ↑	↑	↑	0
*↑: Önemli artış, ↓: Önemli azalma, 0: Önemli bir etki yok.			

5.7.3.2 Elektron Demeti Kullanımlı

Elektron ışınlı serbest-form imalatı (*Electron Beam FreeForm Fabrication*, EBF³), karmaşık şekilli parçaların doğrudan net şekle yakın bir şekilde üretilmesi için özel olarak geliştirilen NASA patentli bir eklemeli imalat prosesidir. Şekil 5.130'da EBF³ sistemindeki temel kısımlar şematik olarak gösterilmiştir. Proseste; yüksek vakum altında metal tel hammaddenin, odaklanmış elektron demetiyle oluşturulan ve sürdürülen ergiyik havuzuna beslenmesiyle birikim gerçekleştirilmektedir [1346].



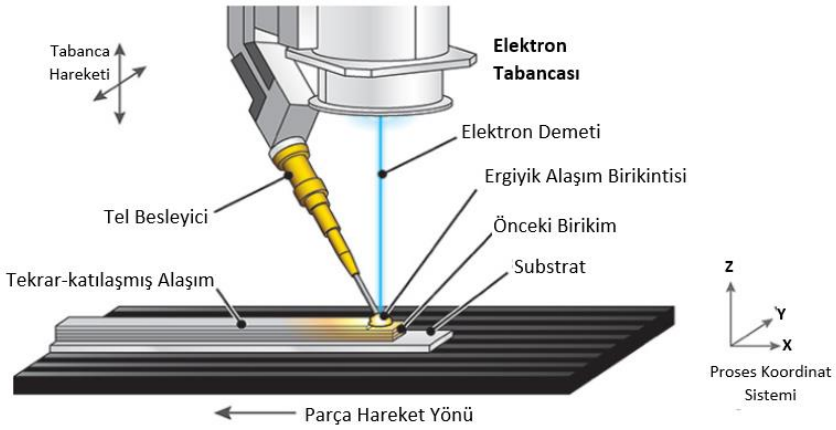
Şekil 5.130 EBF³ sisteminin şematik gösterimi [1346]

EBF^3 proseslerinde imalat pozisyonlandırmasına ve besleme hızına bağlı olarak belirli sınırlar içerisinde 2500 cm^3/sa gibi yüksek hızlarda blok malzemeler üretilebilmektedir. Biriktirme hızının düşürülmesiyle birlikte çok yüksek hassasiyetlere ulaşılabilmektedir. Elde edilebilen en küçük kısmın belirlenmesindeki esas faktör, kullanılan tel hammaddenin çapıdır. İnce detayların eldesi hedeflendiğinde daha küçük çaptaki teller, daha kaba şekiller ve yüksek imalat hızları hedeflendiğinde ise daha büyük çaptaki teller kullanılmaktadır [1346]. NASA tarafından geliştirilen EBF^3 sistemlerinin başlıca avantajları olarak; uzay görevlerinde ağırlık tasarrufu, yerçekimsiz ortamda hızlı prototipleme ve gelişmiş tamir kabiliyeti gösterilebilir. EBF^3 sistemleri; elektron tabancası, çok eksenli konumlandırma sistemi ve metalik toz besleme mekanizması olmak üzere üç ana kısımdan oluşmaktadır. Özellikle uzayda yerçekimi olmamasından dolayı toz besleme sistemlerinin kullanımının zor olması, tel formda hammaddelerin kullanılmasını avantajlı konuma getirmektedir [1347]. NASA Langley Araştırma merkezinde bulunan iki çeşit EBF^3 sistemi Şekil 5.131'de gösterilmiştir. Yere konuşlandırılmış sistemde (Şekil 5.131.a) 42 kW, 60 kV ivmelendirici elektron tabancası, vakum sistemi, pozisyonlandırma sistemi ve çift besleme başlığı bulunmaktadır. Üretilecek parçanın kısımlarına bağlı olarak iki besleyici de ince veya kalın tellerle beslenebilmektedir. İki farklı besleme mekanizmasının aynı anda kullanılması, kompozisyonel gradyanlı alaşımlarla çalışılabilme imkanı sağlamaktadır. Pozisyonlandırmalar altı eksende programlanabilmektedir (hareketli elektron tabancasında X, Z ve eğme; pozisyonlandırma tablasında Y, eğme ve dönme). Operasyon, 2.5 m x 2 m x 2.7 m ölçülerinde bir vakum odası içerisinde yaklaşık 6 x 10^{-8} barlık bir vakum atmosferinde gerçekleştirilmektedir. Portatif olan ikinci EBF^3 sistemindeyse (Şekil 5.131.b), daha küçük vakum odası ve düşük enerjili sabit elektron tabancası, tekli tel besleme sistemi ve 4 eksenli hareket kontrol tablası (X, Y, Z ve dönme) bulunmaktadır. 1 m x 1 m x 1 m ölçülerinde olan vakum odasında 30 cm x 30 cm x 15 cm ölçülerine kadar parçaların imalatı gerçekleştirilebilmektedir [1348].



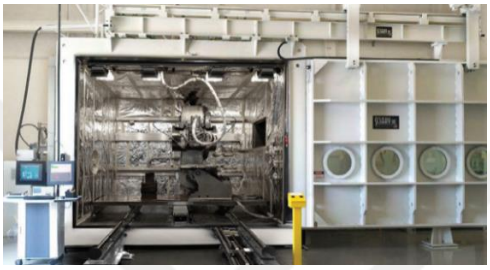
Şekil 5.131 NASA Langley Araştırma Merkezi'nde bulunan EBF³ sistemleri; (a) Sabit-konuşlandırılmış sistem, (b) portatif sistem [1348]

Elektron demeti kullanımlı-tel beslemeli DED prosesleri içerisinde kendisine ticari olarak çok büyük bir yer edinmiş olan bir diğer sistem de Sciaky firması tarafından geliştirilen Elektron-ışınlı Eklemeli İmalat (*Electron Beam Additive Manufacturing™, EBAM*) teknolojisidir. Teknoloji EBF³ prosesiyle temelde aynı çalışma prensibine sahiptir. Özellikle büyük metal parçaların imalatı amaçlanarak geliştirilmiş Sciaky EBAM prosesinin şematik gösterimi Şekil 5.132'de gösterilmiştir [1349].



Şekil 5.132 Sciaky EBAM prosesinin şematik gösterimi [1349]

EBAM sistemlerinde titanyum ve titanyum alaşımları, Inconel 718 ve Inconel 625 gibi nikel alaşımları, tantal alaşımları, tungsten alaşımları, niyobyum alaşımları, 300 serisi paslanmaz ve 4340 ıslah çelikleri, 2319 ve 4043 alüminyum alaşımları, zirkonyum alaşımları, 70-30 bakır-nikel ve 70-30 nikel-bakır hammaddelerden parça imalatı gerçekleştirilebilmektedir. Özellikle büyük parçaların imalatı hedeflenerek geliştirilmiş olan EBAM makinelerine ait makine boyutları ve maksimum imalat hacimleri, model bazında Şekil 5.133'de verilmiştir [1349].

EBAM 110 	**Sistem Boyutları** 2794 mm x 2794 mm x 2794 mm **İmalat Hacmi** 1778 mm x 1194 mm x 1600 mm **Tel Hammadde Çapı** 0.9 mm, 1.1 mm, 1.6 mm, 2.4 mm, 3.2 mm, 4.0 mm
EBAM 150 	**Sistem Boyutları** 3810 mm x 2794 mm x 2794 mm **İmalat Hacmi** 2794 mm x 1194 mm x 1524 mm **Tel Hammadde Çapı** 0.9 mm, 1.1 mm, 1.6 mm, 2.4 mm, 3.2 mm, 4.0 mm
EBAM 200 	**Sistem Boyutları** 5080 mm x 2794 mm x 2794 mm **İmalat Hacmi** 4064 mm x 1194 mm x 1524 mm **Tel Hammadde Çapı** 0.9 mm, 1.1 mm, 1.6 mm, 2.4 mm, 3.2 mm, 4.0 mm
EBAM 300 	**Sistem Boyutları** 7620 mm x 3048 mm x 3048 mm **İmalat Hacmi** 6096 mm x 1194 mm x 1524 mm **Tel Hammadde Çapı** 0.9 mm, 1.1 mm, 1.6 mm, 2.4 mm, 3.2 mm, 4.0 mm

Şekil 5.133 Sciaky EBAM Sistemleri [1349]

5.7.3.3 Ark Esaslı

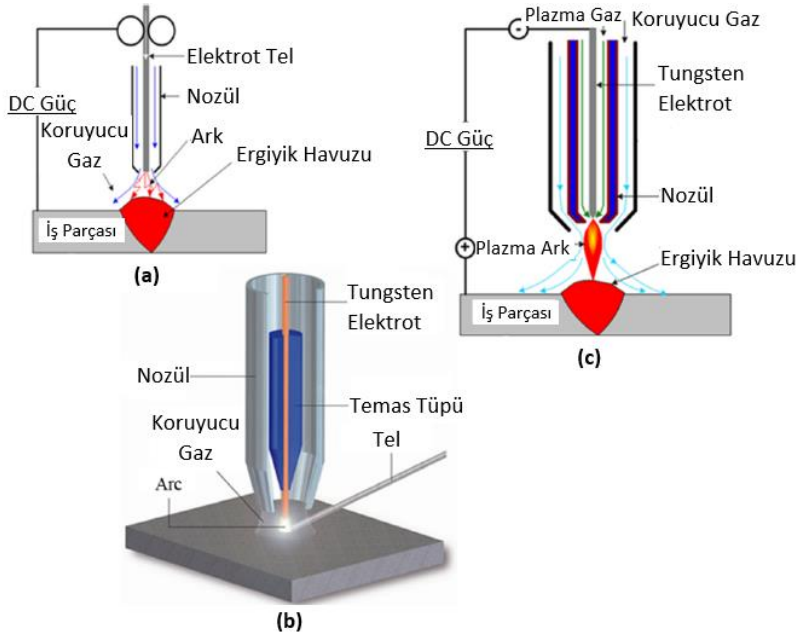
Tel ve ark eklemeli imalat (WAAM), yaygın olarak kullanılan diğer bir tel beslemeli DED prosesidir. Çeşitli araştırma grupları tarafından WAAM prosesleri, oluşturulan ark çeşidine göre; gaz-metal ark kaynağı (GMAW), gaz-tungsten ark kaynağı (GTAW) veya plazma-ark kaynağı (PAW) şeklinde incelenmektedir (Tablo 5.47) [1350- 1357].

Tablo 5.47 WAAM proseslerine ait, literatürdeki farklı isimlendirmeler [1350-1357]

Proses	Enstitü/ Üniversite	Ark Çeşidi	Referans
WAAM	Wollongong Üniversitesi	GMAW, GTAW	[1350]
Hibrit- Katmanlı İmalat	Hindistan Teknoloji Enstitüsü	GMAW	[1351]
Mikro-PAW Esaslı Hızlı Prototipleme	Xi'an Jiaotong Üniversitesi	M-PAW	[1352]
GMAW Esaslı Hızlı Prototipleme	Harbin Teknoloji Enstitüsü	GMAW	[1353]
Şekil Biriktirme İmalatı	Carnegie Mellon ve Stanford Üniversiteleri	GMAW, GTAW	[1354]
Yakın-Net Şekil İmalatı	Tufts Üniversitesi	GMAW, PAW	[1355]
Üç Boyutlu Kaynak	Kore Bilim ve Teknoloji Enstitüsü	GMAW	[1356]
Kaynak Esaslı Biriktirme	Güney Methodist Üniversitei	GMAW, GTAW	[1357]

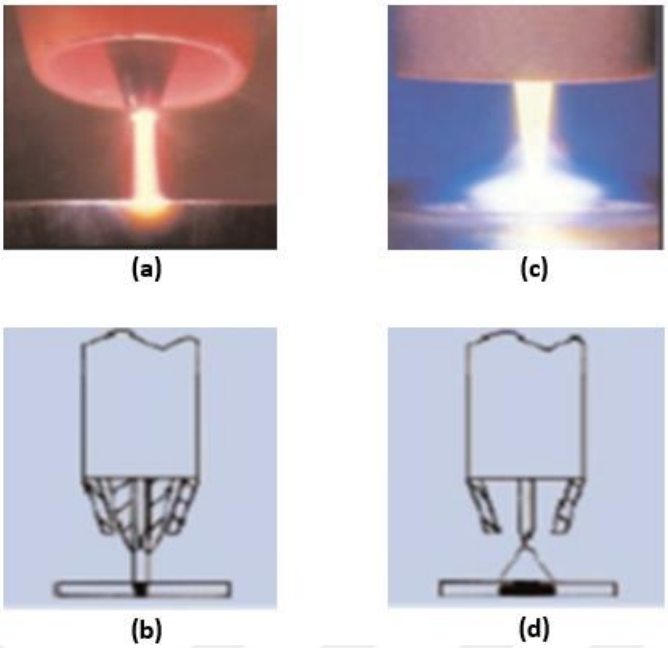
GMAW, GTAW ve PAW proseslerine ait şematik gösterimler Şekil 5.134'te verilmiştir. GMAW, sarf edilebilir tel elektrot ile iş parçası metal arasında elektrik arkın oluşturulduğu bir kaynak prosesidir. Tel genellikle substrata dik bir şekilde beslenmektedir. GMAW proseslerinde küresel, kısa çevrim, püskürtme ve palsli püskürtme olmak üzere dört çeşit metal transfer metodu bulunmaktadır. GTAW ve PAW proseslerinde kaynak oluşturulurken, sarf edilemez tungsten elektrotlar

kullanılmaktadır. GMAW prosesinden farklı olarak toz besleme yönü çeşitlilik gösterebilmektedir [1358].



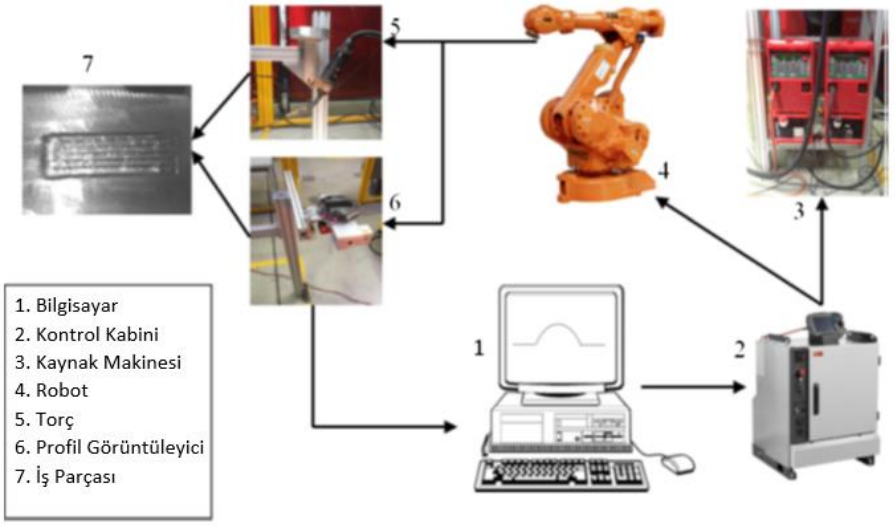
Şekil 5.134 WAAM şematik gösterimi; (a) GMAW, (b) GTAW, (c) PAW [1341]

GTAW ve PAW arasındaki temel farklar Şekil 5.135'te gösterilmiştir. Plazma arkın yüksek enerji bölgesi, GTAW arkın yüksek enerji bölgesinden daha dar olmakla birlikte, nispeten daha dar kaynak çizgisi elde edilmektedir. Ayrıca, plazma kaynağındaki ark enerjisi, GTAW kaynağındaki ark enerjisinin üç katı gibi değerlere çıkmakta ve daha küçük kaynaklar ve daha yüksek kaynak hızlarıyla çalışıldığından, kaynağa bağlı çarpılma gibi davranışlar daha az cereyan etmektedir. PAW'da ark şekli, GTAW'daki ark şekline göre daha silindirik formdadır [1359].



Şekil 5.135 PAW ve GTAW arasındaki farklar; (a) PAW gerçek görünüm, (b) PAW şematik gösterim, (c) GTAW gerçek görünüm, (d) GTAW şematik gösterim [1359]

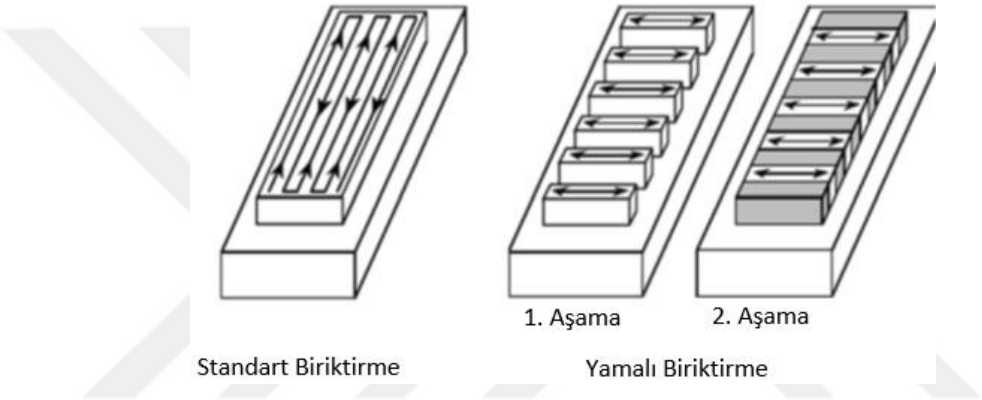
Şekil 5.136'da tipik bir GMAW esaslı robotik WAAM sistemi (deneysel hazırlanmış, ticari değil) şematik olarak gösterilmiştir. Sistemde; bir bilgisayar yardımıyla (1) proses programlaması yapılmakta ve deneysel veriler biriktirilmektedir. Robot kontrolör (2) tarafından kaynak prosesi ve robot hareketi koordine edilmektedir. Programlanabilir bir GMAW güç kaynağı (3), kaynak işlemini gerçekleştirmektedir. Büyük bir endüstriyel robot (4), kaynak şalomasının (torçunun) ve buna bağlı olarak metal birikiminin hareketini sağlamaktadır ve bir lazer görüntüleyici (6), üretilecek parça üzerinde (7) proses süresince oluşturulan dikiş profilini takip etmektedir [1360].



Şekil 5.136 Ding'in deneysel WAAM sistemine ait şematik gösterim [1360]

Tel beslemeli DED prosesleri, özellikle orta karmaşıklıkta büyük havacılık parçalarının üretilebilmesi için ümit verici bir yöntemdir. Bununla birlikte WAAM proseslerinde henüz üzerine çalışmalar yürütülen artık gerilmeler, çarpılma davranışları, merdiven yapılarının oluşmasına bağlı elde edilen düşük yüzey hassasiyeti gibi bir dizi teknik zorluklardan bahsetmek gerekmektedir. Artık gerilmeler ve çarpılmalar, yalnızca parça toleransları üzerinde etkili olmakla kalmayıp, aynı zamanda parça imalatında erken hataların oluşmasına ve üretimin başarısızlığına yol açabilecek en önemli teknik zorluklardır. Kaynak esnasında meydana gelen üniform olmayan genleşmeler ve malzemenin kasılma davranışlarına bağlı oluşan termal olarak uyarılmış gerinimler, artık gerilmelerin oluşmasına neden olmaktadır. Bunun sonucu olarak; gözle görülebilir, makro-ölçeklerde hatalar oluşmasa da mikro-ölçekte akma, çatlak gibi hatalar oluşmaktadır. Üretilen parçanın mengenelenmediği (gergin sabitleme) durumlarda, artık gerilmelere bağlı olarak proses sonunda çarpılmalar meydana gelebilmektedir. Son işlemlerle bu artık gerilmelerin önüne geçilebilse de, tolerans kaybındaki en önemli etken, artık gerilmelere bağlı oluşan çarpılmalardır. Bu yüzden izlenebilecek en garanti yol, biriktirme sırasında eş zamanlı olarak artık gerilimlerin oluşumu kontrol altında tutmaya çalışmak olacaktır. Çok geçişli- tek katman biriktirme çalışmalarında çeşitli stratejiler izlenebilmektedir. Örneğin; seçici biriktirme

yaklaşımında, ilk olarak, bir dizi küçük yamalar hizalı olarak birbiri arasında boşluk olacak şekilde biriktirilmekte, daha sonrasındaki taramalarda bu boşluklar doldurularak daha büyük yamalar oluşturulmakta ve en son olarak elde edilen büyük yamalar arasındaki boşluklar da doldurularak düzlemsel bütün elde edilmektedir (Şekil 5.137). Bu "yama-birleştirme" yaklaşımıyla, termal gerilmelere bağlı oluşan deformasyonların büyük ölçüde azaldığı, Fessler ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada detaylı olarak belirtilmiştir. Yamalı (seçici) biriktirme yaklaşımında ergiyik damlacığın, sürekli biriktirmeye kıyasla daha fazla yüzey alanının olması, soğuma hızını artırmakta ve substratın kesintisiz bir şekilde yüksek sıcaklıklara maruz bırakılmasını önlemektedir [1361].

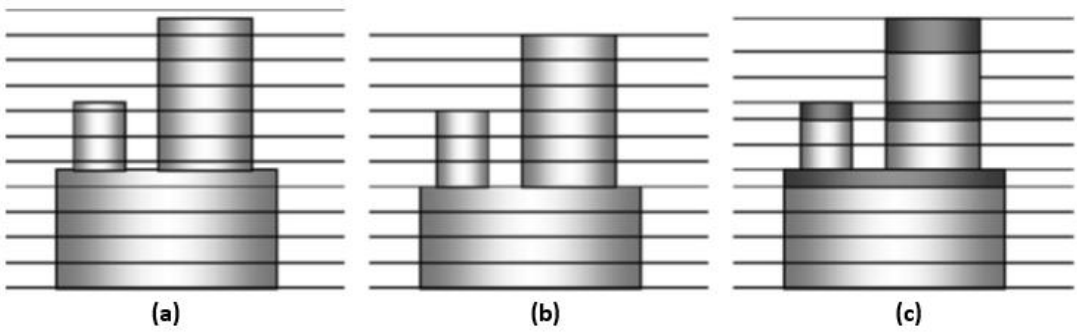


Şekil 5.137 İki farklı biriktirme tekniği [1361]

Nickel ve arkadaşlarının; daha uzun ızgaralar ve spiral biriktirme paternlerinin parça çarpılması üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmada, sonlu element analizi ve değişken deney setleri bir arada kullanılarak, daha kısa ızgara paterninin daha az hata oluşumuna neden olduğu belirtilmiştir. Özellikle düzlemsel biriktirmelerde dışarıdan içeri doğru spiral paternli taramanın çok daha simetrik kusur oluşumuna neden olduğu belirtilmiştir [1362]. Bazı çalışmalarda, substratın ön-ısıtmaya tabi tutulmuş olmasının, artık gerilmeleri ve artık gerilmelere bağlı deformasyonları önemli ölçüde azalttığı sonucuna ulaşılmıştır [1363].

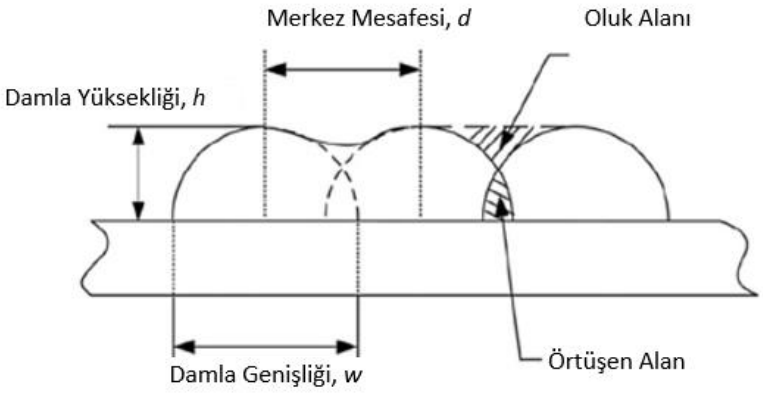
Artık gerilmelerin neden olduğu çarpılma gibi deformasyonlar dışında, yetersiz hassasiyet problemlerine yol açan bir diğer temel faktör de dilimleme uygunluğudur. Z yönünde parçanın belirli kontürler dahilinde kesitlere ayrıldığı dilimleme aşamasının doğru yapılamaması, katmanların üst üste birikmesinde eşleşmeme ve/veya eklemeli imalat teknolojilerinin tümünde yaygın olarak

karşılaşılan merdiven etkisine yol açabilmektedir. Normalde, eklemeli imalat teknolojilerinde katı modeller sabit katman yüksekliklerinde Şekil 5.138.a'da gösterildiği gibi dilimlenmektedir. Sabit katman kalınlığında dilimlenmiş model, gerçek katı model ile örtüşmediği durumlarda "eşleşmeme" meydana gelmektedir. Bu gibi durumlarda, özellikle DED gibi çok gelişmiş eklemeli imalat sistemlerinde sabit-olmayan-katman-kalınlıkları kullanılabilmektedir (Şekil 5.138.c). Adaptif dilimleme ismiyle de anılan bu yaklaşımda, modelin, prosese sığabilmesi için belirli aralıklarda katman kalınlıkları otomatik olarak ayarlanabilmektedir. Tabi adaptif dilimleme işleminde prosesin sürekliliği açısından, kullanılacak tel besleme sisteminin birden fazla sayıda olması gerekmektedir. Aksi halde farklı çaplarda tel hammaddelerin sisteme beslenmesi için prosesin durdurulması, ciddi imalat verimsizliklerine yol açacaktır [1364].



Şekil 5.138 Katman kalınlığı ayarlama prensipleri; (a) orijinal katı model, (b) sabit katman kalınlıklı dilimlenmiş model, (c) adaptif katman kalınlıklı dilimlenmiş model [1365]

WAAM proseslerinde yüzey, genellikle yan yana kaynak dikişlerinin örtüşerek veya örtüşmeden sıralanmasının sonucu olarak parabolik izlere sahiptir. Elde edilen parabolik izler, yüzey pürüzlülüğünü belirlemektedir. Bu nedenle, bir çeşit kaynak dikişi olarak düşünebileceğimi parabolik izlerin tek çizgi veya örtüşmüş haldeki çoklu çizgi geometrisi, yüzey kalitesi üzerinde doğrudan tesire sahiptir. Literatürde kaynak parametrelerinin, iz geometrisi üzerine etkilerinin incelendiği birçok çalışma bulunmaktadır. Şekil 5.139'da Xiong ve arkadaşları tarafından şematik tanıtımı yapılmış, yassı-üstlü bindirme modeli gösterilmektedir [1353].



Şekil 5.139 Standart yassı-üstlü bindirme prensibi [1353]

Kaynak damlacıklarının merkez mesafesinin (*d)* tek bir damlanın genişliğinden (*w)* fazla olması durumunda, komşu iki çizgi arasında örtüşme alanı oluşmamaktadır. Merkez mesafesinin azalması, örtüşme alanının artmasına ve oluk alanının boşluk (oluk) alanının azalmasına neden olmaktadır. Merkez mesafesinin belirli bir değere düşmesiyle, örtüşme alanı ve oluk alanı birbirine eşit olmakta ve örtüşen yüzey, optimal düzlem haline gelmektedir. Merkez mesafesinin daha da fazla kısalması, aşırı örtüşme alanı meydana getirerek, biriktirilen katmanın kalınlaşmasına ve yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olmaktadır [1352]. Sonuç olarak, üst yüzeyin ideal düzlükte olması için oluk alanıyla örtüşme alanının eşit olması gerekmektedir. Buna rağmen, literatürde bulunan birçok çalışmanın ortak sonucu olarak; WAAM proseslerinde, son işlemler uygulanmadan ideal düzlükte pürüzsüz üst yüzeyli parçaların imalatının mümkün olmadığı çıkarımında bulunmak, yanlış olmayacaktır [1353, 1360, 1365, 1352].

5.7.4 Kinetik Enerjili DED

DED prosesleri içerisinde bu noktaya kadar, termal enerjiden faydalanılan yani yüksek enerjiler altında ergime-katılaşma hal dönüşümlerinin meydana geldiği biriktirme teknikleri incelenmiştir. Bu bölümde biriktirme mekanizmasının, termal enerji kaynağına değil, kinetik enerji esasına dayandığı biriktirme teknikleri anlatılmaktadır.

Soğuk Püskürtme (SP), mikron boyutlarında toz partiküllerin yüksek hızlı çarpışma sonucu substrat yüzeyine bağlanması prensibine göre çalışan bir katı-hal malzeme biriktirme yöntemidir. Partiküllerin yüksek hızlara ulaştırılması, basınçlandırılmış

sıcak gazların bir nozül içerisinde genleşmesiyle elde edilmektedir. Gazın yüksek ivmelere ulaşması ve tozların termal yumuşamayla kolay deformasyona uğrayabilmesi nedeniyle proses gazı ısıtılmış olmasına rağmen tüm proses boyunca imalat malzemesi (hammadde) katı haldedir. Proses bu yüzden "Soğuk Püskürtme" adını almaktadır. Bu açıdan, partiküllerin tamamen veya kısmen ergidiği geleneksel termal püskürtme yöntemleriyle karıştırılmamalıdır. SP prosesleriyle literatürde alternatif olarak; "gaz kullanımlı soğuk püskürtme", "mikro-soğuk püskürtme", "soğuk gaz dinamik püskürtme", "kinetik püskürtme", "süpersonik partikül biriktirme" gibi isimler altında da karşılaşılabilmektedir [1370]. Tüm bu farklı isimlere sahip prosesler, aynı katı-hal toz biriktirme prensibine sahiptir. SP prosesleri, erken dönemlerde kaplama ve tamir uygulamalarında tercih edilirken, zaman içerisinde özellikle yüksek biriktirme verimi sayesinde eklemeli imalat uygulamalarında da kendisine yer edinmiştir. Modern SP proseslerinin icadı, günümüzden 30 yıl kadar öncesine uzanmaktadır ve ilk patentlerin üzerinden 20 yılı aşkın zaman geçmiştir [1366, 1367].

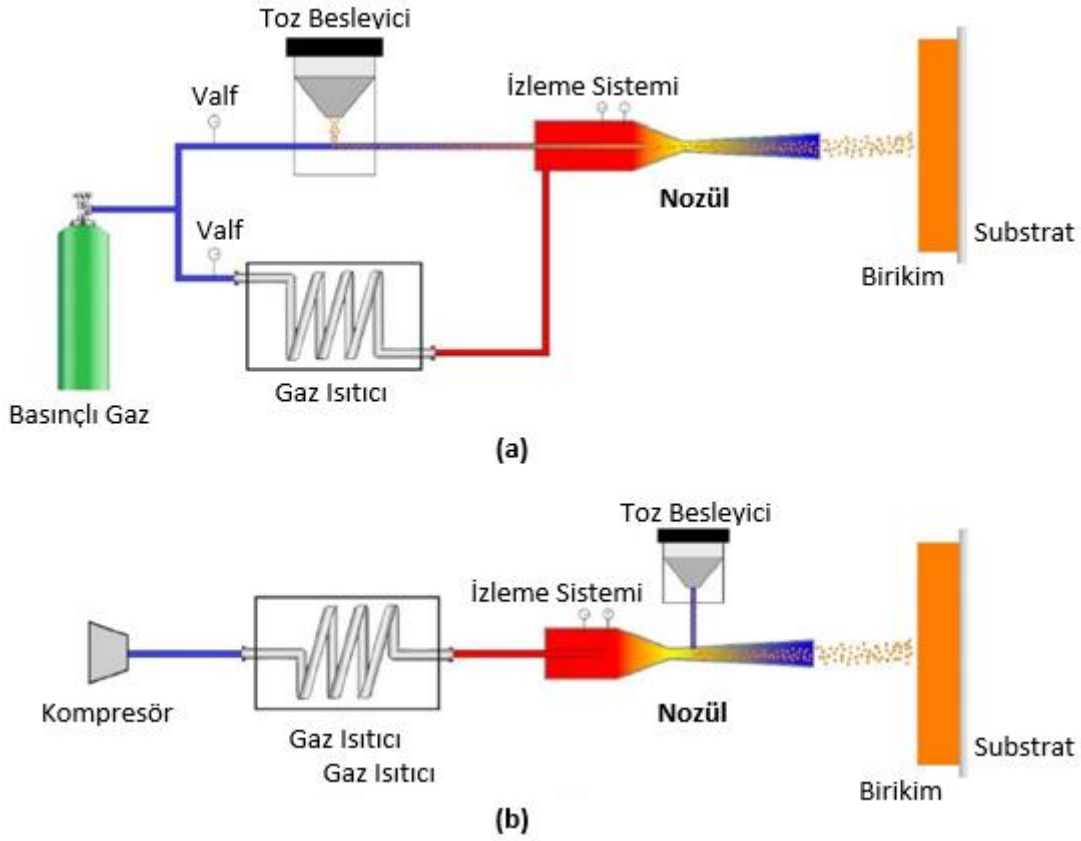
SP proseslerindeki temel amaç, hammadde partiküllerinin substrata kritik bir değer üzerindeki hızlarda çarptırılması ve substrat yüzeyine tutunmasının sağlanmasıdır. Bu işlem, tipik olarak azot, helyum gibi gazların ön ısıtma ve basınçlandırma süreçlerine tabi tutulmasıyla gerçekleştirilmektedir [1368, 1369]. Geleneksel yüksek-sıcaklık biriktirme proseslerinin aksine, SP proseslerinde birikimin oluşumu partiküllerin hıza bağlı kinetik enerjileri sayesinde gerçekleşmektedir. Birikim; partikül-partikül ve partikül-substrat arayüzlerinde gerçekleşen lokal plastik deformasyonların, mekanik kenetlemelere ve lokal metalürjik bağ oluşumuna neden olmasıyla elde edilmektedir. Bu durum oksidasyon, artık gerilme, faz dönüşümü gibi yüksek sıcaklığa bağlı olarak ortaya çıkabilen problemlerin büyük oranda engellenebilmesine yol açmaktadır [1372].

Soğuk püskürtülmüş partiküllerin, başarılı bir şekilde substrat üzerinde biriktirilebilmesi için, kritik darbe hızının üzerine çıkılmalıdır [1373]. SP proseslerinde birikimin oluşumu, iki temel aşamada gerçekleşmektedir. İlk aşamada; substrat (bu durumda altlık diyebiliriz) malzeme ile toz partiküller arasında bağ oluşturularak, parçanın platform üzerindeki ilk katmanı elde edilir.

İkinci aşamada ise, daha öncesinde biriktirilmiş katman(lar) ile toz partiküller arasında bağ oluşturularak yeni katmanların birikimi gerçekleştirilmektedir. Substrat malzemesi ve imalat malzemesinin aynı olduğu durumlarda, seçilecek darbe hızı, her iki aşama için de başarılı birikimin elde edilmesini sağlayabilmektedir. Kritik hız sabit bir değer olmayıp; malzeme çeşidi, partikül boyutu, partikül sıcaklıkları gibi özelliklere bağlı olarak değişiklik göstermektedir [1374, 1375].

SP proseslerinde genellikle gaz-atomizasyonla elde edilmiş küresel metal tozları kullanılmaktadır. Partikül darbe hızının, kritik hız üzerinde olmasını garanti etmek için kullanılan tozlar genellikle 10-100 μm arasındaki çaplarda tercih edilmektedir. Yin ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada; partikül çaplarının 100 μm'dan büyük veya 10 μm'dan küçük olduğu durumlarda taşıyıcı gaz ile yeterli ivmelendirmenin sağlanamadığı ve biriktirme işleminin başarısızlığa ulaştığı belirtilmiştir [1377]. Çoğu metaller için tercih edilen partikül çap aralığı 20-60 μm olmakla birlikte bu aralık, özellikle alüminyum, çinko gibi düşük yoğunluklu metaller için 100 μm'a kadar genişleyebilmektedir [1376].

Tahrik gazının basıncına bağlı olarak SP prosesleri; yüksek basınçlı SP ($P > 1$ MPa) ve düşük basınçlı SP ($P < 1$ MPa) olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Şekil 5.140'da yüksek ve düşük basınçlı SP sistemleri şematik olarak gösterilmiştir [1378].



Şekil 5.140 Soğuk-püskürtme sistemlerinin şematik gösterimi; (a) yüksek basınç SP, (b) düşük basınç SP [1378]

Yüksek basınçlı SP sistemlerinde basınçlı gaz; gazın yüksek sıcaklıklara getirildiği ısıtma ünitesi ve tozların taşınmasına yardımcı olacağı taşıma kanalı olmak üzere iki kısımda ilerlemek üzere iki kanala bölünmektedir. Bu iki gaz akışı da de-Laval nozülüne girmeden önce birleşmektedir ve de-Laval nozülü içerisinde karışımın ani genleştirilmesinin sonucunda ses ötesi hızlarda gaz ve toz akışı elde edilmektedir. Karışım gaz içerisine tozun başarılı bir şekilde enjekte edilebilmesi için, taşıyıcı gaz basıncının, tahrik gaz basıncından (ısıtıcı kanalındaki gaz basıncı) biraz daha yüksek olması gerekmektedir. Genellikle yüksek basınçlı SP sistemleri, düşük basınçlı SP sistemleriyle aynı basınç koşullarında çalışabilmekteyken, tam tersinin de geçerli olduğunu söylemek doğru olmayacaktır. Düşük basınçlı SP prosesleri ile yüksek basınçlı SP prosesleri arasındaki en belirgin iki fark; düşük basınçlı sıkıştırılmış gaz yerine portatif kompresör kullanılması ve toz besleme sisteminin konumudur. Yüksek basınçlı sistemlerde, yüksek basınç sayesinde toz taşınmasının daha kolay olmasına bağlı olarak, toz besleme ünitesi, nozülden uzakta olabilmektedir. Ancak

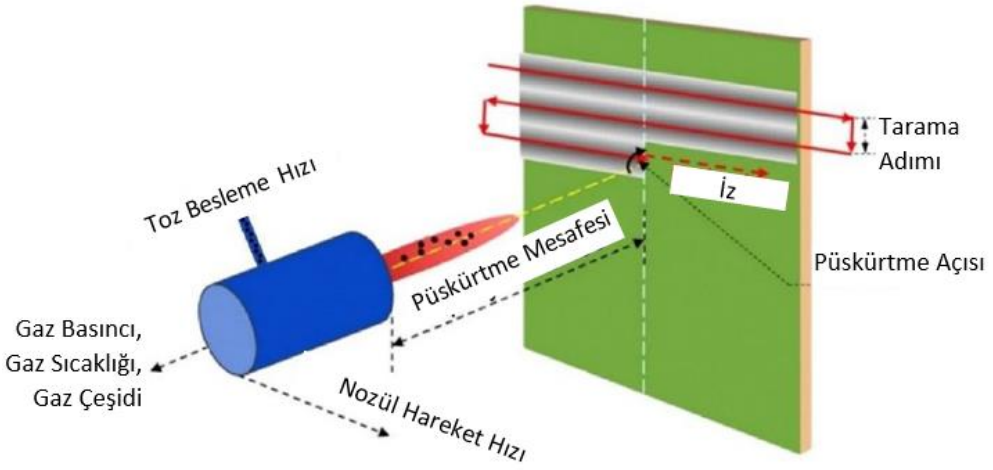
düşük basınçlı sistemlerde ise toz taşımanın yüksek basınçlardan faydalanamamasına bağlı olarak besleme ünitesi, de-Laval nozülünün daralan kısmına yani yüksek hava akımının bulunduğu bölgeye konumlandırılmıştır. Bu farklılıklar ele alındığında, düşük basınçlı SP sistemlerinin çok daha esnek çalışma imkanları sağlamasıyla birlikte, daha ucuz ekipman ve proses maliyetlerine sahip olduğu söylenebilir. Ancak, düşük basınçlı SP sistemlerindeki partikül hızlarının, yüksek basınçlı SP sistemlerine kıyasla çok daha düşük olması; düşük basınçlı sistemlerde kullanılabilen malzeme çeşitliliğinin ve uygulama alanlarının oldukça kısıtlı olmasına neden olmaktadır [1371, 1372, 1377, 1379].

Soğuk püskürme proseslerinin eklemeli imalat teknolojilerine adaptasyonu, soğuk püskürtme prosesleriyle yapılan tamirat işlemleri kadar eski tarihlere uzanmamaktadır. Eklemeli imalat teknolojilerinin yeni üyesi olarak kabul edilen Soğuk Püskürtme Eklemeli İmalat (*Cold Spray Additive Manufacturing, CSAM*); elektron demetli ergitme (EBM), lazer esaslı ergitme (LBM) ve lazer metal biriktirme (LMD) gibi diğer ergime esaslı eklemeli imalat teknolojilerine göre çeşitli avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Tablo 5.48'de CSAM proseslerinin, çeşitli ergime-esaslı eklemeli imalat proseslerine göre avantaj ve dezavantajları gösterilmiştir [1378].

Tablo 5.48 CSAM prosesinin, ergime esaslı eklemeli imalat yöntemleriyle karşılaştırılması [1378]

Proses	CSAM	SLM	EBM	LMD
Toz besleme prensibi	Direkt biriktirme	Toz yatak	Toz yatak	Direkt biriktirme
Hammadde sınırlamaları	Yüksek sertlik ve dayanımdaki malzemelerin işlenme zorluğu	Yüksek yansıtma ve düşük akış özelliklerine sahip metallerin işlenme zorluğu	İletken olmayan ve düşük ergime sıcaklıklı metallere uygunsuzluk	Yüksek yansıtma özelliğine sahip metallerin işlenme zorluğu
Toz ergitme	Yok	Var	Var	Var
Parça boyutu	Büyük	Sınırlı	Sınırlı	Büyük
Boyutsal hassasiyet	Düşük	Yüksek	Yüksek	Orta
Mekanik özellikler (Dİ)*	Düşük	Yüksek	Yüksek	Yüksek
Mekanik özellikler (Iİ)*	Yüksek	Yüksek	Yüksek	Yüksek
İmalat süresi	Kısa	Uzun	Uzun	Uzun
Ekipman esnekliği	Yüksek	Düşük	Düşük	Düşük
Tamirata uygunluk	Uygun	Uygun değil	Uygun değil	Uygun
*Dİ: Doğrudan İmal Parça, * Iİ: Isıl İşlem Görmüş Parça				

Günümüzde CSAM teknolojileri genellikle silindirik duvarlı, tüp ve flanş gibi rotasyonel simetriye sahip parçaların imalatında kullanılmaktadır. Yüksek kalitede biriktirme işlemlerinin gerçekleştirilebilmesi için tahrik gazı, toz besleyici ve nozülün birbiri ile uyumlu bir biçimde çalışabileceği bir dizi kritik imalat parametrelerinin optimize edilmiş olması gerekmektedir [1380].



Şekil 5.141 CSAM prosesinin tipik proses parametrelerinin şematik gösterimi [1380]

Çeşitli kaynaklarda DED proseslerinden bağımsız olarak da değerlendirilebilen CSAM proseslerine ait proses parametrelerinin, üretilen parça üzerindeki etkilerini incelediğimizde; Tablo 5.49'da özet olarak gösterilen etkileşimler meydana gelmektedir [1381-1387].

Tablo 5.49 Çeşitli imalat parametrelerinin birikme verimi, tutunma, birikim dayanımı, porozite ve artık gerilmelerle ilişkisi [1381- 1387]

Parametre	Birikme Verimi	Tutunma	Birikimin Dayanımı	Porozite	Artık Gerilme
Püskürtme Açısı	Doğru orantılı	Doğru orantılı	Doğru orantılı	Ters orantılı	Doğru orantılı
Nozül Hareket Hızı	Doğru orantılı	Doğru orantılı	Doğru orantılı	Doğru orantılı	Ters orantılı
Toz Besleme Hızı	Ters orantılı	Ters orantılı	Ters orantılı	Doğru orantılı	Doğru orantılı
Gaz Basıncı	Doğru orantılı	Doğru orantılı	Doğru orantılı	Ters orantılı	Doğru orantılı
Gazın Moleküler Ağırlığı	Ters orantılı	Ters orantılı	Ters orantılı	Doğru orantılı	Ters orantılı
Gaz Sıcaklığı	Doğru orantılı	Doğru orantılı	Doğru orantılı	Ters orantılı	Doğru orantılı

6
EKLEMELİ İMALATIN MEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANIMI

Eklemeli imalat teknolojileri, üç boyutlu sanal modellerden üç boyutlu fiziksel nesnelerin katmanlı yaklaşımla biriktirilerek üretimin gerçekleştiği çok yönlü bir imalat teknolojisidir [1388]. 1980'li yıllarda ilk üç boyutlu yazıcıların geliştirilmesiyle imalat alanında devrim niteliğinde değerlendirilen eklemeli imalat sistemleri, konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırıldığında bir çeşitli özgün avantajlara sahiptir. Konvansiyonel imalat yöntemleri içerisinde formatif (kalıp kullanımlı) veya substraktif (talaşlı imalat) olarak iki temel sınıfa ayrılan gelenekselleşmiş imalat yöntemlerinde yapılar arası maliyetlerin yüksek olması ve birden fazla imalat basamağı içermesi gibi özellikleri göz önüne alındığında, nihai parçaya uygulanacak modifikasyonlar gibi ürün geliştirme aşamalarında verimli responsif sonuçlar elde edilememekte ve uzun süren revizyon çalışmaları yürütülmektedir. Buna karşın, eklemeli imalat sistemlerinde çok karmaşık geometrilere sahip parçaların üretimi oldukça basit ve hızlı olarak gerçekleştirilebilmektedir (Tablo 6.1 ve Tablo 6.2). Bu gibi avantajlar göz önünde bulundurulduğunda, eklemeli imalatın medikal mühendislik uygulamalarında kendisine çok hızlı bir şekilde yer edindiği, hasta ve klinisyenler tarafından hızla kabul edildiği görülmektedir [1389]. Yüksek kalite ürünlerin pahalı olduğu, gelişmekte olan ülkeler ele alındığında, tanısal ve cerrahi alanlarda eklemeli imalat sistemleri kullanılarak ortez ve protezler gibi medikal parçaların ekonomik ve kolay üretilebilirliği büyük önem taşımaktadır [1390]. Amerikan Gıda ve İlaç Yönetimi (FDA) tarafından 2017 yılında yayımlanan prosedürde, eklemeli imalatın medikal uygulamalarda kullanımı üzerine ilk kapsamlı kılavuz çalışması yer almaktadır [1391].

Eklemeli imalatın medikal alanlarda yaygın olarak kullanıldığı uygulamalar içerisinde cerrahi planlama ve eğitimsel model oluşturma, medikal enstrümantasyon ve yardımcı cihaz üretimi, özelleştirilmiş implant tasarımları,

doku iskeleleri ve doku mühendisliği uygulamaları, protez ve ortotikler, mekanik kemik replikaları, farmasötik kimya çalışmaları ve dental uygulamalar öne çıkmaktadır (Tablo 6.3) [1392]. Özellikle çok yüksek özelleştirme kabiliyeti sayesinde hastaya özgün ürünlerin elde edilebildiği eklemeli imalat teknolojilerinde sanal modeller genellikle manyetik rezonans görüntüleme (MRI), bilgisayarlı tomografi (CT), lazer tarama, ultrason, pozitron emisyon tomografisi sistemlerinin kullanılmasıyla oluşturulmaktadır [1393].

Tablo 6.1 Eklemeli imalatla üretilecek medikal modeller için kriterler [1394-1399]

Nu.	Kriter	Kazanım	Sınırlama	Ref.
1	Hız	+ Eklemeli imalatın üretim hızı yüksektir + Yüzey kalitesi, hassasiyet ve mekanik dayanımlar yüksektir + Konsept modelleme ve fonksiyonel parça imalatı mümkündür	-Yığın üretime uygun değil	[1394]
2	Maliyet	+ Özelleştirilmiş medikal modellerde düşük maliyet imkanı + Düşük sayıda üretimde minimum maliyet	- Yalnızca özelleştirme durumunda uygun	[1395]
3	Hassasiyet	+ Üretilen medikal modelin yüzey özellikleri ve hassasiyeti yüksektir	- Hassasiyet iyi ancak talaşlı imalat kadar değil	[1396, 1397]
4	Malzeme	+ Malzeme çeşitliliği artış göstermektedir + İmplantın özelliklerini iyileştirmek adına malzeme özellikleri geliştirilebilir + Hassasiyet, malzeme türüne göre değişiklik gösterebilmektedir	- Kullanılan malzemeler sınırlı	[1398]
5	Proses kolaylığı	+ CAD sistemleriyle paralel gelişim + Teknolojiyle üretilen modeller kullanım kolaylığına sahiptir + Takım veya fikstür gerekliliği yoktur	- Uzman gerekliliği	[1399]

Tablo 6.2 Eklemeli imalatın medikal uygulamalarda kıstas ve kazanımları [1400-1412]

Nu.	Kıstas ve Ölçütler	Kazanım	Ref.
1	* Cerrahi yardımcı elemanların, biyo-modellerin ve implantların tasarım ve üretimi	+ Cerrahi parçaların, modellerin ve implantların tasarım ve üretiminde kolaylık	[1400]
2	* Doku mühendisliği uygulamaları için çeşitli doku iskelelerinin tasarlanması ve üretimi	+ Doku restorasyonunda çeşitli malzeme gruplarının işlenebilirliği + Konvansiyonel doku iskelesi üretim yöntemlerinin yerine geçme + Eklemeli imalatın organ yazımı, hücre yazımı, biyomalzeme yazımı	[1401-1403]
3	* Çeşitli medikal cihazların geliştirilmesi ve cerrahi eğitim modellerinin oluşturulması	+ Eğitim ve cerrahi planlama amaçlı medikal modellerin üretim imkanı	[1404]
4	* Bireyselleştirme	+ Verilerin kişiler arasında farklılık göstermesine bağlı olarak bireyselleştirme uygulanabilirliği + Özelleştirilmiş implant üretimi	[1405]
5	* Karmaşık geometriler	+ Geleneksel yöntemle üretilmesi çok zor karmaşık geometrilere sahip modellerin üretilebilirliği	[1406]

Tablo 6.2 Eklemeli imalatın medikal uygulamalarda kıstas ve kazanımları [1400-1412] (devamı)

6	* Fonksiyonel entegrasyon	+ Medikal modellerin fonksiyonel uyumluluğu + Orijinal dokuya yakın veya aynı özellikler	[1407]
7	* Maliyet azaltma	+ Topoloji optimizasyonu gibi uygulamalarla daha az hammadde kullanımına bağlı olarak parça maliyetinin azaltılma imkanı	[1408]
8	* Hızlı erişim	+ Medikal modellerin çabuk üretimi ve modifikasyon kolaylığı	[1409]
9	* Gelişmiş hasta bakımı	+ Özel tasarım modellerle hasta bakım iyileştirme kabiliyeti	[1410]
10	* Hastane için maliyet verimliliği	+ Eklemeli imalat teknolojisiyle hastane ortamında gerçekleştirilebilen özgün parça imalatı	[1411]
11	* Ağırlık azaltma	+ Malzeme değişikliği veya geometrik optimizasyonla aynı görevi gören daha hafif parça üretim imkanı	[1412]

Uygun malzemenin seçimi, model gereksinimleriyle birlikte seçilecek eklemeli imalat prosesine ve cihazına bağlıdır. Medikal uygulamalarda kullanılacak modellerin, çeşitli anatomik yapılarda birbirinden farklı mekanik gereksinimlere cevap oluşturması gerekliliği, doğru hammaddenin seçimini belirleyici öneme sahiptir [1432]. Mekanik açıdan insan vücudunu karakterize eden malzemeler arasındaki temel fark rijitlik veya yumuşaklıktır. Rijit dokulara örnek olarak kemikler, yumuşak dokuara örnek olarak bağ dokular ve kıkırdak yapıları verilebilir. Özellikle kemikler, kullanılan malzemelerin çoğunun rijit olması nedeniyle üç boyutlu baskı sistemleriyle en yaygın model üretiminin gerçekleştirildiği uygulama sınıfını oluşturmaktadır [1433]. Yumuşak dokularda ise üç boyutlu üretilmiş anatomik modellerle insan yapısı arasındaki açıklığın kapatılması üzerine daha derin ve kapsamlı araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Gelecekte özellikle çok malzemeli biyo-kompozit malzemelerin, organ gibi canlı

doku yazım tekniklerinin geliştirilmesiyle medikal anlamda eklemeli imalat teknolojilerinden vazgeçilmeyeceği görüşü yaygın olarak paylaşılmaktadır [1434].

Tablo 6.3 Eklemeli imalat sistemlerinin medikal uygulamalarına dair özet tablo [1435- 1445]

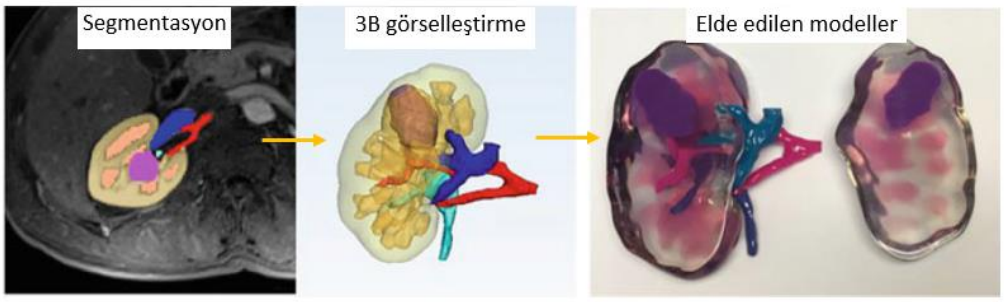
Ana Grup	Teknoloji Örnekleri	Malzemeler	Medikal Kullanım	Avantajlar	Dezavantajlar
VP	SLA, DLP	* Epoksi ve akrilik termoset fotopolimer	* Kemik ve diş modelleri * Dental implant kılavuzları * İşitme cihazları	+ Yüksek çözünürlük + Karmaşık geometri imkanı + Yüzey kalitesi + Proses esnekliği	- Düşük dayanım - Baskı sonrası UV etkilenebilirliği - Hafif parça sınırlılığı
PBF	DMLS, EBM, SLS, SHS	* SHS: PA * SLM, DMLS, EBM: Çelik, Ti, Al, Co-Cr, Cu	* İmplantlar, fiksatörler, kafes yapısı gerektiren medikal cihazlar	+ Yüksek yoğunluklu nihai parça üretimi + Medikal malzeme çeşitliliği	- Düşük hız - Uzman kontrolü - Kısıtlı parça hacmi - Hassas toz karakteristiği
ME	FDM, FFF	* ABS, PA, PC, PETG, vb.	* Enstrüman ve cihazlar	+ Çok ucuz proses + Yaygın kullanım + Kolay erişim	- Nozül çapına bağlı hassasiyet - Nispeten düşük yüzey kalitesi - Sabit basınç gereksinimi
MJ	MJP, Polyjet	*Fotopolimer -ler ve HDPE, PS, PMMA, PC, ABS, vb. kompozitleri	* Medikal modeller * Dental döküm modelleri ve implant kılavuzları	+ Yüksek hassasiyet + Düşük hurda/atık + Tek parça üzerinde çoklu malzeme/renk yazdırılabilirliği	- Destek yapıları - Sınırlı malzeme kullanımı (polimer ve balmumu)
BJ	3DP	* SS, ABS, PA, PC, seramikler, vb.	* Özellikle anatomik renkli modeller	+ Renk çeşitliliği + Malzeme çeşitliliği + Hızlı ye şil hal eldesi + Farklı bağlayıcı-toz kombinasyonlarının uygulanabilirliği	- Yapısal parçalar için her zaman uygun değil -Temizleme işlemi uzun ve maliyetli

Tablo 6.3 Eklemeli imalat sistemlerinin medikal uygulamalarına dair özet tablo [1435- 1445] (devamı)

LL	LOM, UC	* Kağıt, plastik ve sac metaller	* Kemik yüzey modelleri	+ Yüksek hız + Düşük maliyet + Kolay malzeme kontrolü	- Kısıtlı malzeme imkanı - Boşluk ve kanallı yapılar üretilemez - Son işlem şart
DED	LMD, LENS, EBF3	* Geniş aralıkta metaller	* Ti ve Co-Cr implantlar	+ Tane yapısının hassas kontrolü + Yüksek kalite + Yüksek hassasiyet + Hızlı üretim + Destek yapılarına ihtiyaç yok + Tamir uygulamalarında en yüksek performans	- Malzeme karakteristiklerinin hassas belirlenmesi gerekliliği + Çok zor proses optimizasyonu ve uzman gerekliliği + Tel kullanımlı sistemlerde hassasiyet düşük

6.1 Cerrahi Planlama ve Eğitimsel Amaçlı Kullanım

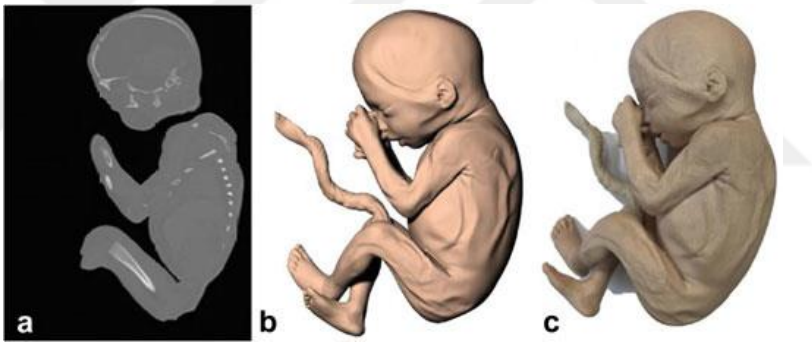
Eklemeli imalatın kullanılmaya başlandığı ilk medikal uygulama alanı olarak cerrahi planlama ve medikal eğitim model uygulamaları öne çıkmaktadır. Wake ve arkadaşları, böbrek tümörü bulunan bir hastanın MRI taramasıyla elde edilen böbrek modelini sanal ortamda üç boyutlu model haline getirmiş, daha sonrasında FFF sistemiyle modelin üç boyutlu üretimini gerçekleştirerek hastaya böbrek tümörü ile böbrek atardamarı arasındaki ilişkiye dair bilgiler verilmiştir. Modelin oluşturulmasında farklı renklerde malzeme kullanılmasıyla, böbrek yapısı ve tümör ilişkisine dair ayırt edici bilgiler daha kolay aktarılabilmiştir (Şekil 6.1) [1413].



Şekil 6.1 Eklemeli imalatla üretilmiş tümörlü böbrek modelinin üretim aşamaları [1413]

Yine benzer şekilde Bernhard ve arkadaşları, 7 farklı böbrek tümörüne sahip hastalardan elde edilen veriler doğrultusunda stereolitografiyle farklı renklerde tümörlü böbrek modelleri üretmiş ve hastaların kendi vakalarını kavrayış biçimleri modellerden önce ve sonra olmak üzere not edilmiştir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda eklemeli imalat kullanılarak gerçekleştirilen görselleştirme uygulamasının, hastalarda böbrek fizyolojisini anlamada %17, böbrek anatomisini anlamada %50, tümör karakteristiklerinin anlaşılmasında %40 ve planlanan cerrahi prosedürün anlaşılmasında %47 oranında artış sağladığı kaydedilmiştir [1414].

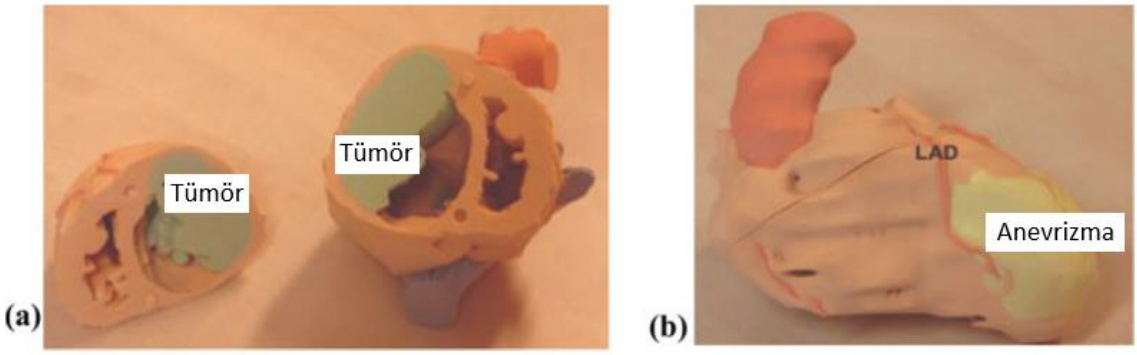
Young ve arkadaşları, biyoloji eğitiminde insan gelişimine dair fetal dönemlerin anlaşılabilirliği üzerine 20 haftalık fetüsten elde ettikleri CT taraması sonucu oluşturulan modelleri stereolitografi cihazıyla üretmiş ve insan gebeliğine dair gelişim süreçlerini öğrencilerine bu modeller üzerinden aktarmıştır (Şekil 6.2) [1415].



Şekil 6.2 Young ve arkadaşlarının eğitimsel modelleme çalışması; (a) CT tarama, (b) CAD modeli, (c) 3B üretilen 20 haftalık fetüs modeli [1415]

Yang ve arkadaşları; 30 farklı hastada mevcut olan trimalleolar kırıklara (ayak bileği kırıkları) dair CT taramalarından elde etmiş oldukları sanal modelleri, FFF prosesinde kullanarak model üretimi gerçekleştirmiş ve doktor-hasta bilgi aktarımı üzerine yapmış olduğu incelemeler sonucu, doktor iletişiminden kazanılan tatmin puanının 4.2/10'dan 9.3/10'a çıktığı raporlanmıştır. Üç boyutlu baskı sayesinde elde edilen vakaya özgü prototiplerin, doktorların operasyon planlamasında ve doktor-hasta iletişiminde büyük fayda sağladığı belirtilmektedir [1416].

Jacobs ve arkadaşları tarafından karmaşık kalp rahatsızlığının tedavisi üzerine yapılan cerrahi planlama çalışmasında, CT ve MRI taramalarından elde edilen veriler doğrultusunda sol ventriküler anevrizma (sol karıncıkta kan damarlarının duvarlarındaki zayıflama sonucu bir balon gibi genişlemesi) ve sağ ventriküler tümör bulunan hastanın kalp modeli ZCorp 510 bağlayıcı püskürtme (BJ) cihazıyla üretilmiştir (Şekil 6.3). Daha sonrasında cerrah tarafından model üzerindeki riskli yapılar, ideal rezeksiyon (organdaki bir bölümün kesilerek uzaklaştırılması) çizgileri ve rekonstrüktif prosedürden sonra kalbin alacağı şekil üzerinde kararlar verilerek, cerrahi planlamanın sonrasında başarılı bir şekilde operasyon gerçekleştirilmiştir [1417].



Şekil 6.3 Jacobs ve arkadaşlarının cerrahi planlama çalışması; (a) büyük kalp tümörü, (b) sol ventrikül anevrizması [1417]

Singare ve arkadaşları, iki yıl öncesinde alt çenesinden tümör alınan hastanın tekrar hastaneye gelmesiyle CT ve MRI taramaları gerçekleştirmiş ve alt çenedeki ramusun olması gerektiği pozisyonda olmadığını farketmiştir. Bu tarz bir problemin başarısının hassas cerrahi planlama işlemine bağlı olduğu savunulmaktadır. Hastanın hem kafatası modeli, hem de uygulanacak fiksatör modeli SLA sistemiyle üretilerek operasyon öncesi planlama gerçekleştirilmiştir. Yeri değişen kemik kısımlarının belirlenmesi ve normal konumlarına getirilmesi, fiksatör plakaların ve deliklerin yerlerinin belirlenmesi, implantın kusur bölgesine hizalandırılması, kontür simetrisinin ve implant yüzeyinin kemik yüzeyine uygunluğunun değerlendirilmesi, hastada açılacak kesiklerin giriş noktalarının belirlenmesi gibi birçok aşamada SLA modelden faydalanılarak planlama gerçekleştirilmiştir [1418].

CT, MRI, ultrason gibi görüntüleme sistemlerinden elde edilen verilerin işlenerek, özellikle farklı renklerde modellerin üretilmesi sayesinde iyi huylu-kötü huylu doku bölgelerinin sınırları, anormalliklerin daha rahat anlaşılması gibi cerrahi avantajlar elde edilebilmektedir. Ayrıca hedef alınan dokuya dair basma ve çekme dayanımları, elastisite ve rijitlik gibi mekanik özellikler, eklemeli imalatla üretilen parçalarda taklit edilebilmektedir [1419, 1420]. Üç boyutlu üretilen modellerin kullanımı sayesinde cerrahi operasyon süreleri azaltılabilmekte, orantısız (aşırı veya eksik) planlama aşamasının önüne geçilebilmekte, araştırma ve medikal kaynakların daha verimli kullanılabilmesi sağlanabilmektedir [1421]. Tablo 6.4'te eklemeli imalatın cerrahi planlama ve eğitimsel amaçlı kullanımlarına dair literatürde bulunan çalışma örnekleri bir arada gösterilmiştir.

Tablo 6.4 Eklemeli imalatın medikal alanda cerrahi planlama ve eğitimsel amaçlı kullanım örnekleri [1404, 1422-1430]

Nu.	Uygulama	Eklemeli İmalat Yöntemi	Özet	Ref.
1	Temporal kemik prototipi	FFF	* Eğitimsel amaçlı prototip imalatı düşük maliyetle gerçekleştirilmiştir. * Kemik yoğunluğu taklit edilememiştir.	[1422]
2	Transkatater aortik valf prototipi	SLA	* Prototip 100 µm hassasiyette üretilmiştir. * 9 hasta üzerine yapılan çalışmanın 6'sında %100'e yakın cerrahi prosedür tahmini yapılmıştır.	[1423]
3	Bölünmüş kemik prototipi	FDM	* Yüzey eldesi, bölünme, son işlem gibi CT rekonstrüksiyon parametreleri ve modeldeki boyutsal hassasiyetler incelenmiştir.	[1424]
4	Yüz kemik dokusu	ME	* Üretilen modellerde laboratuvar ortamında topolojik çalışmalar yürütülmüştür. * Cerrahi planlama gerçekleştirilmiştir.	[1425]
5	Kadavra kökenli temporal kemik prototipi	FFF	* Operasyon planlaması yapılmıştır. * Operasyon esnasındaki risklerin azaltılması amacıyla prototip üzerinde cerrahi delme eğitimleri verilmiştir.	[1426]
6	Torasik aort (diyafram üstü) prototipi	PJ	* Hızlı prototipleme ile hastanın vasküler anatomisine dair bir bölümün modeli üretilerek eğitim amaçlı kullanılmıştır.	[1427]

Tablo 6.4 Eklemeli imalatın medikal alanda cerrahi planlama ve eğitimsel amaçlı kullanım örnekleri [1404, 1422-1430] (devamı)

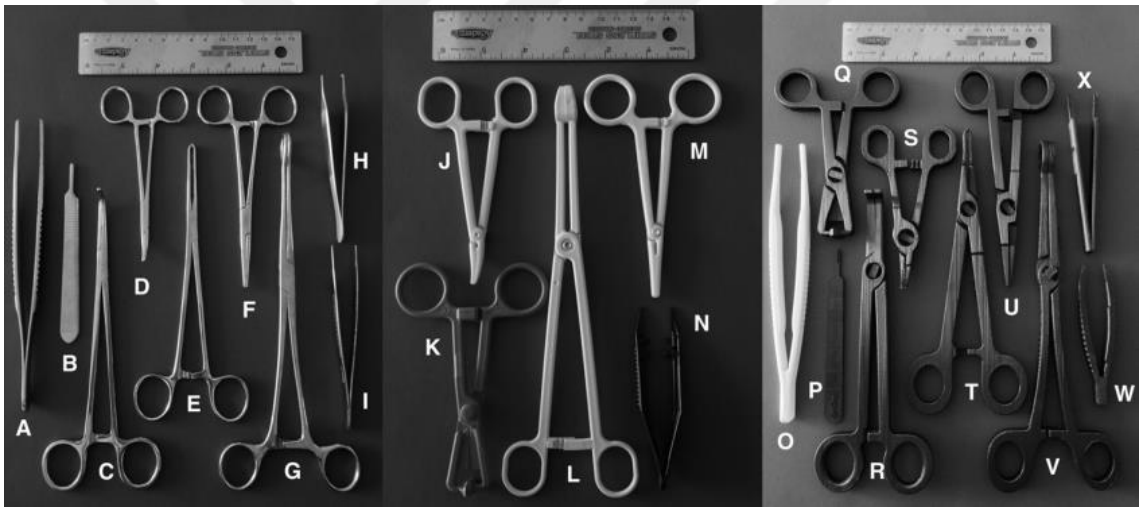
7	Ortopedik ürün prototipleri	SLS	* Ürün geliştirme aşamaları kısaltılarak, üretilen modeller üzerinde eğitimler verilmiştir.	[1428]
8	Omuz, kalça, diz, mandibula, bilek, omurga, vertebra (omur) greft modelleri	FFF	* Cerrahların problemi daha iyi kavrayabilmesi adına hastaya özgün modeller üretilmiştir.	[1404]
9	Femur bölümü ve özelleştirilmiş iskele	SLS	* Femoral doku iskeleleri üretilerek topoloji ve operasyon pozisyonlandırması değerlendirilmiştir.	[1429]
10	Laparoskopik (göbek deliğinden girişli) splenektomi (dalak alınması)	PJ	* Eğitimsel amaçlı karmaşık yapıların üç boyutlu modelleri üretilmiştir. * Özellikle ince damarların ve küçük detayların eldesinde yazıcı başarılı sonuç vermiştir.	[1430]

6.2 Medikal Enstrümantasyon ve Yardımcı Ekipman Üretimi

Bu bölümde medikal enstrümanın tanımı "hastaların incelenmesinde veya tedavisinde kullanılan araçlar" olarak yapılmıştır [1446]. Bu araçların hastalar ile doğrudan temasa girmesi, ancak inceleme veya tedavi süresinin ötesinde hasta vücudunda kalmıyor olması temel kriterine dayanarak yapılan tanımlama üç temel kategorik yaklaşım üzerine odak daraltılmasında kullanılmıştır: (1) ASTM'nin belirlemiş olduğu 7 temel eklemeli imalat teknoloji grubu, (2) vücut içi veya dışında hasta ile temas halinde kullanılan cerrahi ve tanısal araçlar, (3) uygulama alanı. Culmone ve arkadaşları tarafından yapılan medikal enstrüman sınıflandırmasında klinik uygulama ve özgünlük kriterleri ele alınarak konvansiyonel ve konvansiyonel olmayan enstrüman üretimi olmak üzere iki çeşit sınıflandırma yapılmıştır. Temel tasarımın tanısal ve cerrahi uygulamalarda kullanılan geleneksel enstrümanlara (cerrahi cımbız gibi) dayanması durumunda "konvansiyonel enstrümanlar", tasarlanan enstrümanın geleneksel aletlerden tamamen farklı ve özgün tasarımlara sahip olması durumunda "konvansiyonel olmayan enstrümanlar" başlığı altında inceleme gerçekleştirilmiştir [1431].

6.2.1 Genel Amaçlı ve Özel Amaçlı Konvansiyonel Enstrümanlar

Eklemeli imalatın doğrudan medikal enstrüman üretiminde kullanıldığı bir yöntem, kalıplama veya talaşlı imalat gibi yöntemlerle halihazırda üretilmiş enstrümanların birebir veya benzer taklitlerinin üretilmesidir. Literatürde bu tarz uygulamalara örnek olarak; George ve arkadaşlarının SLS cihazı kullanarak bistüri sapı, hemostat pens, dikiş pensi, forsep cımbızlar üretmesi [1447], Wong ve arkadaşlarının FDM cihazı ve ABS filament malzeme kullanarak Debakey doku forsepleri, bistüri sapları, açılı kıskaç, eğimli hemostat pens, Allis doku kıskacı, düz hemostat, sünger tutacağı, Adson dişli forsepsi, düz forsep, açılı hemostat, havlu maşası, doku mengenesi üretmesi gibi çalışmalar bulunmaktadır (Şekil 6.4) [1448]. Wong ve George'un çalışma örnekleri, genel amaçlı cerrahi enstrümanların eklemeli imalatlarına örnek olarak verilmiştir.

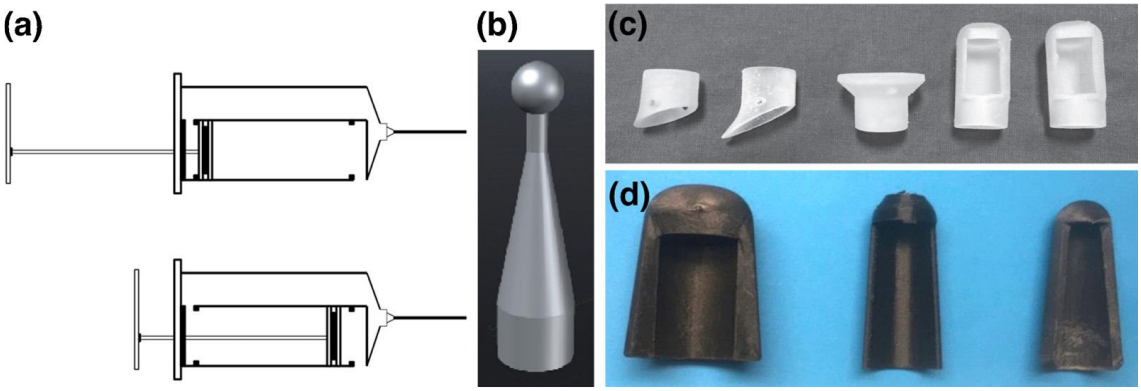


Şekil 6.4 Wong'un çalışması; (A) Debakey doku forsepi, (B,P) bistüri sapı, (C,R) sağ açılı pens, (D,S) açılı hemostat, (E,T) Allis doku kıskacı, (F,M,U) düz hemostat, (G,L,V) sünger tutacağı, (H) Adson dişli forsep, (I,N,W) düz forsep, (J) eğrili hemostat, (K,Q) havlu kıskacı, (O) doku forsepi, (X) dişli forsep [1448]

Diğer çalışma gruplarında daha çok tek bir enstrüman üzerinde küçük tasarım değişiklikleri yapılarak [1449] veya hiç yapılmayarak [1450] doğrudan taklitlerle enstrüman üretimi gerçekleştirilmiştir. Singh ve arkadaşları mikrocerrahi cımbızları, Paraskevopoulos ve arakadaşları modifiye bür delikleri (cerrahi operasyonda deliğin açılmasında faydalanılan kılavuz) gibi parçaların üretimini üç boyutlu yazıcılarla gerçekleştirmiştir [1451, 1452]. Baila ve arkadaşlarının yaklaşımı ise biraz daha farklıdır. Genel amaçlı dental elevatörün sap kısmını hazne

fotopolimerizasyon prosesleriyle, ağız kısmını ise (Co-Cr) toz yataklı füzyon prosesleriyle üreterek birbirine monte etmiştir [1453]. Benzer şekilde bir konvansiyonel genel amaçlı enstrümanın parçalar halinde üretilmesi ve birleştirilmesine dayalı bir diğer çalışma Sanchez-Tamayo ve arkadaşları tarafından yürütülmüştür. Çalışmalarında tutacaklar ve kesici bölümler ayrı ayrı üretilerek birbirine monte edilmiştir [1454]. George, Wong, Singh, Paraskevopoulos, Baila, Sanchez-Tamayo ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışma örnekleri "genel amaçlı konvansiyonel enstrüman üretimi" için verilmiştir.

Özel amaçlı konvansiyonel ekipmanlar ise genel cerrahi, genel diş, mikrocerrahi gibi uygulamalarda standart olarak kullanılan pensler, cımbızlar, bistüriler, hemostatlar gibi enstrümanlar dışında, kullanım yeri daha spesifik olan özel alet ve alet gruplarını ifade etmektedir. Parça tasarımına yapılan değişiklikler fonksiyonelliğin artırılması amacıyla gerçekleştirilmektedir. Bu fonksiyonel değişikliklere örnek olarak Rothenberg ve arkadaşlarının yapmış olduğu, aspirasyon amaçlı kullanılan resiprokan şırınga modifikasyonu verilebilir. Konvansiyonel şırıngada genellikle katı veya sıvıların çekilmesinde harici vakum yardımcıları kullanılmaktadır. Buna karşın Rothenberg'in tasarım değişikliği önerisinde, şırınganın uç kısmında bulunan ve malzeme akışının sağlandığı kanaldan bağımsız olarak bir hava girişi yerleştirilmiştir (Şekil 6.5.a) Bu sayede basınç farkı, vakum yardımcıların kullanılmasıyla değil, hava akışıyla sağlanmaktadır [1455]. Spesifik ventilasyon görüntüleme için kullanılan konvansiyonel ekipmanların modifikasyonuna dair bir örnekte; Cook ve arkadaşları, akciğerler içerisinde hava dağılışının ölçülebilmesi için kullanılan ventilasyon cihazının uç kısmına yapılan bir değişiklikle, ünitedeki parça sayılarının azaltılabildiğini belirtmektedir [1456]. Walker ve arkadaşları, lumpektomi (meme kanserinde kanserli dokunun uzaklaştırılması) uygulamalarında kullanılan probların boyutlarının doğru tahmin edilebilmesi adına 1.5-5 mm aralığında uç çaplarında çeşitli prop modelleri geliştirerek (Şekil 6.5.b), ameliyat esnasında uygun olmayan boyutlardaki propların temizlenmesi gibi bir zaman kaybının önlenmesini amaçlamıştır [1457]. Tablo 6.5'te eklemeli imalatın genel ve özel amaçlı konvansiyonel enstrüman üretiminde kullanılmasına dair çalışma örnekleri gösterilmiştir.



Şekil 6.5 Konvansiyonel özel amaçlı enstrümanlar; (a) Rothenberg şırıngası, (b) Walker'ın ölçüm probu, (c) farklı türlerde biyopsi uygulamaları için geliştirilen gastroskop başlıkları, (d) uzak özefagus (yemek borusu) mukozektomi (ameliyatsız çıkarma) retraktörleri [1455, 1457-1459]

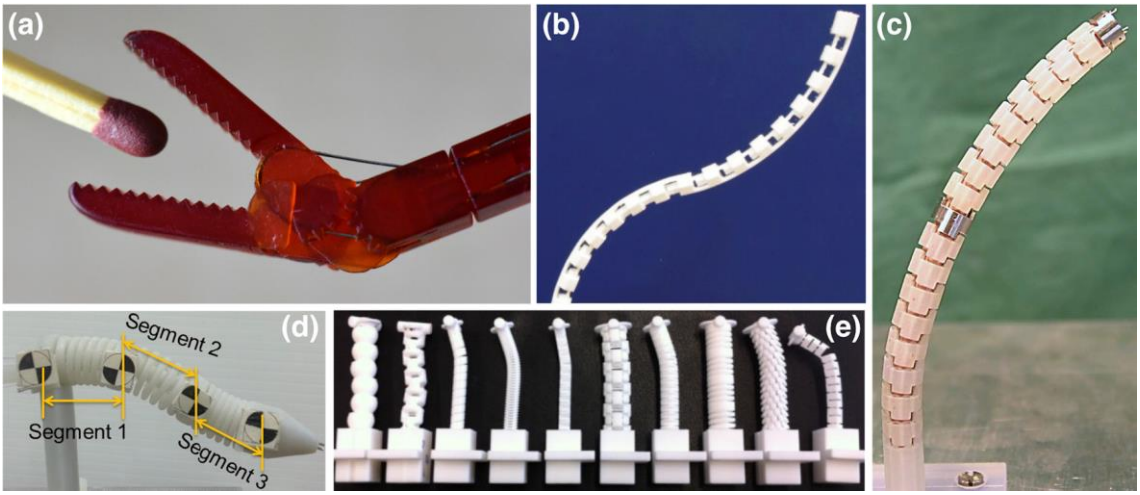
Tablo 6.5 Eklemeli imalatın genel ve özel amaçlı konvansiyonel enstrüman üretiminde kullanılmasına dair çalışma örnekleri [1447, 1451, 1455, 1460-1464]

Eklemeli İmalat Yöntemi	Yıl	Klinik Uygulama	Sınıf	Ref.
SLS	2017	Genel cerrahi	Genel amaçlı	[1447]
DMLS	2016	Mikro cerrahi	Genel amaçlı	[1451]
SLS + PJ	2015	Endoskopik ve laparoskopik ekipman	Genel amaçlı	[1460]
SLA	2016	Dental prosedür	Genel amaçlı	[1461]
FDM	2017	Ultrason yardımcılı aspirasyon	Özel amaçlı	[1455]
PJ	2016	Yardımcılı ventilasyon	Özel amaçlı	[1462]
SLS	2017	Transkonjonktival (göz kapağı) vitrektomi (sıvı alma)	Özel amaçlı	[1463]
SLA/ 3SP	2016	Trakeostomi (yemek borusuna kanal açma)	Özel amaçlı	[1464]

6.2.2 Genel Amaçlı ve Özel Amaçlı Konvansiyonel Olmayan Enstrümanlar

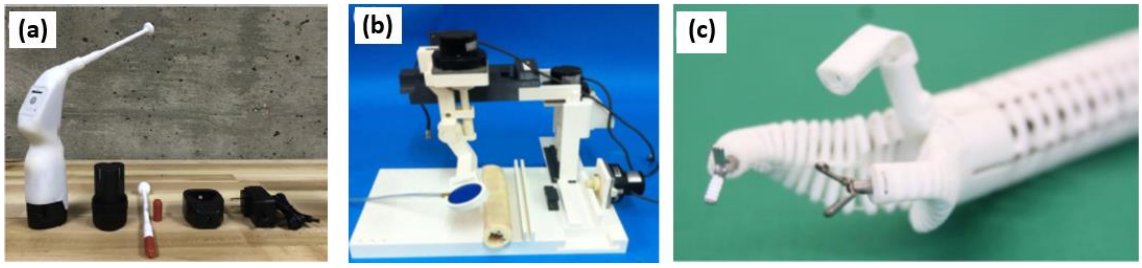
Eklemeli imalat teknolojileri, konvansiyonel yöntemlerle üretilmesi imkansız veya çok çok zor olan bir takım medikal enstrüman tasarımlarının kapısını açmıştır. Bu enstrümanlar genellikle minimal invasif cerrahi prosedürlerde, enstrümanın insan vücudu içerisinde yüksek manevra kabiliyetine sahip olabilmesi amacıyla tasarlanmaktadır ve eklemeli imalat teknolojileri sayesinde yönlendirilebilir enstrümanların imalatı gerçekleştirilebilmektedir [1465]. Örnek olarak; yeni bir laparoskopik tutucu konsepti olan DragonFlex tasarımında, serbestlik derecesi 7 olan aparatın kullanımıyla cerrahların, hasta vücudu içerisinde enstrüman manevrasında kolaylıklar sağlanmıştır (Şekil 6.6.a) [1466]. Bir diğer örnek olarak Sahlabadi ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada önerilen "yönlendirilebilir akıllı iğne" sisteminde Nitinol (Nikel-Titanyum-Naval Ordnance Laboratory) tellerin, üç boyutlu yazdırılmış şase hareketlerini kontrol etmesiyle operasyonlar gerçekleştirilmektedir [1467].

Literatürde, cerrahi operasyonlarda kullanılan bütünsel robotlar ve manipülatörlerin eklemeli imalat sistemleri ile üretilmesi üzerine birçok çalışma bulunmaktadır. Morimoto ve arkadaşlarının çalışmasında; tıpkı bir yılanın hareketine benzer şekilde hareket kabiliyeti sağlanabilmesi adına, bir tüpün diğer tüp içerisinde kayması esasına dayalı eş merkezli tüp yapılarına dair tasarımlar önerilmiştir. Bu eş merkezli tüp yapılarında eleman sayıları mümkün mertebe minimum seviyede tutulup, hareket serbestliğinin optimum olacağı şekilde tasarımlar geliştirilmiştir [1468]. Yine aynı prensip kullanılarak Kim ve arkadaşları, tümleşik halde üç kısımdan meydana gelen yılan-sı sistemlere dair tasarım önerilerinde bulunmuştur (Şekil 6.6.d) [1469]. Bir başka çalışmada Mintenbeck ve arkadaşları, iki telin ileri geri hareketleriyle kontrol edilebilen, çok sayıda elemandan oluşan ve 4 serbestlik derecesine sahip robot tasarımı geliştirmiştir (Şekil6.6.c) [1470]. Sakes (DragonFlex tutucu), Sahlabadi, Morimoto, Kim ve Mentenbeck ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışma örnekleri "genel amaçlı konvansiyonel olmayan enstrüman üretimi" için verilmiştir.



Şekil 6.6 Konvansiyonel olmayan genel amaçlı medikal enstrüman örnekleri; (a) 7 serbestlik dereceli yönlendirilebilir laparoskopik tutucu (DragonFlex) [1466], (b) eş merkezli tüp yapısı [1471], (c) çift nitinol kablo sürüşlü bütünsel robot [1470], (d) yılansı sistem önerisi [1469], (e) farklı örtüşmeli tüp yapısı önerileri [1472]

"Geleneksel olmayan özel amaçlı medikal enstrümanlar" grubunu, araştırmacılar tarafından tanımlanan özel bir prosedür veya hastalığın tanısı veya tedavisinde eklemeli imalat sistemleri kullanılarak üretilmiş inovatif tasarımlar oluşturmaktadır. Chen ve arkadaşlarının çalışmasında, servikste (rahim ağzı) meydana gelen anormal hücre büyümesinin yol açtığı servikal neoplazinin (rahim kanseri başlangıcı) tedavisinde kullanılmak üzere yeni bir termo-koagülatör (ısıl pıhtılaştırıcı) tasarımı önerilmiştir (Şekil 6.7.a) [1473]. Menikou ve arkadaşları, kemik kanserinde ağrıların azaltılmasına yönelik yeni bir cihaz tasarımını, üç boyutlu yazıcı kullanılarak üretmiş oldukları MRI-uyumlu sistem içerisinde tanıtmıştır [1474]. Bir diğer çalışma örneğinde, dallanmış uçlu örtüşük tüp yapılı müdahale sistemi tasarımı geliştirilerek özellikle gastrointestinal tümör rezeksiyonlarında kullanılabilirliği, küçük böbrek tümörlerinin rezeksiyonunda kullanılabilirliği test edilmiştir [1475]. Tablo 6.6'da eklemeli imalatın genel ve özel amaçlı konvansiyonel olmayan enstrüman üretiminde kullanılmasına dair çalışma örnekleri gösterilmiştir.



Şekil 6.7 Konvansiyonel olmayan özel amaçlı medikal enstrüman örnekleri; (a) servikal neoplazi tedavisinde kullanılmak üzere tasarlanmış termo-koagülatör [1473], (b) kemik kanserinde ağrı azaltma amacıyla geliştirilen MRI uyumlu sistem [1474], (c) gastrointestinal tümör rezeksiyonunda kullanılması önerilen dallanmış uçlu örtüşük tüp sistemi [1476]

Tablo 6.6 Eklemeli imalatın genel ve özel amaçlı konvansiyonel olmayan enstrüman üretiminde kullanılmasına dair çalışma örnekleri [1477- 1485]

Eklemeli İmalat Yöntemi	Yıl	Klinik Uygulama	Sınıf	Ref.
VP	2017	Genel cerrahi	Genel amaçlı	[1477]
PJ	2017	Minimal invasif robotik cerrahi	Genel amaçlı	[1478]
SLM	2017	Genel cerrahi	Genel amaçlı	[1479]
FDM	2018	Transanal endoskopik prosedür	Genel amaçlı	[1480]
SLS	2017	Endoskopik cerrahi	Genel amaçlı	[1481]
FDM	2018	Histerektomi (rahmin tamamen alınması)	Özel amaçlı	[1482]
FDM	2014	Beyin tümörü	Özel amaçlı	[1483]
SLS	2012	Endoskopik sub-mukozal diseksiyon (inceleme amaçlı parça alımı)	Özel amaçlı	[1484]
FDM	2016	Endoskopik sub-mukozal diseksiyon (inceleme amaçlı parça alımı)	Özel amaçlı	[1485]

6.3 Metalik İmplant Üretimi

İmplantlar (veya biyo-implantlar), insan vücudu içerisinde bir biyolojik yapının değiştirilmesinde, hasarlı dokuların desteklenmesinde veya mevcut biyolojik yapının iyileştirilmesinde kullanılmak üzere üretilen medikal parçaların genel ismidir [1486]. İmplantların sınıflandırılması yapılırken çeşitli ortaklaştırma yöntemlerine başvurulabilir. Örneğin; vücut ile temas halindeki parçanın malzeme özelliklerine göre sınıflandırılma yapılacağında metalik ve metalik olmayan şeklinde gruplara ayrıldığını görebiliriz [1487]. İmplantın uygulama alanına göre yapılacak sınıflandırmalarda ise organ ve sistem implantları, kozmetik implantlar, elektriksel implantlar, doğum kontrol implantları, kardiyovasküler implantlar, ortopedik implantlar, dental implantlar, nörolojik sensör implantları gibi birçok grup karşımıza çıkabilmektedir [1488-1491].

İnsan vücudu; yalnızca belirli koşullar altında işlevselliğini sürdürebilen, hassas birçok sistem ve alt elemanlarının bir araya gelerek kompleks bir sistem halini alan narin bir organizasyon olarak düşünülebilir. Bu noktada, vücuda uygulanacak implantasyonun sahip olması gereken bir dizi özellik ortaya çıkmaktadır. Özellikle geometrik formları ve fonksiyonları ele alındığında, implantların özelleştirilmiş yapılara sahip olması gerektiği görülmektedir. Konvansiyonel implant üretim yöntemlerinde karşılaşılan zorluklar, günümüzde henüz aşılabilmiş değildir [1492]. Buna karşın eklemeli imalat yöntemlerinin yaygınlaşması ile, 200 yıla yakın zamandır uygulaması gerçekleştirilen çeşitli standartlaşmış metalik implantların yerini, çok daha karmaşık geometrilere sahip, vücut uyumluluğu ve malzeme seçeneği çok daha geniş implantlar almaya başlamıştır [1493].

6.3.1 Temel Kavramlar

İmplantların, vücut içerisindeki davranışlarını anlayabilmemiz için biyouyumluluk, biyomekanik dayanım ve biyobozunurluk olmak üzere üç temel kavramın öncelikli olarak anlaşılmış olması gerekmektedir.

6.3.1.1 Biyouyumluluk ve Non-Toksisite

Klinik seviyede bir implantın yüksek biyouyumluluk göstermesi, toksik içerik barındırmıyor olması, hücre aktivitelerinin güvenli ve pozitif yönde ilerleyebilmesini sağlaması gerekmektedir. Kullanılan malzeme içerisindeki bir kimyasalın veya kimyasal madde grubunun zehirli olması, canlı hücre ve organizmalarda olumsuz etkilerin ortaya çıkmasına neden olabilmektedir. Toksisite, bir madde içerisindeki toksin seviyesini ifade etmektedir [1494]. Bazı metal ve metalik bileşenler toksik veya sitotoksik özellik göstermektedir. Cıva, kurşun, kadmiyum gibi çoğu ağır metaller insan sağlığı için büyük tehlike teşkil etmekte olup organ ve hücrelere zarar verebilecek niteliktedir [1495]. Buna karşın bazı metaller insan vücudu için olmazsa olmaz mineralleri oluşturmaktadır. Bunlara örnek olarak krom, demir, berilyum, kobalt, baryum, lityum, stronsiyum, bor, molibden, bakır, tungsten, seryum, iyot gibi metaller verilebilir. Yine de olmazsa olmaz diye ifade ettiğimiz bu metallerin aşırı miktarları, toksik özellik gösterme eğilimindedir [1496]. Ayrıca, sulu ortamda kimyasal olarak bozulma (hidroliz gibi) eğilimi gösterdikleri için özellikle metal bileşimlerde her zaman için sağlık riski potansiyeli bulunmaktadır. İstemsiz olarak cereyan etmiş kimyasal reaksiyonlar sonucu bileşik haldeki non-toksik yapı ayrışarak, toksik elemanların ortaya çıkmasına veya çözdürülemeyen kalıntıların oluşmasına neden olabilmektedir [1497].

Biyouyumluluk, malzeme ile biyolojik konak arasındaki karmaşık etkileşimin karakteristiğini tanımlamakta kullanılan, davranış esaslı bir ifadedir. Malzemenin temel özelliklerinden ziyade (fiziksel özellikler, mekanik özellikler, elektriksel özellikler gibi), malzemenin canlı ortam ile etkileşim özellikleri ele alınmaktadır. Biyouyumlu malzeme ile canlı hücreler veya dokular arasındaki etkileşimin; yara iyileşmesi, rekonstrüksiyon, doku tümleşimi gibi pozitif gelişmelere izin veriyor olması gerekmektedir. Bu yüzden biyouyumluluk konseptinin izahında, başlangıçta yalnızca “toksik olmama” özelliği ile yetinilirken, günümüzde malzeme-doku arasındaki etkileşim üzerinde pozitif etkiye sahip olma gereksinimini de karşılayabiliyor olması beklenmektedir. Kısaca, bir malzemenin gerçekten biyouyumlu sayılabilmesi için yalnızca toksik olmaması yeterli gelmemekte, aynı

zamanda hücre ve dokuların gelişimine pozitif çevresel katkı sağlayabiliyor olması gerekmektedir [1498].

6.3.1.2 Biyomekanik Özellikler

Çeşitli metal alaşımları ve polimerik bileşimler, vücut içerisindeki bazı yük taşıyıcı bölgelerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Kullanılacak malzemelerin, yük taşıyıcı bölgelerdeki fiziksel kuvvetlere direnebilecek belirli değerlerde dayanım, elastikiyet, kırılma tokluğu, yorulma dayanımı gibi mekanik özelliklere sahip olması gerekmektedir. Aksi takdirde kırılma ve şekilsel bozulmalar meydana gelerek hastalarda çok ciddi problemler ortaya çıkabilmektedir [1499]. İlginç bir örnek olarak stres-kalkanlanmasını ele alalım. Stres kalkanlanmasında, kemiği desteklemek için yerleştirilen bir implant, kemiğe gelen yüklerin tamamını veya büyük çoğunluğunu kendi mekanik özellikleriyle karşıladığında, zaman içerisinde doğal kemiğin esas yükü taşıması gereken bölümlerinde yoğunluk azalması veya diğer bir deyişle istenmeyen zayıflama meydana gelmektedir [1500]. Bu zayıflamaya bağlı olarak implantın kemik içerisindeki sabitliği azalarak, implant-kemik arasında gevşeme meydana gelebilmekte ve bu durum da implantın işlevini kaybetmesine yol açabilmektedir. Ancak; uygun elastik modüle sahip malzemelerin kullanıldığı durumda, stres-kalkanlama davranışının önüne geçilebilmektedir. Süngerimsi kemiklerde elastik modül aralığı 22.4-132.32 MPa, kortikal kemiklerde ise 7.7-21.8 GPa olarak belirtilmektedir [1501]. İmplantların, insan vücudundaki uygulama bölgelerinde, o bölgelerdeki doğal yapının elastik modülünü taklit edebilir yakın değerleri sağlayabiliyor olması gerekmektedir. Örneğin, ticari saflıkta titanyum (cP-Ti) ve Ti-6Al-4V malzemelerinin elastik modülü 112-115 GPa dolaylarındadır. Kortikal kemiklerde belirtmiş olduğumuz değere kıyasla çok yüksek olan bu değerlerin, implant tasarımı aşamasında göz önünde bulundurularak hassas bir şekilde azaltılması çok kritik önem teşkil etmektedir [1502].

6.3.1.3 Geçici İmplant Uygulamaları için Biyobozunurluk

Son zamanlarda, eklemeli imalat teknolojileri kullanılarak düşük elastik modülüne sahip, yeni kemik gelişimine ve vaskülerizasyona imkan tanıyan açık hücresel

yapılarda metalik implantların üretimi üzerine bir çok akademik çalışma yürütülmektedir. Buna rağmen kalıcı implantların çok uzun süreli stabilizasyonuyla ilgili kaygılar devam etmektedir. Titanyum, kobalt-krom alaşımları gibi implant malzemeleri ne kadar zaman geçerse geçsin vücut içerisinde çözünme davranışı göstermez yani insan vücudu içerisinde kalıcı olarak yer alırlar. Bunun sonucu olarak bakteriyel enfeksiyonlar, uzun dönem endotelyal fonksiyon bozukluğu ve lokal kronik enflamatuar reaksiyonlar gibi riskler ortaya çıkarak hastaların yaşam kalitesi ciddi ölçüde olumsuz etkilenebilmektedir [1503]. Bazı vakalarda titanyum alaşımları, paslanmaz çelikler gibi biyo-bozunmayan malzemelerden yapılan implantlar, kemiklerin doğal gelişimini baskılayarak, hasta üzerinde ikincil bir cerrahi prosedür uygulanması zorunluluğunu ortaya çıkarmaktadır. Bu noktada biyo-bozunur malzemelerden yapılan implant uygulamaları, bahsetmiş olduğumuz problemlere çözüm oluşturabilecek niteliktedir. Biyobozunur implantlar, nihayetinde vücut içerisinde kaybolarak, yerini yeni oluşan dokulara bırakmaktadır. Biyobozunurluk özelliği; özellikle kemik fiksasyon elemanları ve vasküler stentler gibi geçici implant uygulamalarında aranan bir özellik olup, en yaygın kullanılan metalleri magnezyum, demir ve çinko esaslı metalik alaşımlar meydana getirmektedir. Bozunma hızı, biyo-bozunur implantlarda önemli bir faktördür. Daha sonrasında detaylandırılacak olan magnezyum, demir ve çinko alaşımlarının biyo-bozunma süreleri sırasıyla 300-500 μm/yıl [1504], 5-50 μm/yıl [1505] ve 20-300 μm/yıl [1506] olarak belirtilmektedir.

6.3.1.4 Porozitenin Biyouyumluluk, Biyomekanik ve Biyobozunurluk Özelliklerine Etkisi

Porozite, katı yapı içerisindeki boşluk hacminin yüzdesidir ve (6.1)'de gösterilen gravimetrik metotla hesaplanmaktadır [1507]:

$$\% P = (1 - \rho_{yapı} / \rho_{malzeme}). 100 \qquad (6.1)$$

Kemik dokusu, osteoblast hücrelerin sıralanmasıyla meydana gelen açık-hücreli, poröz kompozit yapıda olup, kompakt (kortikal) ve süngerimsi kemik olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Kompakt kemik, daha düşük poroziteye ve daha yüksek sertliğe sahip olan dış bölümdür. Kompakt kemiğin iç kısmında ise, iç bağlantılara

sahip, yüksek gözeneklilik yapısında ve daha düşük dayanıma sahip süngerimsi kemik dokusu bulunmaktadır. Süngerimsi kemikte porozite %30-95, por boyutları 200-1000 μm aralığındadır. Günümüzde bu porozite yapısının elvermiş olduğu proliferasyon gibi hücresel aktivasyonların sağlanması adına süngerimsi kemik yapısının taklit edilebildiği çeşitli implant ve doku iskelesi tasarımlarının eklemeli imalat yöntemleriyle üretilmesi mümkün hale gelmiştir [1508].

Yüksek porozite seviyesine sahip biyomedikal implant ve cihazlar üzerine ilginin her geçen gün arttığını söyleyebiliriz. Özellikle kemik rejenerasyonu göze alındığında, poröz yapılar yüksek biyo-uyumluluk davranışlarının elde edilebilirliğine imkan tanımaktadır [1509]. Kuboki ve arkadaşları, fareler üzerinde morfojenetik proteinlerle (kemik oluşumunu başlatan sinyal molekülü) başlatılan osteogenezi, tam dolu katı ve poröz hidroksiapatit varlığında incelemiş ve osteogenezin yalnızca poröz yapılarda geliştiğini raporlamıştır [1510]. Bir poröz yapının biyo-uyumluluk bağlamında yeterlilik gösterebilmesi için; hücre mobilitesine ve dağılımına izin vererek kan damarlarının oluşabilmesine olanak sağlayan açık-hücreli ve iç bağlantılı yapıda olması gerekmektedir [1511]. Hücre boyutlarına bağlı olarak, kemik hücrelerinin osteogenez için rahatça hareket edebilmesi adına, kemik ilerleyişi için gereken minimumum por boyutlarının 100 μm ve daha büyük çaplarda olması gerektiği Vahidgolpayegani ve arkadaşlarının çalışmasında belirtilmektedir [1512]. 100 μm'dan daha yüksek boyutlardaki porlarda; por boyutları büyüdükçe hücre proliferasyonu, por boyutları küçüldüğünde ise hücre tutunmasının güçlendiği ifade ifade edilmektedir [1513].

Porozite miktarının artması her ne kadar biyo-uyumluluk açısından birçok avantajı beraberinde getirse de, özellikle ortopedik implant uygulamalarında yük dayanımı gerekliliği gibi mekanik beklentiler söz konusu olunca bazı kısıtlamalar ortaya çıkabilmektedir. Porozite genellikle mekanik özelliklerle ters orantılıdır. Bazı durumlarda, por boyutlarının artmasıyla birlikte cidar kalınlıklarının incelmesine bağlı olarak elastik modülü ve akma dayanımında azalma meydana gelmektedir [1514]. Biyouyumluluk ile mekanik özelliklerin dengelenmesi, üstün özelliklere sahip biyomalzemelerin geliştirilmesindeki önkoşuldur.

Geçici implant uygulamalarında kullanılan biyomalzemelerin, kemik dokusu rejenerasyonunu destekleyecek münasip bozunma hızlarına sahip olmaları gerekmektedir. İmplantın bozunma hızı, malzemenin korozyon direncine bağlı olup, o malzemeye ait kimyasal ve fiziksel karakteristiklere bağlı değişiklik göstermektedir. Malzemenin porozite miktarı, korozyon hızı üzerinde çok önemli etkiye sahiptir. Porozite miktarının azaltılması, spesifik yüzey alanının da azalmasına yol açacağından, malzemenin korozyon direnci artış göstermektedir. Bu davranış tam tersi durumda da geçerlidir. Yani porozite miktarının artmasına bağlı olarak spesifik yüzey alanı artış göstermekte ve malzemenin korozyon direnci azalmaktadır. Korozyon hızı (6.2)'deki denklemle ifade edilebilmektedir:

$$R \text{ (korozyon oranı,hızı) } (\mu g/gün) = (M_{ilk} - M_{son})/ t_{daldırma} \ (\mu g/gün) \qquad (6.2)$$

6.3.2 Biyouyumlu Metalik İmplantlar

Ortopedik implant uygulamalarındaki temel amaç, kusurlu dokuların desteklenmesi, ağrıların azaltılması ve hastanın yaşam kalitesinin iyileştirilmesidir. Uygulama yerine göre uygun implant malzemesinin seçimi son derece kritik bir öneme sahip olup, doktor/cerrah tarafından düzgün belirlenmiş olmalıdır. Metaller, seramikler ve polimerler protez uygulamalarında kullanılan temel malzeme gruplarını oluşturmaktadır. Saf titanyum ve titanyum alaşımları, cerrahi sınıf paslanmaz çelikler, krom-kobalt alaşımları; en yaygın kullanıma sahip biyouyumlu metalik implant malzemeleridir [1515].

6.3.2.1 Saf Titanyum ve Titanyum Alaşımları

İmplant üretiminde titanyum ve alaşımlarının tercih edilmesindeki temel sebep, malzemenin yüksek dayanım/yoğunluk oranına, korozyon direncine ve kırılma davranışına ilişkin gelişmiş mekanik özelliklere ve tabi ki yüksek biyouyumluluk karakterine sahip olmasıdır. Ticari saflıktaki (cP-Ti) ve Ti-6Al-4V alaşımı, implant üretimindeki temel titanyum esaslı malzemelerdir. Titanyum bir geçiş elementidir ve 1670^{o}C dolaylarında ergime sıcaklığına sahiptir. 882 ^{o}C sıcaklıkta katı halde β-dönüşümü (allotropik katı faz dönüşümü) gerçekleşerek, hekzagonal sıkı paket (HSP) yapıdaki α fazı, hacim merkezli kübik yapıdaki (HMK) β-fazına dönüşmeye başlar. Stabil ve inert oksit katmanı sayesinde (kendiliğinden yüzeyde oluşur) ticari

saflıktaki titanyumun korozyon direnci ve biyouyumluluğu artarak, çeşitli kaynaklarda insan vücuduna en uygun metal olarak değerlendirilen hali alır [1516]. Saf titanyum içerisine alümiyum, karbon, oksijen, azot, bor gibi α-stabilizörler veya demir, molibden, vanadyum, krom, nikel, bakır, tungsten, kobalt, niyobyum, tantal gibi β-stabilizörler eklenerek α-> β dönüşüm sıcaklıkları değiştirilebilmektedir. Bu yüzden titanyum alaşımları kimyasal kompozisyon ve allotropik yapılarına göre α, yakın α (α'), yarı kararlı β, β, α+β alaşımları olarak sınıflandırılmaktadır [1517]. α fazında titanyum, yumuşak ve şekil verilebilirdir. β fazında ise sert, dayanıklı ve şekil verilebilirliliği zordur. İmalat prosesinin koşulları (ısıl işlem, termomekanik işleme koşulları, vb.) ve kimyasal bileşenler (stabilizörler), mekanik özellikler üzerinde doğrudan tesire sahiptir. Tablo 6.7'de biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılan titanium alaşımlarının bazı mekanik özellikleri gösterilmiştir.

Tablo 6.7 Biyomedikal uygulamalarda yaygın kullanılan titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri [1518]

Alaşım	Mikroyapı	E (GPa)	A.D. (MPa)	Ç.D. (UTS) (MPa)
cP-Ti	α	105	692	785
Ti-6Al-4V	α + β	110	850-900	960-970
Ti-6Al-7Nb	α + β	105	921	1024
Ti-5Al-2.5Fe	Yarı-kararlı β	110	914	1033
Ti-15Mo-5Zr-3Al	Yarı-kararlı β	82	771	812
Ti-13Nb-13Zr	α' + β	79	900	1030
Ti-35Nb-5Ta-7Zr	Yarı-kararlı β	55	530	590

Günümüzde geleneksel ortopedik implant uygulamalarının neredeyse %90'ında cP-Ti ve Ti-6Al-4V alaşımları kullanılmaktadır. Daha öncesinde ele almış olduğumuz stres-kalkanlanması gibi problemlerin yaşanmaması adına eklemeli imalat teknolojileri sayesinde tam dolu implantlar yerine, poröz yapıda veya elastik modülü optimize edilmiş yapıda implantların üretimi gerçekleştirilebilmektedir.

Titanyum esaslı implantların üretiminde en yaygın olarak başvurulan eklemeli imalat teknolojileri içerisinde seçici lazer ergitme (SLM), elektron demetli ergitme (EBM) ve lazer metal biriktirme (LMD) sistemleri öne çıkmaktadır [1519]. Bu bölümün devamında, eklemeli imalat yöntemleri kullanılarak gerçekleştirilen titanyum implant çalışmalarına dair örneklerin verilmesi hedeflenmiştir (Tablo 6.8-Tablo 6.11).

Tablo 6.8 Arabnejad ve ark. tarafından gerçekleştirilen, SLM prosesi ile Ti-6Al-4V femoral sap implant üretimi çalışması [1520]

Yöntem	Cihaz	Malzeme	Uygulama/ Parça
SLM	Renishaw AM250	Ti-6Al-4V	Kalça replasmanı/ (femoral sap)
Detaylar: * Lazer: 200 W, 60 J/ mm^3, Ø70 µm * Toz: Gaz atomizasyonu, 15-50 µm * Katman Kalınlığı: 30 µm * Proses Koşulları: 720^oC, 2 sa			
Sonuçlar: * Poröz bölmelerde, kemik gelişimi için en ideal por boyutlarının 500 µm olduğu belirtilmektedir. * Sonlu eleman analizleri sonucunda, tam dolu implantlara kıyasla stres kalkanlanması probleminin %75 ve üstü oranlarda azaltıldığı belirtilmektedir.			



Şekil 6.8 Arabnejad ve ark. üretmiş oldukları Ti-6Al-4V femoral sap [1520]

Tablo 6.9 Ameen ve ark. tarafından gerçekleştirilen, EBM prosesi ile Ti-6Al-4V (ELI) kraniyofasiyal plaka implant üretimi çalışması [1521]

Yöntem	Cihaz	Malzeme	Uygulama/ Parça
EBM	ARCAM A2	Ti-6Al-4V (ELI)	Kraniyofasiyal rekonstrüksiyon/ (kafatası plakası)
Detaylar: * Elektron Demeti: 60 kV, 4.8 kW, I= 17mA, Ø100-400 µm * Vakum: 1 x 10^{-3} mbar * Toz: Gaz atomizasyonu, 53-107 µm, d_{50}= 75 µm * Katman Kalınlığı: 50 µm * Proses süresi: 8 saat imalat, 3-4 saat soğutma, 1 saat son işlem			
Sonuçlar: * Doktorlardan alınan bilgi doğrultusunda hastanın başını yastığa koyduğunda oluşan 50 N ve 30 m/s hızda bir tenis topunun çarptığı durumda oluşan 1780 N'luk kuvvetlerin FEA ile implant tasarımına uygulandığı, implantın bundan çok daha yüksek değerlere direnç gösterebildiği belirtilmektedir. * 2500 N'luk kuvvete dayanabilecek özellikte implant tasarımında 0.5 mm et kalınlığının yeterli olacağı belirtilmektedir.			



Şekil 6.9 Ameen ve ark. üretmiş oldukları Ti-6Al-4V (ELI) kraniyofasiyal plaka [1521]

Tablo 6.10 Dinda ve ark. tarafından gerçekleştirilen, LMD prosesi ile Ti-6Al-4V mandibular implant üretimi çalışması [1522]

Yöntem	Cihaz	Malzeme	Uygulama/ Parça
LMD	İç üretim	Ti-6Al-4V	Mandibular rekonstrüksiyon/ (Ramus-kondil)
Detaylar: * Lazer: 6 kW CO_2, Ø 0.5 mm, 300 W (işlem) * Atmosfer: He + Ar (karışım) * Toz: Gaz atomizasyonu, 60-120 µm, d_{50}= 84 µm * Katman Kalınlığı: 250 µm * Ek Operasyon: 950 - 1050 ^{o}C Isıl işlem			
Sonuçlar: * Yüzey pürüzlülüğünün ek işlemsiz 25 µm, kumlama sonucu 12 µm ve kimyasal dağlama (10 mL HNO_3, 5 mL HF, 85 mL su) sonucu 8 µm oldupu belirtilmektedir. * Oda sıcaklığında yapıda α + β fazları oluşmuştur. * Parçanın çekme ve akma dayanımları, ASTM'nin belirtmiş olduğu 896 ve 827 MPa sınır değerlerin üstünde 1163 ve 1105 MPa olarak ölçülmüştür.			



Şekil 6.10 Dinda ve ark. üretmiş oldukları Ti-6Al-4V ramus implantı [1522]

Tablo 6.11 Lazer (L-PBF) ve elektron demeti (E-PBF) kullanımlı eklemeli imalat sistemleriyle gerçekleştirilen titanyum implant uygulama örnekleri [1523- 1532]

İmplant Uygulaması	Yöntem	Malzeme	Tasarım	İnceleme Konusu	Ref.
Kalça	L-PBF	Ti-6Al-4V	Stem(sap) komponenti	Statik ve dinamik yük tepkisi	[1523]
Kalça	E-PBF	Ti-6Al-4V	Poröz yapıda asetabular başlık	Prototip üretilebilirliği	[1524]
Kalça	E-PBF	Ti-6Al-4V	Femoral stem	Yorulma dayanımı	[1525]
Kraniyal	L-PBF	Ti-6Al-4V	Poröz yapıda kraniyal kirişler	Pozisyon değerlendirmesi	[1526]
Maksiyal	L-PBF	Ti-6Al-4V	Özgün fiksasyon plakası	Cerrahi kılavuz üretimi	[1527]
Distal tibiyal	L-PBF	cP-Ti	Özelleştirilmiş poröz kiriş	Kalkaneal kırıklarda uygunluk	[1528]
Klaviküla	E-PBF	cP-Ti	Vida kılavuzu ve kemik destekleyici	Doğrudan uygulama ve 3 aylık periyotlarda kontrol	[1529]
Pelvis	L-PBF	Ti-6Al-4V	Kontralateral pelvis taklidi	Doğrudan uygulama	[1530]
Sternokostal	E-PBF	Ti-6Al-4V	Kaburga çubukları ve klempi	Fonksiyonel sonuçlar, imalat parametreleri	[1531]
Vertebral kafes	E-PBF	Ti-6Al-4V	Özelleştirilmiş kafes ve fiksasyon delikleri	Doğrudan uygulama	[1532]

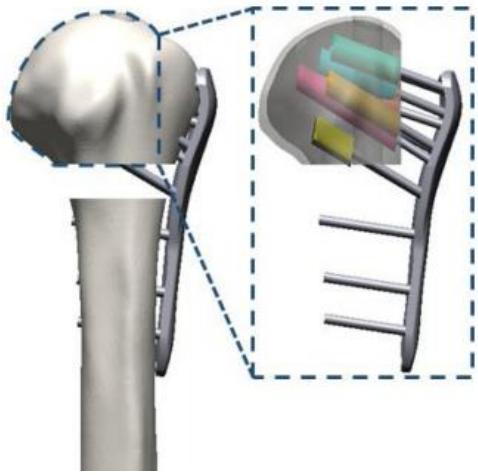
6.3.2.2 Paslanmaz Çelik

Paslanmaz çelikler içerisinde östenitik 316L, en yaygın kullanıma sahip implant malzemesidir. Ayrıca 316L, özellikle kısa süreli implant, osteosentez (kırık kemik uçlarının metalik, sentetik veya organik araçlarla, değişik yöntemlere göre birleştirilip tespit edilerek kemik bütünlüğünün sağlanmasına yönelik yapılan

ameliyat) ve fiksasyon (plaka, vida, çivi, vb.) uygulamalarında ilk olarak tavsiye edilen metaller arasındadır. İlk zamanlar özellikle total kalça replasmanı (THR) için üretilen femoral komponentlerin (femoral sap) neredeyse tamamı östenitik 316L paslanmaz çeliktir [1533]. İçeriğindeki düşük karbon miktarına bağlı olarak 316L çelikler, makul seviyede korozyon direncine sahiptir. Ancak, vücut içerisinde yüksek gerilme ve oksijen yetersizliği bulunan bölgelerde korozyona uğrayabilmektedir [1534]. 316L dışında, bazı ferromanyetik paslanmaz çelik alaşımlarında da çukurcuk, gerilme korozyonu dirençlerinin oldukça yüksek olduğunu görebiliriz. 316L çeliklerindeki karbon içeriğinin düşük olması, insan vücudu içerisindeki tuzlu ortamlara karşı korozyon direnci gösterebilmesinin temel nedenidir. Diğer paslanmaz çelikler de göz önünde bulundurulduğunda, ASTM tarafından implant üretiminde kullanılması tavsiye edilen tek paslanmaz çelik 316L'dir. Nikel ve molibden gibi alaşım elementleri, 316L içerisinde korozyon dayanımını artırıcı etki göstermektedir. Buna karşın yapı içerisindeki nikelin belirli bir seviyeden fazla olması, birçok insanda alerjik reaksiyonlarla karşılaşma tehlikesi yaratmaktadır. Speidel ve arkadaşlarının yapmış olduğu araştırmada, genç kadın ve erkek deneklerin nikel hassasiyeti incelenmiş ve kadınlar için %20, erkekler için %4 oranında nikel alerjisinin varlığı gözlemlenmiştir [1535]. Tablo 6.12 ve Şekil 6.11'de Tilton ve arkadaşlarının yapmış olduğu, DMLS prosesiyle 316L proksimal humerus fiksasyon implantı üretim çalışması gösterilmektedir [1536].

Tablo 6.12 Tilton ve ark. tarafından gerçekleştirilen, DMLS prosesi ile 316L proksimal humerus fiksasyon implantı üretimi çalışması [1536]

Yöntem	Cihaz	Malzeme	Uygulama/ Parça
DMLS	ProX DMP 320	316L	Proksimal humerus/ (omuz fiksatörü)
Detaylar: * Lazer: Destek kısımları 125W, parça kısımları 300 W * Atmosfer: Ar * Toz: Gaz atomizasyonu, 40-63 µm * Katman Kalınlığı: 60 µm * Ek Operasyon: Ön ısıtma yok			
Sonuçlar: * Poisson oranının Y yönünde çekme ile Z yönünde çekme uygulandığı durumda %40'a kadar fark oluşacak anizotropik davranış gözlemlenmiştir. * Ön-ısıtma uygulanmadığı için artık gerilmeler fazladır, ısıl işlemle giderilebilir. * FEA ve reel statik yük uygulamalarıyla, parçanın biyomekanik dayanımının uygulama gerekliliklerini karşılayabilecek nitelikte olduğu belirtilmektedir. * Biyouyumluluk testleri gerçekleştirilmemiştir, çalışma yalnızca mekanik özellik incelemesiyle sınırlıdır.			



Şekil 6.11 Titon ve ark. 316L omuz fiksasyon implant modeli (sanal görünüm) [1536]

316L paslanmaz çeliklerin yük altında ve F^-, Cl^- içeren ortamlarda bulunması durumunda, uzun vadede çukurcuk korozyonu riski bulunmaktadır. Ayrıca nikel kaynaklı alerjen potansiyeli de 316L'nin doğrudan uygulamalarında risk teşkil etmektedir. Bu nedenle implant uygulamalarında kullanılacak 316L parçalar genellikle kaplama uygulamalarına tabi tutulmaktadır. Bu kaplamalar çinko-hidroksiapatit katkılı MWCNT'ler [1537], polipirol-hidroksiapatit filmler [1538], demir esaslı biyocamlar [1539], polikaprolakton (PCL)-jelatin kompozitler [1540], seryum katkılı niyobyum oksitler [1541], MgO/Tb/Eu katkılı HA [1542] filmler gibi çok geniş aralıklarda biyouyumlu malzemelerin bir arada kullanılmasıyla gerçekleştirilmektedir. Kaplama uygulamalarının, tez kapsamındaki eklemeli imalat teknolojileriyle doğrudan ilişkisi bulunmadığı için konu üzerine detaylandırmalar, literatür araştırmasıyla elde edilebilir.

6.3.2.3 Kobalt-Krom Alaşımları

316L'nin korozyona uğrama ve alerjik reaksiyon başlatma riskleri, titanyumun düşük aşınma dayanımına bağlı olarak sürtünmeli temaslarda (tribolojik temas) oluşturduğu riskler göz önüne alındığında, yaygın olarak kullanılan bir diğer metalik implant malzemesi grubunu Co-Cr alaşımları oluşturmaktadır. Kobalt esaslı alaşımların implant uygulamalarında kullanılması ilk kez 1930'lu yıllarda, implant üretimi yapan Howmedica firması tarafından gerçekleştirilmiştir. Vitalyum ismi verilen (%65 Co, %30 Cr, %5 Mo) malzemenin geliştirilmesiyle kırıkların fiksasyonunda kobalt esaslı alaşımların kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır [1543]. Bünyesindeki Cr_2O_3 oluşumuna bağlı olarak Co-Cr alaşımlarında yüksek mekanik dayanım ve klorlu ortamlara karşı korozyon direnci gözlenmektedir. Co-Cr parçalar, yüksek rijitlik, parlaklık ve aşınma dayanımına sahiptir. Özellikle molibden içeriği zengin Co-Cr alaşımları (Co-Cr-Mo, ASTM F75) diz implantlarında, metal-metal kalça eklemlerinde, dental protezlerde, distal femoral implantasyon uygulamalarında en yaygın kullanılan Co-Cr alaşımlarını oluşturmaktadır [1544]. Kobalt esaslı alaşımlar; içeriğindeki Cr, W, Ta, Ti, Zr gibi elementlerin miktarına bağlı olarak nispeten yüksek ergime sıcaklıklarına sahiptir. Mikroyapı, kobaltça zengin katı çözelti matris ve tane içi/ tane sınırlarında çökelmiş Cr_7C_3, $M_{23}C_6$ gibi karbürlerden meydana gelmektedir [1545]. Tablo 6.13'te biyomedikal alanda en sık

kullanılan dört farklı kobalt alaşımına ait kimyasal ve mekanik özellikler gösterilmiştir [1546].

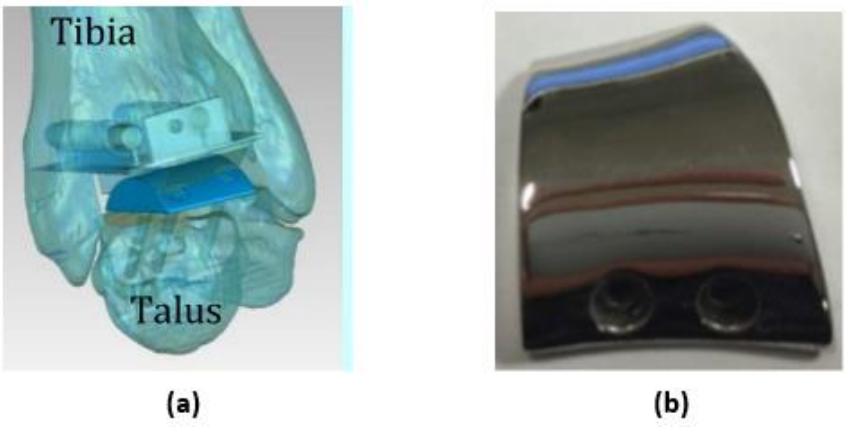
Tablo 6.13 Biyomedikal alanda en sık kullanılan 4 kobalt alaşımına ait kimyasal kompozisyon ve mekanik özellikler [1546]

Elementler (%)	**ASTM F75**		**ASTM F799**	**ASTM F90**		**ASTIM F562**	
Co	58.9 - 69.5		58 - 59	45.5 – 56.2		29.0 – 38.8	
Cr	27.0 – 30.0		26.0 – 30.0	19.0 – 21.0		19.0 – 21.0	
Mo	5.0 – 7.0		5.0 – 7.0	-		9.0 – 10.5	
W	0.2		-	14.0 – 16.0		-	
Ni	2.5		1.0	9.0 – 11.0		33.0 – 37.0	
Mn	1.0		1.0	2.0		0.15	
Si	1.0		1.0	0.4		0.15	
Fe	0.75		1.5	3.0		1.0	
C	0.35		0.35	0.15		0.025	
N	0.25		0.25	-		-	
Mekanik Özellik	**Döküm + Tav**	**Toz Metalurjisi (HIP)**	**Sıcak Dövme**	**Tavlı**	**Soğuk İşleme**	**Sıcak Dövme**	**Soğuk İşleme + Yaşlandırma**
E (GPa)	210	253	210	210	210	232	232
A.D (MPa)	450	841	896-1200	448-648	1066	965-1000	1500
Ç.D (MPa)	655	1277	1399-1586	951-1220	1896	1206	1795

Co-Cr alaşımlarından üretilen parçalar yüksek dayanım, korozyon direnci, aşınma ve yüksek sıcaklık direncine sahip olmakla birlikte yüksek biyouyumluluk davranışı göstermektedir. Buna bağlı olarak özellikle yük gören implant uygulamalarında ideal malzemeler arasında öne çıkmaktadır. Co-Cr alaşımları günümüzde en yaygın olarak oral ve dental restorasyon uygulamalarında tercih edilmektedir [1547]. Co-Cr alaşımlarının eklemeli imalatla üretimi üzerine yapılan öncül çalışmalardan birisi olan Espana ve arkadaşlarının araştırmasında; merkezi poröz yapıda ve duvarları tam dolu olmak üzere ortalama porozite miktarı %10-18 CoCrMo alaşımlarının üretimi LENS prosesiyle gerçekleştirilmiş ve numunelerin elastik modülünün 33-43 GPa aralığında olduğu raporlanmıştır [1548]. Co-Cr alaşımlarının yaygın olarak işlendiği bir diğer eklemeli imalat prosesi de SLM prosesidir. Hazelhurst ve arkadaşları, Co-Cr-Mo tozları kullanarak SLM prosesiyle %25-95 porozite aralıklarında çeşitli hücresel yapıların üretimini gerçekleştirmiştir. Elde edilen parçaların rijitlik ve dayanımı, insan femurundaki kortikal ve süngerimsi kemik dokusunun rijitlik ve dayanımına oldukça yakın değerlerde elde edilmiştir. Sonuç olarak poröz implant yapılarının kullanılmasıyla, Co-Cr-Mo malzemesinin tam yoğunluklu haline kıyasla daha uygun elastik modüllere ulaşılabildiği, elastik modülün poröz yapının geometrisine bağlı olarak %80'lere kadar indirgenebildiği ve potansiyel stres-kalkanlanması probleminin önüne geçilebileceği belirtilmiştir [1549]. Co-Cr alaşımlarının yaygın olarak kullanıldığı üçüncü eklemeli imalat prosesi ise EBM prosesidir. Takashima ve arkadaşları, Co-Cr-Mo tozları kullanarak EBM sistemiyle çeşitli parçaların üretimini gerçekleştirmiş ve parçaların mikroyapısal ve mekanik özelliklerini incelemiştir [1550]. Tablo 6.14 ve Şekil 6.12'de Liverani ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen, SLM prosesi ile Co-Cr talus implantı üretim çalışması gösterilmektedir [1551]. Tablo 6.15 ve Şekil 6.13'te ise Murr ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen, EBM prosesi ile Co-Cr-Mo femoral kep implantı üretimi çalışması, konuya dair diğer bir örnek olarak gösterilmiştir [1551, 1552].

Tablo 6.14 Liverani ve ark. tarafından gerçekleştirilen, SLM prosesi ile Co-Cr talus implantı üretimi çalışması [1551]

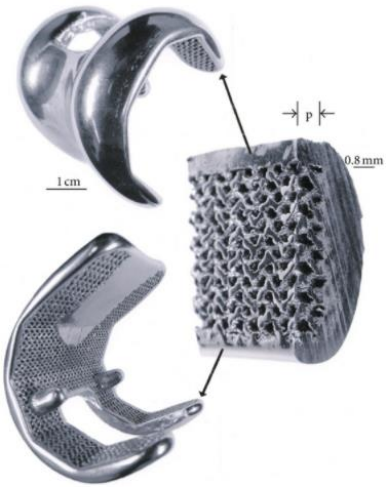
Yöntem	Cihaz	Malzeme	Uygulama/ Parça
SLM	MYSINT 100	Co-Cr	Ayak bileği antroplastisi/ Talus implantı
Detaylar: * Lazer: Yb-fiber, 150W, Ø 50 µm * Atmosfer: Azot + %0.2 O_2 * Toz: Küresel, 15-45 µm * Katman Kalınlığı: 20 µm * Ek Operasyon: Parlatma			
Sonuçlar: * Kadavradan alınan veriler doğrultusunda hastaya özgün 3 farklı tasarımda talus implantı üretilmiştir. * Kontrol gruplarında parça yoğunluğuna etki dağılımı yapıldığında tarama hızının %64, ızgara mesafesinin %12 ve lazer gücünün %24 tesire sahip olduğu belirtilmiştir. * Lazer gücü, tarama hızı değiştirilerek yapılan imalatlarda parçaların çekme dayanımının 573-815 MPa aralığında, basma dayanımının 771-874 MPa aralığında olduğu raporlanmıştır. * Katılaşma kusurlarının 126 W lazer gücü, 700 mm/sn, ızgarama mesafesi 50 µm seçildiğinde minimum seviyede olduğu belirtilmektedir.			



Şekil 6.12 Liverani ve ark. üretmiş oldukları Co-Cr talus implantı; (a) model, (b) parça [1551]

Tablo 6.15 Murr ve ark. tarafından gerçekleştirilen, EBM prosesi ile Co-Cr-Mo femoral kep implantı üretimi çalışması [1552]

Yöntem	Cihaz	Malzeme	Uygulama/ Parça
EBM	Arcam A2	Co-Cr-Mo	Total diz implantı/ Femoral başlık
Detaylar: * Elektron Demeti: 60 kV, 4.8 kW, I= 17 mA, Ø100-400 µm * Atmosfer: Vakum 2.10^{-3} mbar * Toz: Küresel, 40 µm, T_{erg}=1430 ^{o}C * Katman Kalınlığı: 50 µm * Ek İşlem: Parlatma + 1200 ^{o}C 4 sa HIP + 1220 ^{o}C 4sa homojenizasyon			
Sonuçlar: * Kemik gelişimine izin veren poröz yapıda özelleştirilmiş Co-Cr-Mo implantların EBM ile üretilebilirliği gözlemlenmiştir. * EBM ile üretilen parçanın ilk halinde özellikle tane sınırlarına çökelmiş $Cr_{23}C_6$ karbürler oldukça fazladır. * Poröz yapının tasarım optimizasyonuyla kortikal ve süngerimsi kemik dokuların elastik modüllerine yakın sonuçlar elde edilebilmiştir.			



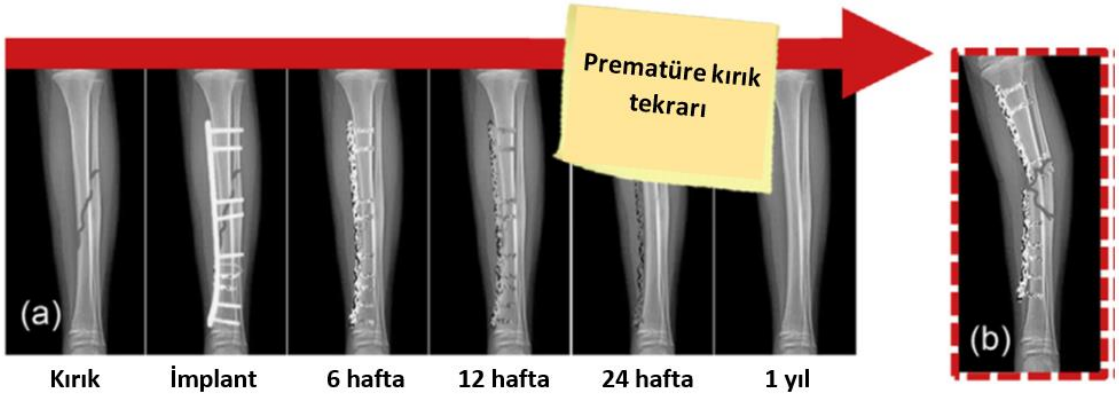
Şekil 6.13 Murr ve ark. üretmiş oldukları Co-Cr-Mo femoral başlık implantı [1552]

6.3.3 Biyobozunur Metalik İmplantlar

Biyobozunur metaller, in vivo ortamda yavaş yavaş çözünmesi ve en sonunda geride artık malzeme bırakmayarak tamamen kaybolması, oluşan korozyon ürünlerinin konak ortam ile uygun etkileşime girmesi beklenen metal ve alaşımlarıdır. Bu yüzden bir biyobozunur metal alaşımının vücut tarafından metabolize edilebilecek temel metalik elementleri (mineral) içeriyor olması gerekmektedir. Malzeme bilimi perspektifinden biyobozunur metalik malzemeler saf metaller, biyobozunur alaşımlar ve biyobozunur metal matrisli kompozitler olmak üzere üç temel sınıfa ayrılmaktadır. Günümüzde biyobozunur metal malzemeler içerisinde en yaygın olarak magnezyum alaşımları, çinko alaşımları ve demir esaslı bazı alaşımlar kullanılmaktadır [1504].

6.3.3.1 Magnezyum Alaşımları

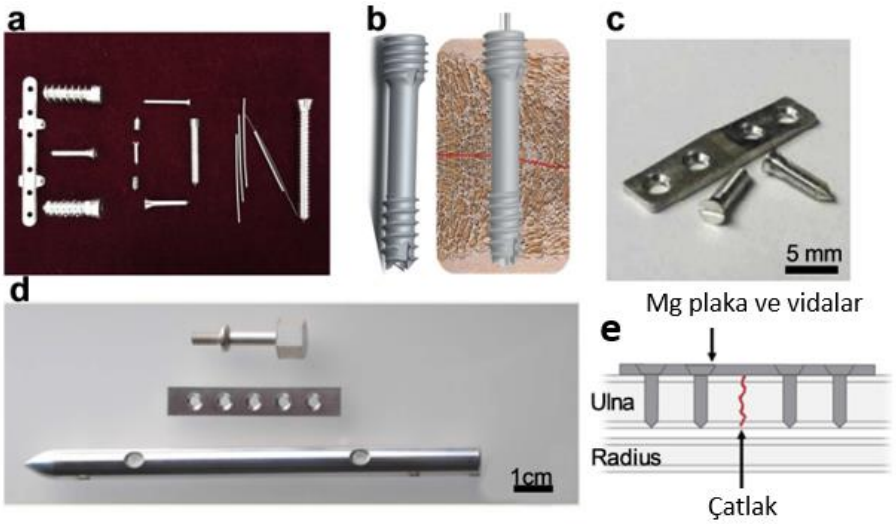
Ortopedi, kardiyoloji, respiroloji, üroloji gibi birçok alanda magnezyum alaşımlarının kullanılması biyobozunurluk bağlamında büyük potansiyel teşkil etmektedir [1553]. Magnezyumun öncelikli avantajı, kendisinden üretilecek parçaların bir müddet sonra vücut içerisinde tamamen kaybolabilmesine bağlı olarak uzun dönem implant komplikasyonlarının önlenebilmesidir. Ayrıca biyobozunur Mg alaşımlarının elastik modülü, kemik dokularının sahip olduğu elastik modüle oldukça yakın değerlerdedir ve buna bağlı olarak stres kalkanlaması problemi yüksek oranda engellenebilmektedir. Özellikle kırık fiksasyonları ve doku iskelesi uygulamalarında MgCa alaşımlarının yaygın olarak kullanıldığı görülmektedir [1555]. Vida ve pim gibi küçük ölçekli uygulamalarda her ne kadar başarılı sonuçlar alınmış olsa da, daha büyük ve yük altında çalışan kısımlarda dayanım ve korozyon dengesinin hassas olarak ayarlanabilmesi oldukça zordur. Şekil 6.14'te biyobozunur Mg fiksasyon çalışmaso örneği gösterilmiştir [1558].



Şekil 6.14 Biyobozunur Mg fiksasyon örneği; (a) normal süreç, (b) prematüre kırık tekrarı [1558]

Biyobozunur alaşımların korozyon hızının düşürülmesinde kaplama, alaşımlama ve yüzey işlemleri gibi teknolojilerden faydalanılmaktadır. Kaplama uygulamalarında çatlak ve eşit olmayan kırık oluşumu riski bulunmaktadır. İmplant yüzeyine yapılan kaplamalar birkaç haftadan birkaç aya kadar öngörülebilir çözünme gösterse de, kemiğin iyileşme sürecinde eşik değerin belirlenmesi çok zordur. Kaplamanın çözülmesiyle implant alaşımının kontrolsüz bozunma süreci başlar ve o bölgede aşırı hidrojen gazı oluşumuna bağlı olarak implantın mekanik dayanımı düşüşe geçer [1556]. Alaşımlama uygulamalarında en ümit veren katkıları nadir toprak elementleri oluşturmaktayken, uzun dönem biyouyumluluk davranışları üzerinde henüz yeterli araştırma ve veri bulunmamaktadır. Ayrıca alaşım elementlerinin ilavesiyle ortaya yeni toksisite riskleri çıkabilmektedir [1557].

Magnezyum alaşımlarının eklemeli imalatla üretimi genellikle toz yataklı füzyon prosesleri (PBF), tel beslemeli ark kaynağı prosesleri (DED-WAAM), malzeme ekstrüzyonu (ME) ve malzeme püskürtme (MJ) prosesleri ile gerçekleştirilmektedir [1559- 1562]. Şekil 6.15'te çeşitli eklemeli imalat yöntemleriyle üretilmiş fiksasyon vida, pim ve plakaları gösterilmiştir [1563]. Ayrıca Tablo 6.16'da; magnezyum esaslı biyobozunur implant malzemelerinin eklemeli imalatla üretimi üzerine literatürde bulunan çalışma örnekleri verilmiştir.



Şekil 6.15 Eklemeli imalatla üretilmiş Mg fiksasyon vida, pim ve plakaları [1563]

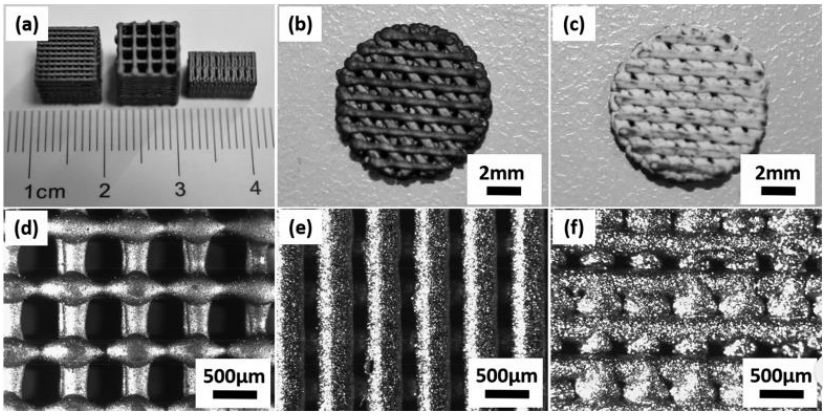
Tablo 6.16 Magnezyum esaslı biyobozunur implant malzemelerinin eklemeli imalatla üretimi üzerine literatürde bulunan çalışma örnekleri [1561, 1564- 1572]

Proses Sınıfı	Teknoloji	Malzeme	İnceleme Konusu	Ref.
PBF	SLM	Mg+%9Al	Mikroyapı ve mekanik özellikler	[1564]
PBF	SLM	ZK60 (Mg-Zn-Zr)	Element buharlaşmasının mikroyapıya etkisi	[1565]
PBF	SLM	AZ31 (Mg-Al-Zn)	SLM proses optimizasyonu	[1566]
PBF	SLM	cP-Mg	Mikroyapı ve mekanik özellikler	[1567]
ME	Pistonlu Ekstrüzyon	$Mg_3(PO_4)_2$ + jelatin + HPMC + etanol	Jelatin katkıların, ME ile üretilen magnezyum fosfat esaslı doku iskelelerinin imalat kalitesine etkisi	[1561]
DED	WAAM	AZ31 (Mg-Al-Zn)	Pals frekansının tane oluşumuna etkisi	[1568]
DED	WAAM	AZ91D (Mg-Al-Zn)	İmalat parametreleri ve faz incelemesi	[1569]
MJ	Özel DOD	(Mg-Zn-Zr)	Bağlayıcısız püskürtme ve ani mikrodalga sinterlemesiyle parça üretimi	[1570]
DED	WAAM	AZ80M (Mg-Al-Zn)	Şekillendirilebilirlik, mikroyapı ve mekanik dayanım	[1571]
PBF	SLM	WE43 (Mg-Y-Nd)	Korozyon analizi ve mikroyapı	[1572]

6.3.3.2 Demir Esaslı Alaşımlar

Biyobozunur uygulamalardaki temel sınırlamanın korozyon hızı ile mekanik dayanımın dengelenme zorluğu olduğu göz önünde bulundurulduğunda, çinko ve magnezyuma kıyasla demirin korozyonu daha yavaş gerçekleşmektedir. Yüzey alanının artırılmasına bağlı olarak poröz yapılarda biyobozunma hızları yüksektir. Kontrollü poröz yapıların eklemeli imalatla elde edilebilirliği sayesinde demir esaslı biyobozunur metallerin özellikle doku iskelesi uygulamalarında büyük ümit vadettiği belirtilmektedir. Günümüzde demir esaslı biyobozunur malzemelerin eklemeli imalatla üretiminden en çok vasküler stent ve doku iskelesi uygulamalarında faydalanılmaktadır [1573].

Simchi ve arkadaşları, saf demir tozlarının SLM ile işlenmesinde proses parametrelerinin mikroyapı ve relatif yoğunluk üzerine etkilerini incelemiş, elde edebildikleri maksimum %75 relatif yoğunluk değeri için kullanılan lazer gücünün yeterli gelmediğini kaydetmiştir [1574]. Kruth ve arkadaşları, sürekli lazer yerine palsli lazer kullanılarak ve çok az miktarda alaşım elementi eklenen demir tozlarıyla yapmış oldukları çalışmada %91 relatif yoğunluğa sahip parçaların üretimini gerçekleştirmiştir. Özellikle lazer güç yoğunluğunun 10^6 W/cm^2 üstü değerlere çıkmasıyla, meydana gelen evaporasyon sonucu parçanın yoğunluğunun ciddi oranda arttığı belirtilmektedir [1575]. Demir ve arkadaşları, SLM yöntemi kullanılarak üretimi gerçekleştirilen 316L ve saf demir tozlarının, aynı proses parametrelerinde benzer eğilimler gösterek oldukça benzer baskı kaliteleri verdiğini raporlamıştır [1576]. Chou ve arkadaşları, bağlayıcı püskürtme (BJ) prosesiyle üretmiş oldukları saf Fe ve Fe-30Mn toz karışımlarından meydana gelen doku iskelelerine in vitro testler uyguladıklarında, saf demir içerisinde kütlece %30 oranında ilave edilen magnezyumun, aynı geometride üretilen doku iskelelerinde biyobozunma süresini ciddi oranda düşürdüğünü belirtmektedir [1577]. Şekil 6.16'da bir başka örnek olarak Yang'ın şırınga pistonlu ME prosesiyle gerçekleştirmiş olduğu saf demir doku iskelesi çalışması gösterilmiştir [1578].



Şekil 6.16 Yang'ın şırınga pistonlu ME prosesiyle gerçekleştirmiş olduğu saf demir doku iskelesi çalışması; (a) farklı doku iskelesi tasarımları, (b) kaplamasız in vitro çalışma numunesi, (c) HA kaplamalı in vitro çalışma numunesi, (d, e) farklı porlara sahip iskelelerin yakın görünüşü, (f) numunelerin yandan görünüşü [1578]

6.3.3.3 Çinko Alaşımları

Döküm ile elde edilen saf çinkonun çekme dayanımı yaklaşık 20 MPa'dır. Uygun alaşımlama ve termal işlemlerle bu dayanım 200-600 MPa aralığına çıkartılabilmektedir. Bu aralık, magnezyum alaşımlarından oldukça yüksektir [1579]. Çinkonun biyobozunma hızı biyobozunur magnezyum alaşımlarından yüksek, biyobozunur demir esaslı malzemelerden düşüktür [1580]. Çinkonun magnezyuma kıyasla daha yüksek evaporasyon eğilimi bulunmaktadır. Lazer gücünün ve enerji yoğunluğunun çok yüksek olduğu durumlarda yapı içerisinde istenmeyen porların oluşması, çinkonun buharlaşma eğilimiyle açıklanmaktadır. Biyobozunur çinko alaşımlarının lazer, ark gibi ani yüksek enerjilere maruz kaldığı eklemeli imalat proseslerinde günümüzde karşılaşılan en büyük problem evaporasyonun kontrol edilmesidir. Montani ve arkadaşları, 2016 yılında L-PBF prosesleriyle saf çinko tozlarından parça üretimine yönelik yapmış oldukları kapsamlı çalışmada, elde edebildikleri en yüksek relatif yoğunluğun %88 olduğunu belirtmektedir [1576]. Monguzzi ve arkadaşları, saf çinko tozlarını L-PBF proseslerinde çeşitli proses parametreleri altında işlemiş ve %98'den fazla relatif yoğunluk değerlerine ulaşılabilmesi için lazer enerjisinin 40-115 J/mm^3 aralığında olması gerektiğini önermiştir [1581]. Literatürdeki en yüksek relatif yoğunluğun elde edildiği Lietaert ve arkadaşlarının çalışmasında, çinko tozların hava veya su atomizasyonuyla elde edildiği durumda L-PBF prosesleri için fazla kararsız yapıda

olduğu, ancak ve ancak azot gazı altında atomizasyonu gerçekleştirilen çinko tozları kullanılarak gerçekleştirilen L-PBF prosesleriyle %99.7 gibi çok yüksek relatif yoğunluklara ulaşılabileceği savunulmaktadır [1582]. Tablo 6.17'de biyomedikal alanda yaygın olarak kullanılan çinko alaşımları gösterilmiştir [1580].

Tablo 6.17 Biyomedikal alanda yaygın olarak kullanılan çinko alaşımları [1580]

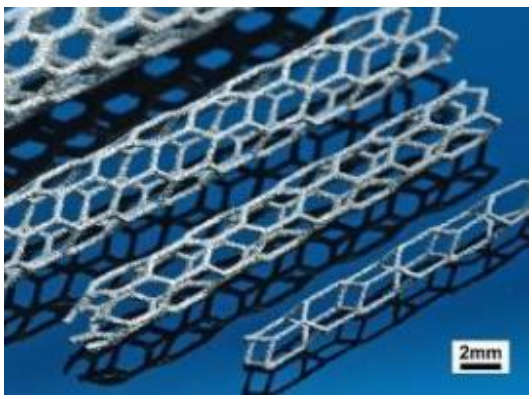
Sınıf	Kütlece Ana Elementler(%)	Temel Fazlar
Zn - Mg	Zn - 0.15Mg	α-Zn, Mg_2Zn_{11}
	Zn - 0.5Mg	α-Zn, Mg_2Zn_{11}
	Zn – 1Mg	α-Zn, Mg_2Zn_{11}
	Zn – 1.5Mg	α-Zn, Mg_2Zn_{11}
	Zn – 3Mg	α-Zn, Mg_2Zn_{11}
	Zn – 1.5Mg – 0.1Ca	α-Zn, Mg_2Zn_{11}, $CaZn_{13}$
	Zn – 1Mg – 0.5Ca	α-Zn, Mg_2Zn_{11}, $CaZn_{13}$
	Zn – 1Mg – 1Ca	α-Zn, Mg_2Zn_{11}, $CaZn_{13}$
	Zn – 1Mg – 0.1Sr	Zn, $MgZn_2$, $SrZn_{13}$
	Zn – 1Mg – 0.5Sr	Zn, $MgZn_2$, $SrZn_{13}$
	Zn – 1.5Mg – 0.1Sr	α-Zn, Mg_2Zn_{11}, $SrZn_{13}$
	Zn – 1Mg – 1Sr	α-Zn, Mg_2Zn_{11}, $SrZn_{13}$
	Zn – 1Mg – 0.1Mn	Zn, $MgZn_2$
	Zn – 1.5Mg – 0.1Mn	Zn, $MgZn_2$
Zn – Ca	Zn – 1Ca	α-Zn, $CaZn_{13}$
	Zn – 1Ca – 1Sr	α-Zn, $CaZn_{13}$, $SrZn_{13}$

Chen ve arkadaşları, saf çinko tozlarının SLM prosesiyle işlenmesinde kullanılan proses parametrelerinin yüzey kalitesi, yoğunluk ve mekanik özellikler üzerindeki etkilerini incelemiştir. Üretmiş oldukları saf çinko parçalarda ince kolonsal tane yapılarının ve %99.5 relatif yoğunluğun elde edilebildiğini belirttikleri çalışmada ayrıca parçaya uygulanan kumlama işlemiyle yüzey pürüzlülüğünün 10.79 μm'dan

4.83 µm'a çekildiği raporlanmıştır. Mekanik özellikler olarak elastik modülünün 23 GPa, akma dayanımının 114 MPa, sertliğin 42 HV ve kopma uzamasının %10.1 değerlerinde yani konvansiyonel yöntemlerle üretilen aynı geometrideki parçalara kıyasla oldukça üstün değerlerde olduğu belirtilmiştir (Tablo 6.18 ve Şekil 6.17) [1584].

Tablo 6.18 Chen ve ark. tarafından gerçekleştirilen, SLM prosesi ile cP-Zn kardiyovasküler stent üretimi çalışması [1584]

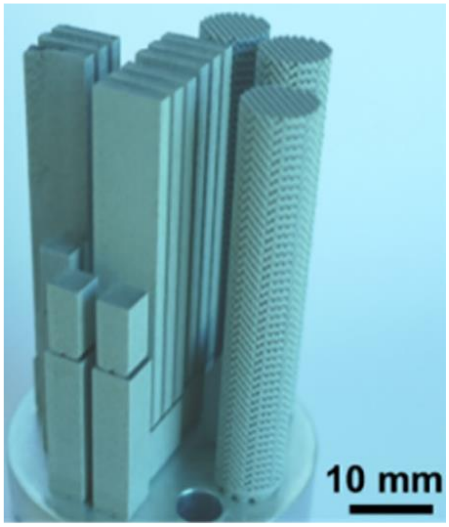
Yöntem	Cihaz	Malzeme	Uygulama/ Parça
SLM	Aconity	cP-Zn	Kardiyovasküler cerrahi/ Stent
Detaylar: * Lazer: Yb-fiber, 40-120, 1070 nm, Ø 75 µm * Toz: Azot atomizasyon, 15-45 µm, d_{50}= 28.2 µm cP-Zn * Parametreler: V=200-100mm/s, h=70 * Katman kalınlığı: 30 µm , Son işlem: Kumlama			
Sonuçlar * Izgara mesafelerinin sabit tarama hızlarında 70 µm'dan fazla olması durumunda füzyon yetersizliği gözlenmiştir. Lazer enerji yoğunluğunun 135 J/mm^3 üstü olduğu durumda çinko aşırı buharlaşma eğilimi göstermiştir. * %99.5 relatif yoğunluk elde edilmiştir. Relatif yoğunlukla kusur oluşumu ters orantılıdır. * Kumlama sonrası elde edilen 4.83 µm'luk yüzey pürüzlülüğü, çatlak oluşumunun önlenmesinde öngörülen kritik değer olan 0.8 µm değerinden oldukça yüksektir ve kimyasal parlatma proseslerine ihtiyaç duyulduğu belirtilmektedir. * Parçanın mekanik özellikleri son derece tatmin edicidir.			



Şekil 6.17 Chen ve ark. üretmiş oldukları cP-Zn kardiyovasküler stent [1584]

Tablo 6.19 Qin ve ark. tarafından gerçekleştirilen, SLM prosesi ile Zn- xWE43 doku iskelesi üretimi çalışması [1583]

Yöntem	Cihaz	Malzeme	Uygulama/ Parça
SLM	Aconity	cP-Zn + WE43	Doku iskelesi
Detaylar: * Lazer: Yb-fiber, 400 W, 1070 nm, Ø 75 µm ***** Toz: Azot atomizasyon, 15-45 µm, d_{50}= 28.2 µm cP-Zn + % (x=2-5-8) xWE43 (d_{50}= 63 µm) * Optimum parametreler: P= 70 W, V= 500 mm/s, h=70 µm * Katman kalınlığı: 30 µm			
Sonuçlar * Zn-2WE43, Zn-5WE43 ve Zn-8WE43 parçaların relatif yoğunlukları sırasıyla %99.93, %99.75 ve %99.47 olarak ölçülmüştür. * Poröz tasarımlarda; SLM ile üretilen gözenekli yapılardaki porozite, tasarımdan %67 daha düşük elde edilmiştir. * Ticari saflıktaki Zn tozlarına %2, %5 ve %8 WE43 ilavesiyle elde edilen çekme dayanımları, saf tozların kullanıldığı parçalara kıyasla sırasıyla %161, %194.2 ve %35 artış göstermiştir. * Spesifik lazer enerji yoğunluğunun WE43 ve cP-Ti malzemeleri için bir başka çalışmada hassas olarak belirlenmesi gerektiği düşünülmektedir.			



Şekil 6.18 Qin ve ark. üretmiş oldukları Zn-xWE43 iskele blokları [1583]

6.4 Biyopolimer Uygulamaları

Günümüzde biyomedikal bağlamda polimerlerin eklemeli imalatla üretimi üzerine yapılan araştırmalar sonucunda özellikle klinik uygulamalar ve malzeme bilimi alanında muazzam gelişmeler kaydedilmektedir. Örneğin; 1980'li yıllardan beri kullanılan gelenekselleşmiş akrilik reçinelerin toksik etkiler yaratma potansiyeline karşın, biyouyumluk ve biyobozunurluk özelliğine sahip birçok özgün fotoreaktif makromer çeşitleri geliştirilmiştir [1585]. Diğer bir örnek olarak; onlarca yıldır geleneksel ergitme prosesleriyle üretilen, insan sağlığı açısından kanıtlanmış polimerik malzemeler, günümüzde eklemeli imalat sistemlerine hızla adapte edilmiş ve eklemeli imalatın özgün tasarım imkanları sayesinde kendisine geniş uygulama alanları bulabilmiştir. SLS ve FDM gibi yöntemlerle üretilen polimerik cihazların, in vivo çalışmalarda başarılı sonuçlar vermiş olması, gelecekte eklemeli imalat teknolojilerinin cerrahi müdahalelerde kalıcı bir rol üstleneceğini göstermektedir [1586]. Eklemeli imalat sistemlerinin kullanıldığı polimer malzemelerin medikal uygulama alanları kabaca; cerrahi planlama ve eğitimsel amaçlı, fonksiyonel enstrüman imalatı, dış iskelet ve dış protez (ortez) uygulamaları, cerrahi implantlar, doku mühendisliği uygulamaları, doğrudan doku baskı uygulamaları olmaz üzere geniş aralıkta sınıflandırılabilmektedir. Biyopolimerlerin yaygın olarak kullanıldığı eklemeli imalat sistemleri arasında stereolitografi, seçici lazer sinterleme, bağlayıcı püskürtme, filament veya ergiyik ekstrüzyonu, solüsyon ekstrüzyonu ve biyobaskı sistemleri öne çıkmaktadır [1587].

6.4.1 Temel Gereksinimler ve Uygulama Örnekleri

Biyouyumluluk gibi temel gereksinimlerin yanında, biyomedikal parçaların spesifik olarak belirlenmiş uygulama alanında yapısal ve fonksiyonel ihtiyaçları karşılayabiliyor olması gerekmektedir. Örneğin, hücrelerle etkileşim halinde bulunması gereken parçalarda, biyolojik bağlamda rejenerasyonun sağlanmasıyla birlikte biyokimyasal ve biyofiziksel işlevselliğin optimum düzeyde olması gerekmektedir. Her eklemeli imalat yönteminin kendine has proses prensiplerine sahip olmasına bağlı olarak, farklı proseslerde kullanılacak farklı polimerlerin, proses özelinde bazı gereksinimleri karşılayabiliyor olması gerekmektedir. Polimer malzemelerin, farklı proseslerde farklı davranışlar gösterebiliyor olması,

günümüzde özellikle proses optimizasyonu alanında kapsamlı çalışmaların yürütülmesine neden olmaktadır. Bu bölümde; biyopolimerlerin yaygın olarak kullanıldığı eklemeli imalat teknolojilerinde, kullanılacak hammaddenin sahip olması gereken temel özellikler üzerinde bilgilerin verilmesi hedeflenmiştir [1588].

6.4.1.1 Stereolitografi

Stereolitografi proseslerinde kullanılan reçineler reaktif monomerler, oligomerler, UV veya görülebilir ışık spektrumunda ışık etkisi altında çapraz bağlanabilen polimer yapılarından meydana gelmektedir. Proses, uygun foto-başlatıcılar ve absorbsiyon ajanları, stabilizatörler, köpük engelleyiciler gibi katkıların varlığında gerçekleştirilmektedir. Üretilecek parçanın uzaysal netliği ve hassasiyeti açısından, polimerizasyon esnasında malzemeden minimum büzülme ve çarpılma davranışı beklenmektedir. Aynı zamanda reçinenin, kendiliğinden polimerizasyona uğramaması ve ideal akışın sağlanabilmesi için nispeten düşük viskoziteye sahip olması arzu edilmektedir. Bu nedenle reçine içerisine, düşük camsı geçiş sıcaklığına sahip düşük molekül ağırlıklı makromerler ve seyrelticilerden ilave edilmektedir [1589]. Kullanılan seyrelticilerin dietil fümarat (DEF) veya N-vinil-2-pirolidon (NVP) gibi reaktif özellikte olabilir. Akrilatlar gibi yüksek viskoziteye sahip makromerlerin reaktif gruplarla işlevselleştiği, reaktif olmayan seyrelticiler kullanıldığında, kürlenme esnasında malzemede yüksek büzülme davranışları ortaya çıkabilmektedir [1590, 1591]. Bu büzülmeler izotropik yapıdadır ve tasarım aşamasında büzülme faktörü göz önünde bulundurularak genelde parçalar nihai parçanın ölçülerinden daha büyük olarak tasarlanmaktadır. SLA proseslerinde en yaygın kullanılan reçineleri serbest radikal fotopolimerizasyonun gerçekleştiği akrilatlar, metakrilatlar ve akrilamitler ile katyonik fotopolimerizasyonun gerçekleştiği epoksiler, vinil eterler oluşturmaktadır. Düşük molekül ağırlığına sahip, multi-fonksiyonel monomerlerin kürlenmesi genellikle rijit ve kırılgan davranışların gözlendiği çapraz bağlı yapıların elde edilmesine yol açmaktadır. Bu sebeple, biyomedikal uygulamalar için esnek ve elastomerik poröz yapıların üretiminde düşük camsı geçiş sıcaklığına ve nispeten daha yüksek molekül ağırlığına sahip (1-5 kg/mol) makromerlerin geliştirilmesi üzerine çeşitli çalışmalar yürütülmektedir [1592, 1593]. Biyobozunur SLA malzemeleri, ana zincirinde

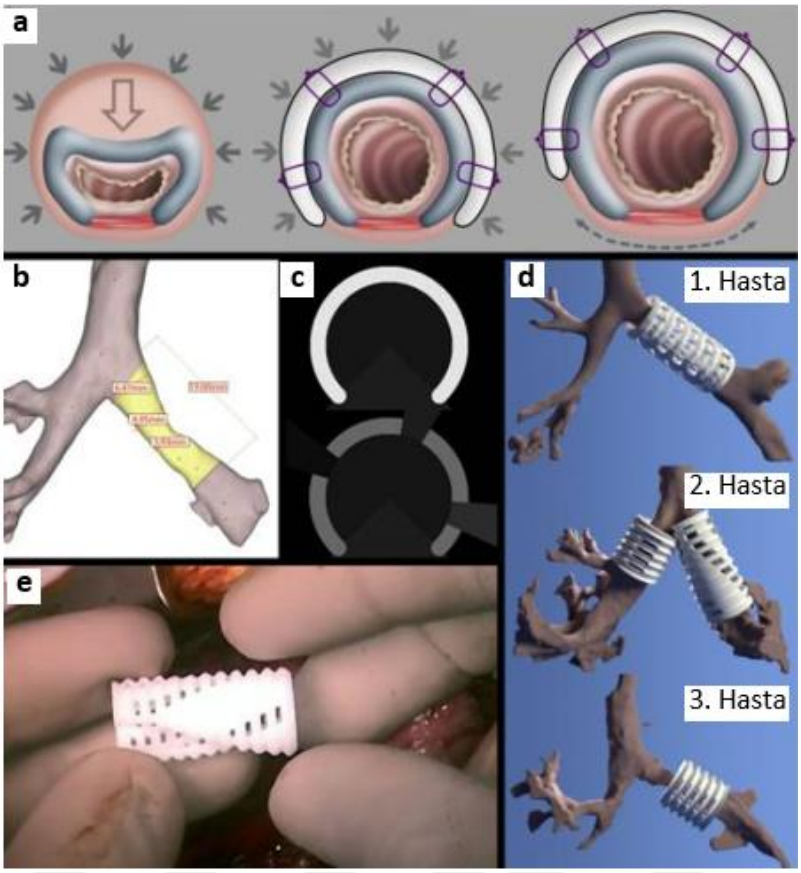
hidrolize edilebilir ester veya karbonatlar bulunan oligomerler ile foto-kürlenebilir akrilat, metakrilat veya vinil fonksiyonel gruplarının karışımından elde edilmektedir. Biyobozunur doku iskelesi uygulamalarında poli(propilen fümerat), akrilat kapatmalı poli(ε-kaprolakton-ko-trimetilen karbonat), poli(trimetilen karbonat), metakrilat, fumarik asit monoetil ester, uç işlevselleştirilmiş poli(d,l-laktik asit) oligomerler, divinil fümerat- polikaprolakton malzemelerinin stereolitografi ile işlenmesinde başarılı sonuçlara ulaşıldığı literatürde belirtilmektedir [1594-1597]. Günümüzde doymamış polyester reçine formülasyonlarının doku mühendisliği alanında, kimyasal, fiziksel, reolojik ve biyolojik özelliklerinin optimizasyonu üzerine ilginin arttığı görülmektedir [1598]. Biyomedikal bağlamda ümit vadeden bir diğer reçine grubunu ise polietilen glikol diakrilat hidrojeller oluşturmaktadır [1599]. Stereolitografi sistemlerinde kullanılmak üzere jelatin, keratin, kolajen, kitosan ve hyalüronik asit gibi doğal polimerlerin fotopolimerize edilebilir ikincil gruplarla modifiye edilmesi üzerine yapılan çalışmalarda, foto-reaksiyon esaslı eklemeli imalat yöntemleri kullanılarak üretimi gerçekleştirilecek biyo-polimer uygulamalarının ne denli geniş bir yelpazeye sahip olabileceği görülmektedir. Jelatin metakriloil (GelMA) gibi büyük gelişme kaydedilmiş bazı malzemeler dışında, modifiye edilmiş doğal polimerlerin stereolitografik imalatında z ekseninde kontrol edilemeyen porozite sınırlamaları bulunmaktadır [1600]. Bu reçineler içerisindeki çapraz bağlanma gruplarının yoğunluğunun az olması ve bünyede yüksek miktarda su içeriğinin bulunması, gönderilen ışının penetrasyon derinliğinin arzu edilen katman kalınlığından fazla olmasına ve yüksek çözünürlüklü yapıların elde edilememesine neden olmaktadır. Bu alanda yapılan ilginç bir çalışma örneği olarak Miao ve arkadaşlarının çalışması ele alındığında, araştırmacılar tarafından soya fasülyesi yağıyla epoksileştirilmiş akrilat reçine kullanılarak yüksek biyouyumluluk ve şekil hafızasına sahip doku iskelelerinin stereolitografiyle üretilebildiği görülmektedir [1601]. Tablo 6.20'de stereolitografi prosesleriyle biyopolimerlerden doku iskelesi üretimi çalışmalarına dair örnekler verilmiştir.

Tablo 6.20 Stereolitografi ile biyopolimerlerden doku iskelesi üretim çalışmaları [1600, 1602-1607]

Malzeme	Foto-başlatıcı	UV Tutucu	İskele Yapısı / Por Açıklığı	Minimum Boyut	Projeksiyon/ Vektörel	Hücre Kültürü	Ref.
GelMA	%1 Irgacure	%0.1 HMBS, %0.01 TEMPO	Kare, hekzagonal/ 200-500 µm	50 µm	Projeksiyon	HUVEC	[1600]
HDDA	Benzoin etil eter	%0.3 *gizli*	Kare, 150 µm	5-15 µm	Projeksiyon	-	[1602]
PDLLA	%2-6 Irgacure	%0.15-0.20 Orasol G	Giroid / 200-500 µm	250 µm	Projeksiyon	Artiküler MC3T3	[1603]
PEGDA	%10 Irgacure	%0.2 Tinuvin 234	Hekzagonal / 150 µm	50 µm	Vektörel	İlik progenitörü	[1604]
PPF/DEF	%1 BAPO	-	Kare ve X şekilli / 125-500 µm	90 µm	Vektörel	Artiküler MC3T3	[1605]
PPF/DEF	&1 Irgacure	-	Kare / 350 µm	125 µm	Vektörel	Artiküler MC3T3	[1606]
PPF/DEF	%2 BAPO	-	Kare / 100 µm	30 µm	Projeksiyon	-	[1607]

6.4.1.2 Seçici Lazer Sinterleme

SLS proseslerinin biyomedikal alanlarda kullanımında elde edilen en büyük avantaj, parçadan tamamen uzaklaşmadığı durumda toksik etki yaratabilecek çözücü, seyreltici veya diğer zararlı reaktif ajanların kullanım zorunluluğunun bulunmamasıdır [1608]. Buna karşın genellikle ultrasonik temizleme veya basınçlı hava ile temizleme gibi, poröz yapı veya parça kontürlerine yapışık haldeki sinterlenmemiş tozların uzaklaştırılması için çeşitli son işlemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Polimerin termal olarak bozulmasını önlemek için, kullanılan lazerin yoğunluğu belirli sınırlar dahilindedir. Gönderilen enerji yoğunluğunun sınırlı olmasına bağlı olarak partikül boyut ve şekliyle tanımlanan yüzey pürüzlülüğünün kontrolü nispeten zordur. Bu sebeple parçaya mil işlemleri, kaplamalar gibi çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Özel olarak geliştirilmiş biyobozunur polimerler ve bu polimerler içerisinde çeşitli biyouyumlu seramik katkıların SLS proseslerinde kullanılabilir hale gelmesi, özellikle doku iskelesi ve farmasötik uygulamalarda prosesin kendisine yer edilebilmesini sağlamıştır. Hastaya özgün implant uygulamaları ele alındığında, SLS ile üretimi gerçekleştirilen PEEK implantların kraniyal, maksilofasiyal ve spinal cerrahi uygulamalarında FDA onayı aldığı görülmektedir [1609]. Bir diğer başarılı örnek olarak, trakeal kartilajların sertliğini kaybederek hava yolu kanallarının çökmesine yol açtığı trakeobronkomalazi rahatsızlığının tedavisinde SLS prosesi kullanılarak üretimi gerçekleştirilen PCL implantlar verilebilir (Şekil 6.19) [1610].



Şekil 6.19 SLS prosesiyle PCL malzemesinden üretilen trakebronşiyal atel çalışması; (a) DICOM verilerinin modellenmesi, (b) optimum tasarım parametrelerinin belirlenmesi, (c) SLS ile üretilen parçanın üstten görünümü, (d) 3 farklı hastaya özel olarak tasarlanan trakebronşiyal atellerin sanal incelemesi, (e) üretilen trakebronşiyal atel [1610]

SLS prosesleri, lazer enerjisinin absorpsiyonuyla lokal sıcaklığın artırılması ve ergime gerçekleşmeden partiküllerin füzyona uğrayarak birleşmesi esasına dayanmaktadır. SLS proseslerinin malzeme işlenebilirlik gereksinimleri optik, termal, viskozite, yüzey gerilimi, kullanılan tozun şekil ve boyut dağılımı gibi faktörlere bağlıdır. Örneğin; CO_2 lazerler kullanıldığında, kullanılacak polimerin 10.6 μm dalga boyundaki ışınları absorbe edebilme özelliğine sahip olması gerekmektedir. Aksi halde yeterli absorpsiyonun sağlanması adına lazer enerjisi artırılmakta ve yapı içerisinde istenmeyen termal dönüşüm riskleri ortaya çıkabilmektedir. SLS proseslerinde kullanılacak biyopolimerlerin, kıvrılma ve büzülme davranışına yol açacak kristalleşme eğilimi göstermemeleri gerekmektedir. Yarı-kristal polimerlere kıyasla, amorf polimerlerde cams geçiş sıcaklığı ile akış sıcaklığı aralığı daha geniştir. Bu sebeple, amorf polimerlerde lazer

tesirinde seçici sinterleme esnasında daha düşük artık gerilmeler ve geometrik çarpılmalar meydana gelmektedir. Literatürde, SLS prosesleriyle işlenebilen biyopolimerler olarak PCL, PDLLA ve poli(3-hidroksibütirat-ko-hidroksivalerat) ile bu polimerlerin Ca-P katkılı karışımları öne çıkmaktadır [1611- 1613].

6.4.1.3 Bağlayıcı Püskürtme

Bağlaycı püskürtme prosesleri metal, seramik, polimer ve kompozit malzemelerin kullanılabildiği, malzeme çeşitliliği açısından geniş yelpazede üretimin gerçekleştirilebildiği eklemeli imalat sistemlerindendir. Ayrıca imalat skalası olarak milimetrik parçalardan, metre ölçülerindeki büyük parçalara kadar üretim gerçekleştirilebilmektedir. Buna rağmen bağlayıcı solüsyonunun evaporasyonu esnasında oluşabilecek geometrik kusurlar, bağlayıcı püskürtme (BJ) proseslerinin en önemli dezavantajıdır. Yüzey kalitesi ve mekanik özellikler bağlamında SLA, FDM gibi proseslerden daha kötü sonuçlar elde edilmektedir. Biyomedikal alanda bağlayıcı püskürtme sistemlerinin en yaygın kullanıldığı uygulamalar seramik esaslı kemik implantları ve doku iskeleleridir. Diğer yöntemlerdeki seramik işleme kısıtlılığına bağlı olarak, implant uygulamalarından kemik tümörü terapilerine kadar geniş bir yelpazede bağlayıcı püskürtme sistemlerinden faydalanılmaktadır [1588]. Bir diğer yaygın kullanım alanını ise kontrollü ilaç salınımının gerçekleştiği farmasötik uygulamalar oluşturmaktadır [1614].

Seramik veya metalik tozların kullanıldığı durumda bağlayıcı, kuruma esnasında yapışkan film oluşturma veya toz malzeme ile reaksiyona girecek özellikte bir polimer çözeltisinden meydana gelmektedir. Örneğin; biyoseramik veya biyocam tozlar kullanıldığında, hidroksipropil metilselüloz ve dekstrin gibi bir sulu hidrofilik polimer çözeltisi veya seramikle reaksiyona girebilecek fosforik asit, sitrik asit gibi bağlayıcılar tercih edilmektedir [1588]. BJ proseslerinde kullanılacak bağlayıcıların, bir katmanın üretimi için gereken süre içerisinde partiküllerin kısmen çözünmesini sağlayacak kuvvette olması gerekmektedir. Alifatik polyesterler gibi hidrofobik polimerlerde yaygın olarak klorlu çözeltiler, polisakkaritler gibi hidrofilik polimerlerde ise genellikle su esaslı bağlayıcılar kullanılmaktadır. Yapışma derecesi büyük oranda kullanılan tozun boyutlarına bağlıdır ve kullanılan tozlar inceldikçe, çözelti tarafından daha kolay ıslatılabilmektedir. Buna karşın, 20 μm'dan ince

taneler kullanıldığı durumda toz yatağında aglomerasyon ve serme zorluğu problemleri ortaya çıkmaktadır [1615]. Bağlayıcı formülasyonunun püskürtme başlığından uygun çıkışın sağlanabileceği yüzey gerilimi ve viskoziteye, toz yatağına kontrol edilebilir derinlikte infiltre olabilecek ıslatma karakterine sahip olması gerekmektedir. Ticari BJ cihazlarında bağlayıcının viskozitesinin 20 cPs ve yüzey geriliminin 35 dyn/cm (1 dyn=10^{-5} N) dolaylarında olması gerektiği tavsiye edilmektedir [1616].

Bağlayıcı püskürtme prosesleri, en yaygın olarak osteokondüktif kalsiyum fosfatlar gibi biyoseramik malzemelerde kullanılsa da, çeşitli biyopolimerlerin BJ prosesleri ile işlenmesi üzerine akademik çalışmalar literatürde mevcuttur. İlginç bir örnek olarak Lin ve arkadaşlarının çalışmasını ele alalım. Araştırmacılar, doğum kontrol kimyasallarından etinilestradiol bileşiminin sulu çözeltisini bağlayıcı olarak; PCL, PLGA ve PCL+PLGA karışım tozlarını biyopolimer matris olarak seçmiş ve bağlayıcı püskürtme prosesiyle kontrollü ilaç salınımı yapan implantlar üreterek, Yeni Zelanda beyaz tavşanlarında uyguladıkları in vivo testlerde başarılı sonuçlar elde ettiklerini raporlamıştır [1617]. Bir başka çalışmada Lam ve arkadaşları %50 mısır nişastası, %30 dekstran, %20 jelatin içeriğine sahip ince taneli tozlar ve bağlayıcı olarak saf sudan faydalanarak bağlayıcı püskürtme prosesiyle doku iskeleleri üretmiştir [1618]. Tablo 6.21'de bağlayıcı püskürtme prosesiyle gerçekleştirilen farmasötik implant üretim çalışmaları örneklendirilmiştir.

Tablo 6.21 Bağlayıcı püskürtme prosesinden faydalanılarak gerçekleştirilen farmasötik implant üretimi çalışmaları [1617, 1619, 1620]

Toz	Bağlayıcı	İlaç İşlevi	Ref.
L-PLA + Levofloksasin	Etanol-aseton (20:80)	Antibiyotik	[1619]
PCL, PLGA, PCL+PLGA	Etinilestradiol sulu çözeltisi	Doğum kontrol	[1617]
PDLLA (150 μm)	İzoniazid (INH) + Rifampisin (RFP) + metanol + aseton + su	Tüberküloz tedavisi	[1620]

6.4.1.4 Ergiyik Ekstrüzyonu

FFF veya ticari ismiyle FDM prosesleri olarak bilinen ergiyik ekstrüzyonu esaslı yöntemlerde, istenen şeklin elde edilebilmesi için polimerik malzemenin yumuşama/ergime ve kristalize olma/katılaşma davranışı gösteren termoplastik özellikte olması gerektiğini daha öncesinde belirtmiştik. Yarı kristal polimerlerde ekstüzyon sıcaklığı genellikle camsı geçiş sıcaklığının (T_g) üstünde ve ergime sıcaklığının (T_{erg}) altında olacak şekilde seçilmektedir. FFF proseslerinde kullanılacak polimerlerin, proses koşulları altında yeterli viskoelastik davranışa ve termal kararlılığa sahip olması gerekmektedir [1621]. Kullanılan polimerin moleküler yapısı ve moleküller arası etkileşimi camsı geçiş sıcaklığını belirlemektedir. FFF proseslerinde, filament formundaki şarj malzemesinin viskoelastik özellikleri çok önemlidir. Aşırı rijitlik söz konusu olduğunda filamentin makaraya sarılması zorlaşmaktadır. Buna karşın, filamentin aşırı yumuşak olması, sürücü çarklarının etkisi altında aşırı deformasyonun oluşmasına ve akışın kararlılığını kaybetmesine neden olabilmektedir. Piyasada yaygın olarak kullanılan standartlaşmış filament çapları 1.75 mm ve 2.85 mm için, çap toleransının 50 μm sınırını aştığı durumlarda, imalat esnasında eşit olmayan yoğunluklarda malzeme birikiminin gerçekleştiği belirtilmektedir [1622]. Ayrıca, soğuma esnasında malzemenin kristalleşme eğilimi göstermesi, üretilen parçada kontrol edilemeyen büzülmelere bağlı olarak parçanın kıvrılmasına ve parça kalitesinin kötüleşmesine neden olabilmektedir. Nispeten düşük ergime sıcaklığına ve kararlılığına bağlı olarak FFF proseslerinde en yaygın kullanılan biyopolimerlerin içerisinde PLA öne çıkmaktadır. PLA filament kullanarak özellikle doku iskelesi üretimi üzerine literatürde çok sayıda kaynak bulunmaktadır [1623- 1629]. Tablo 6.22'de FFF ile üretimi gerçekleştirilen polimer doku iskelesi çalışmalarına dair örnekler verilmiştir.

Tablo 6.22 FFF ile üretimi gerçekleştirilen polimer doku iskelesi çalışmaları [242-251]

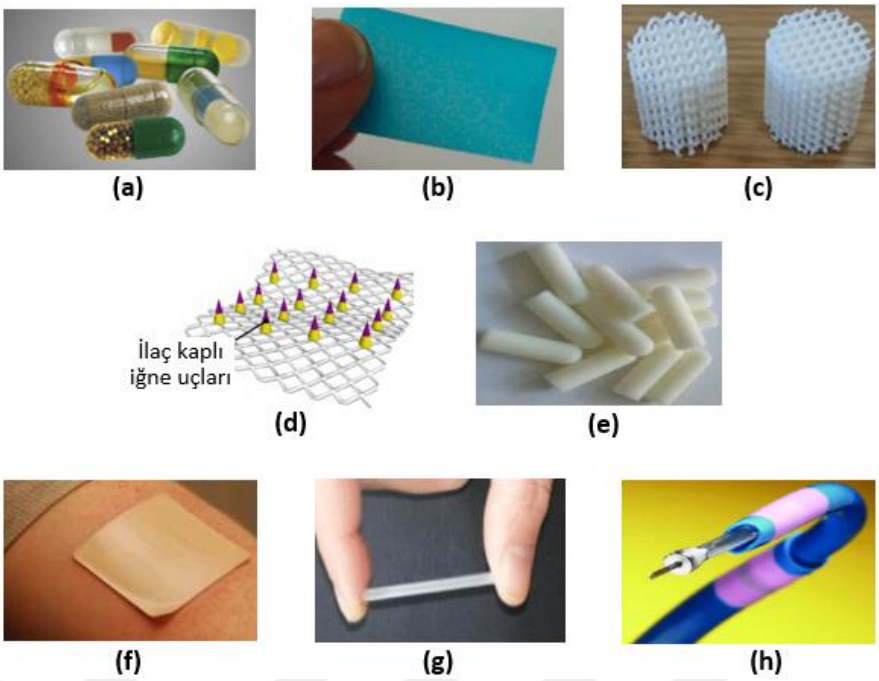
Filament	Çap (mm)	Cihaz	Katman Kalınlığı (µm)	Ref.
PLA	2.85	Ultimaker 2	200	[1623]
PLA + 316L	2.85	TAZ 6	200	[1624]
PLA + Kitosan	1.75	Divide by Zero	200	[1625]
PLA + HA	1.75	Ultimaker Original	200-700	[1626]
PLA + Cu, PLA + Ag	1.75	Creator Pro	100-300	[1627]
PLA + Fe_3O_4	1.75	i3 MEGA	600-800	[1628]
PLA + cP-Ti	1.75	3Dison Pro	200	[1629]
PEEK	1.75	Apium P220	100	[1630]
PCL + Ag	1.75	Prusa i3	50	[1631]
PHB + PLA	1.75	3MK3S	50	[1632]

6.5 Farmasötik Kimya Uygulamaları

Farmasötik kimya (veya medisinal kimya), en kısa tanımıyla yeni ilaç etkin maddelerinin tasarımı ve sentezini konu alan ve bunu yaparken de ilaç etkin maddeleri ile ilaç hedefleri arasındaki etkileşimleri moleküler düzeyde anlamayı temel alan bir bilim dalıdır [1633]. Eklemeli imalat sistemlerinin özgün geometrik tasarım imkanları sayesinde farmasötik kimya ile entegrasyonu, özellikle kontrollü ilaç salınımı alanında özgün çalışmaların ortaya çıkmasına yol açmıştır. Kontrollü salınım sistemleri, etkin maddenin lokal veya sistematik olarak önceden belirlenmiş oranlarda ve belirli zaman aralıklarında salınım yapmasını sağlamaktadır. Kontrollü salınım sistemlerindeki temel hedef, kan plazma konsantrasyonundaki etkin madde miktarını belirli değerlerde sabit tutmaktır. Etkin madde salınımı, dozaj formu içerisinde kullanılan polimerin özellikleri ile doğrudan ilişkilidir. Bu nedenle

kullanılacak polimerin özelliklerinin, formülasyona uygunluğunun ayrıntılı olarak incelenmiş olması gerekmektedir. Kontrollü salınım sistemleri pH, iyonik kuvvetler, motilite hızı ve enzim gibi çevresel fizyolojik koşulları meydana getiren faktörlerden etkilenmektedir. Kontrollü ilaç salınımının sağladığı başlıca faydalar olarak; tedavi edici oranda ilaç düzeyinin sürekli olarak korunabilmesi, gerek duyulan ilaç miktarının azaltılabilmesi, kısa yarılanma ömrüne sahip ilaçlar (proteinler, peptit ilaçlar, vb.) için ilaç yönetiminin kolaylaştırılması gibi özellikler sayılabilir. Buna karşın, kontrollü ilaç salınımı sistemlerinde çok dikkat edilmesi gereken bazı kritik faktörlerin hassas olarak belirlenmiş olması gerekmektedir. Örneğin, ilacı taşıyan malzemelerin ya da bozunma ürünlerinin toksisitesi ya da hızlı ilaç salımı gibi güvenlik hususları, sistemin kendisinden ya da vücuda yerleşiminden kaynaklanan rahatsızlık, ilaç taşıyıcı malzemeler ya da üretim süreci nedeniyle sistem maliyetinin artışı gibi faktörlerin göz önünde bulundurulması gerekmektedir [1634, 1635].

Günümüzde; en yaygın kullanıma sahip kontrollü ilaç salınımı sistemlerini; oral kapsül ve tabletler, ağızda çözülebilir (oro-dispersibl) filmler, doku iskeleleri, implantlar, transdermal bantlar, rektal/vajinal fitiller, meşler, stentler ve kateterler meydana getirmektedir (Şekil 6.20). İlaç yükleme yöntemlerinde ise karıştırma, sıcak ergiyik ekstrüzyonu (SEE), sıvıya daldırma, kaplama ve enjeksiyon yöntemleri en yaygın kullanılan yöntemler arasındadır [1644].



Şekil 6.20 Kontrollü ilaç salınım metotları; (a) oral kapsül [1636], (b) oro-dispersibl film [1637], (c) doku iskelesi [1638], (d) meş [1642], (e) vajinal fitil [1641], (f) transdermal bant [1640], (g) implant [1639], (h) kateter [1643]

6.5.1 Eklemeli İmalatın Kontrollü İlaç Salınımı Uygulamaları

Eklemeli imalat sistemlerinin kontrollü ilaç salınım uygulamalarında kullanılmasına dair literatürde bulunan çalışma örnekleri; Tablo 6.23, Tablo 6.24, Tablo 6.25, Tablo 6.26, Tablo 6.27, Tablo 6.28 ve Tablo 6.29'da bir araya getirilmiştir [1645, 1678].

Tablo 6.23 Oral tablet üretim çalışmaları [1645- 1651]

Proses	İlaç	Endikasyon/ Tedavi	İlaç Yükleme Metodu	Malzeme	Ref.
FFF	Parasetamol	Ağrı kesici	SEE	PVA	[1645]
Pist. ME	Dipiridamol	Vazodilatasyon	Karıştırma	HPMC + MCC	[1646]
SLA	C vitamini	Antioksidan	Karıştırma	PEGDMA	[1647]
DLP	Teofilin	Astım	Karıştırma	PEGDA + PEGDMA	[1648]
BJ	Fluorourasil	Kanser	Kaplama	$CaSO_4$ tozu + 2-pirolidon + Soluplus + PEG	[1649]
SLS	Progesteron	Kanser	Karıştırma	PCL	[1650]
MJ	Lisinopril, Spironolakton	Hipertansiyon	Enjeksiyon	Hyalüronik asit + PEGDA + PEG200 + $2(CaSO_4).H_2O$	[1651]

Tablo 6.24 Oro-dispersibl film üretim çalışmaları [1652- 1655]

Proses	İlaç	Endikasyon/ Tedavi	İlaç Yükleme Metodu	Malzeme	Ref.
Pist. ME	Benzidamin	Enflamasyon	Karıştırma	Maltodekstrin + sorbitol	[1652]
Pist. ME	Warfarin sodyum	Koagülasyon	Karıştırma	PVA + HPC	[1653]
BJ	Salbutamol sülfat	Astım	Karıştırma	Gliserin + gropilen glikol + patates nişastası	[1654]
BJ	Haloperidol	Antipsikotik	Karıştırma	HPMC	[1655]

Tablo 6.25 Kontrollü ilaç salınımlı doku iskelesi üretim çalışmaları [1656- 1660]

Proses	İlaç	Endikasyon/ Tedavi	İlaç Yükleme Metodu	Malzeme	Ref.
FFF	Vankomisin	Kemik enfeksiyonu	Kaplama	PCL + PDA + PLGA	[1656]
Pist. ME	Berberin	Bakteriyel enfeksiyon	Karıştırma	Kalsiyum fosfat + sodyum aljinat	[1657]
SLA	Gentamisin	Kemik enfeksiyonu	Daldırma	Oligolaktit + TEGDMA + HA	[1658]
SLM	Gentamisin	Kemik enfeksiyonu	Kaplama	Ti-6Al-7Nb	[1659]
EBM	Zoledronat	Osteogenez	Enjeksiyon	Ti-6Al-4V + Poloxamer 407	[1660]

Tablo 6.26 Kontrollü ilaç salınımlı implant üretim çalışmaları [1661- 1667]

Proses	İlaç	Endikasyon/ Tedavi	İlaç Yükleme Metodu	Malzeme	Ref.
FFF	Tetrasiklin	Eklem enfeksiyonu	Daldırma	PLA	[1661]
EBM	Vankomisin hidroklorür	Yara enfeksiyonu	Daldırma	cP-Ti + PVA	[1662]
SLM	Doksorubisin	Kemik kanseri	Daldırma	Ti-6Al-4V	[1663]
DLP	Diklofenak	Enflamasyon	Karıştırma	3DM-Cast™ (içerik bilgisi yok)	[1664]
CLIP	Dosetaksel	Kanser	Kapsüle doldurma	PEGDMA	[1665]
BJ	İzoniazid	Tüberküloz	Karıştırma	PLA	[1666]
LENS	Gümüş	Bakteriyel enfeksiyon	Karıştırma	cP-Ti	[1667]

Tablo 6.27 Transdermal bant üretim çalışmaları [1668- 1671]

Proses	İlaç	Endikasyon/ Tedavi	İlaç Yükleme Metodu	Malzeme	Ref.
FFF	Bakır sülfat, çinko oksit	Yara enfeksiyonu	SEE	PCL	[1668]
SLA	İnsülin	Hipoglisemi	Kaplama	Class I – biyoreçine (içerik bilgisi yok)	[1669]
DLP	Diklofenak sodyum, İbuprofen	Ağrı kesici	Karıştırma	PEGDA	[1670]
MJ	Fluorourasil, kurkumin, sisplatin	Kanser	Karıştırma	Soluplus™ + sodyum flöresin	[1671]

Tablo 6.28 Rektal/ vajinal uygulamalar [1672- 1675]

Proses	İlaç	Endikasyon/ Tedavi	İlaç Yükleme Metodu	Malzeme	Ref.
FFF	Östrojen, progesteron	Jinekolojik rahatsızlıklar	SEE	PCL	[1672]
Pist. ME	Takrolimus	Enflamatuar Bowel	Karıştırma	PEG-32 türevleri	[1673]
Pist. ME	Dapivirin	HIV	SEE	TPU	[1674]
SLA	Diklofenak sodyum, İbuprofen sodyum, lidokain hidroklorür, ketoprofen	Ağrı kesici	Karıştırma	3DM-Cast™ (içerik bilgisi yok)	[1675]

Tablo 6.29 Meş ve kateter uygulamaları [1676- 1678]

Proses	İlaç	Meş / Kateter	Endikasyon/ Tedavi	İlaç Yükleme Metodu	Malzeme	Ref.
FFF	Gentamisin	Meş	Bakteriyel enfeksiyon	SEE	PLA	[1676]
FFF	Tetrasiklin hidroklorür	Kateter	Genel enfeksiyon	SEE	TPU	[1677]
FFF	Gentamisin, metotreksat	Kateter	Kanser	SEE	PLA	[1678]

6.6 Dental Uygulamalar

Eklemeli imalat proseslerinin tamamı, üç boyutlu tarama sistemlerinden veya doğrudan CAD modellemelerinden elde edilen sanal verilerin farklı imalat prensipleriyle işlenmesiyle fiziksel nesnelerin elde edildiği sistemlerdir. Medikal ve dental alanlarda sıkça karşılaşılan kompleks problemlerin kolaylıkla üstesinden gelinebilmesini sağladığı göz önünde bulundurulduğunda, bu alanlarda kendisine çok çabuk yer edindiğini görebiliriz. Dişçilik alanında en yaygın kullanılan eklemeli imalat yöntemleri arasında stereolitografi (SLA, DLP, CLIP, vb.) ve lazer sinterleme (DMLS, SLS, vb.) teknikleri öne çıkmaktadır. Stereolitografi prosesi daha çok hizalama aparatlarının üretiminde, lazer sinter prosesleri ise diş kronu, dental implantlar gibi uygulamalarda tercih edilmektedir [1679, 1680]. Dental implant cerrahisi, genellikle hekim tarafından el ile gerçekleştirilmektedir. Prosedür süresince hekim, öncelikle çene filmi çektirdiği hastanın tarama verilerinden faydalanarak ağız içerisinde delme, kesme gibi işlemleri gerçekleştirmektedir. Bu yöntemin hekimin hayal gücüne de ihtiyaç duyuyor olması, çeşitli hassasiyet problemlerinin ortaya çıkabilmesine neden olmaktadır [1681]. Delme, kesme gibi invasif müdahaleler ele alındığında eklemeli imalatın kullanılmasıyla, operatör tarafından delik konumları, giriş yolları gibi cerrahi prosedürlerin daha hassas gerçekleştirilebilmesini sağlayan kılavuzlar (damak, protez, tüm çene, vb.) hastaya

özgün biçimde üretilebilmektedir. Bu sayede operasyon kaynaklı riskler en aza indirilerek, diş hekimleri ve hastaların daha güvenli cerrahi süreçler atlatması sağlanabilmektedir [1682]. Tablo 6.30'da dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılan eklemeli imalat yöntemleri ve başlıca avantaj-dezavantajlar gösterilmiştir.

Tablo 6.30 Dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılan eklemeli imalat yöntemleri ve başlıca avantaj- dezavantajlar [1683]

Teknoloji	Hassasiyet	Dental Malzeme	Avantaj	Dezavantaj
VP	50-55 µm	* Metal ve seramik katkılı/ katkısız akrilat fotopolimerler	* Hız * Enjeksiyon kalıplama ve döküm için model üretimi	* Parça kırılganlığı * Düşük ölçekli üretim * Makine maliyeti
SLS	45-50 µm	* Termoplastikler * Seramikler	* Destek ihtiyacı yok * Yüksek dayanım ve rijitlik * Fonksiyonel parça imkanı	* Poröz yüzey * Kaplama ihtiyacı
FFF	35-40 µm	* PC, ABS, PLA, PP, PEEK	* Yüksek dayanım * Düşük maliyet * Sızdırmazlık	* Katman izleri * Destek ihtiyacı * Delaminasyon riski
DMLS	20-35 µm	* Ti, Co, Al, bronz, çelik, Ni	* Çok yüksek dayanım * Yüksek hassasiyet * Karmaşık geometrili imalat	* Pürüzlü yüzey * Büzülme ve kıvrılma riski

Tablo 6.30 Dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılan eklemeli imalat yöntemleri ve başlıca avantaj- dezavantajlar [1683] (devamı)

BJ	35-40 µm	* Neredeyse tüm tozlar * Bağlayıcılar	* Kontrollü poröz yapı imkanı * Hız	* Makine maliyeti * Boyut sınırlılığı
EBM	40-50 µm	* Ti, CoCr, 316L	* Yüksek yoğunluk * Vakum sayesinde düşük empürite	* Maliyet * Proses sırasında X-ışını üretimi
MJP	20-35 µm	* Polimer tozlar	* Çok yüksek hız * Yüzey kalitesi	* Seramiklere uygun değil * Medikal alan dışında yüksek performans polimerleri öncelikte

Eklemeli imalatın diş hekimliği alanında başlıca kullanıldığı uygulamalar arasında üç boyutlu dental implantlar, cerrahi kılavuzlar, ortodontik model üretimi, hizalayıcı (aligner) üretimi, hasarlı dişlerin onarım ve yenilenmesi, özelleştirilmiş dental kalıp üretimi, eğitimsel uygulamalar, kron ve köprü üretimi ve enstrümantasyon üretim uygulamaları öne çıkmaktadır [1684].

6.6.1 Dental Kron, Köprü ve İmplant Uygulamaları

Dental implantlar, bir zamanlar dental açıdan yetersiz olarak tanımlanan pek çok hasta için yeni protetik tedavi planlamaları yapılabilmesinin önünü açmıştır. Ayrıca implant sistemlerindeki gelişmeler ile de diş eksikliği bulunan hastaların kendilerine ait hissedebilecekleri dişlere sahip olmaları sağlanarak hayat kalitelerinin korunup geliştirilmesi amaçlanmıştır. Dental implantlar, çene kemiğinin üstüne veya içine tek diş, birkaç diş veya tüm dişlere destek sağlamak

amacı ile yerleştirilen biyomateryaller olarak tanımlanmaktadır [1691]. Şekil 6.21'de dental implant, kron ve köprüler şematik olarak tanıtılmıştır.



Şekil 6.21 Dental implant, kron ve köprüler; (a) bir arada gösterim, (b) tek bir İmplantın temel kısımları, (c) köprü çeşitleri, (d) kullanılan malzeme bazında kron çeşitleri [1685- 1687]

Tablo 6.31 Dental implant üretiminde yaygın olarak kullanılan malzemeler [1693-1696]

İmplant Malzemesi	**Genel Gösterim veya Kısaltma**
Metal	
Titanyum	cP-Ti
Titanyum Alaşımları	Ti-6Al-4V ELI
	Ti-6Al-4V Gr.5
	Ti-6Al-7Nb
	Ti-5Al-2.5Fe
	Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd

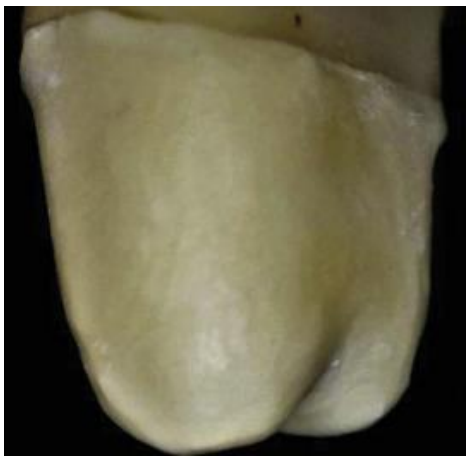
Tablo 6.31 Dental implant üretiminde yaygın olarak kullanılan malzemeler [1693-1696] (devamı)

Titanyum alaşımları (devam)	Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr
	Roksolit (%83-87 Ti- %13-17 Zr)
Paslanmaz Çelik	316L
Kobalt-Krom	Vitallium (Co-Cr-Mo)
Altın Alaşımları	%62-68 Au + Pd, Ag, Pt, vb.
Tantalyum Alaşımları	Ta + Nb, Ti, vb.
Seramik	
Alümina	Al_2O_3
Hidroksiapatit	$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$
Beta-trikalsiyum fosfat	β-TCP ($Ca_3(PO_4)_2$)
Karbon	Vitröz C
	Düşük sıcaklık izotropik C (LTI)
	Aşırı düşük sıcaklık izotropik C (ULTI)
Karbon-silikon	C-Si
Biyocam	$SiO_2/CaO/Na_2O/P_2O_5$
Zirkonya	ZrO_2
Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina	ZTA
Polimer	
Polimetilmetakrilat	PMMA
Politetrafloroetilen	PTFE
Polietilen	PE
Polisülfon	PSF
Poliüretan	PU
Polieter eter keton	PEEK

Tablo 6.32 ve Tablo 6.33'te sırasıyla dental kron ve dental implant sapı üretim çalışmaları gösterilmiştir.

Tablo 6.32 Dehurtevent ve ark. tarafından gerçekleştirilen, DLP prosesi ile alumina kron üretimi çalışması [1697]

Yöntem	Cihaz	Malzeme	Uygulama/ Parça
DLP	CryoCeram	Akrilik reçine + Al_2O_3	Kron
Detaylar: * Reçinenin hassasiyet aralığı: 350-400 nm, 10 mW/cm^2 * Alümina içeriği %80 * XY çözünürlüğü: 50 µm, Z çözünürlüğü (katman kalınlığı): 50 µm * Polimer uzaklaştırma: 450^{o}C, 2 saat * Son sinterleme: 1690 ^{o}C, 3 saat			
Sonuçlar: * Parçanın relatif yoğunluğu %97.8-%98.1 aralığında ölçülmüştür. * Delaminasyon gözlenmemiştir. * ISO6872:2015 standardının gerektirmiş olduğu 300 MPa minimum dayanıma XY, YZ ve XY yönlendirmelerinin tümünde ulaşılabilmiştir.			



Şekil 6.22 Dehurtevent ve ark. üretmiş oldukları alumina dental kron [1697]

Tablo 6.33 SLM prosesi ile titanyum dental implant sapı üretimi çalışması [1698]

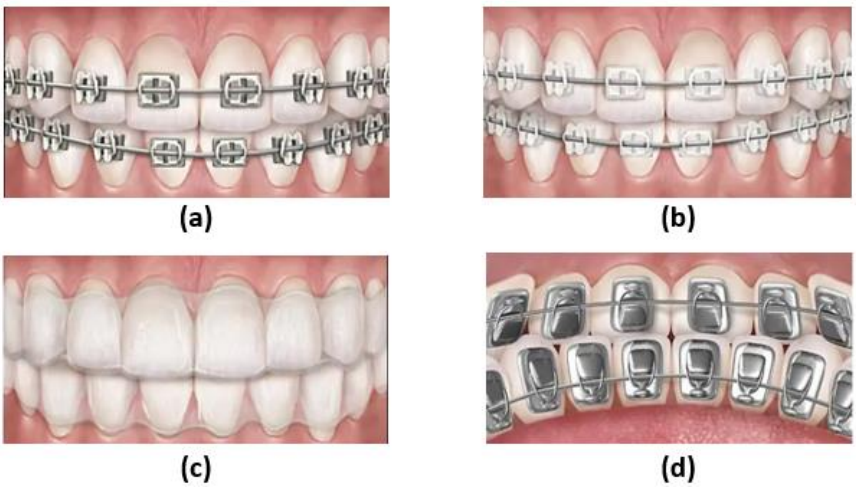
Yöntem	Cihaz	Malzeme	Uygulama/ Parça
SLM	Realizer 250	cP-Ti Gr.1	Dental implant sapı
Detaylar: * Ortalama toz çapı: 45 µm * Lazer gücü: 200 W * Tarama paterni: Zikzak, 90^{o} * Tarama mesafesi: 100 µm * Katman kalınlığı: 50 µm			
Sonuçlar: * ASTM F67'ye göre belirtilen saf titanyum implant dayanımları SLM ile elde edilebilmiştir. * 60 J/mm^{3} enerji yoğunluğunda %99.8 relatif yoğunluğa ulaşılabildiği belirtilmektedir. * 60 J/mm^{3} değerinin üstündeki enerji yoğunluklarında çekme dayanımında düşüş gözlenmiştir. * Üretilen parça β-TCP kaplanarak biyouyumluluk incelemesi gerçekleştirilmiştir.			



Şekil 6.23 SLM prosesi ile üretilen titanyum dental implant sapı [1698]

6.6.2 Dental Braket Uygulamaları

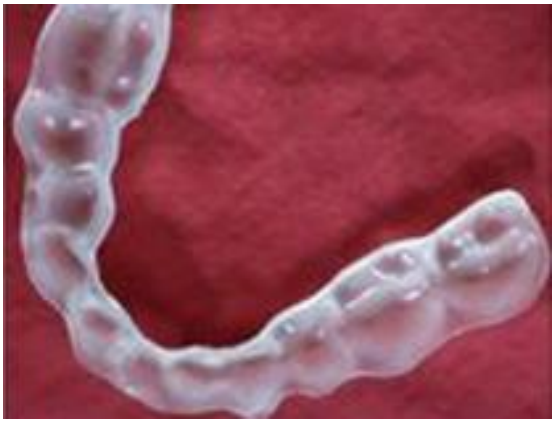
Günümüzde diş teli/braket dendiğinde sıklıkla akla gelenler metal braketlerdir. Metal braketler, dişlerin üzerine yapıştırılan, genellikle yüksek kalite paslanmaz çelikten üretilen metal aygıtlardır. Günümüzde kullanılan metal braketler eskisine göre daha küçük, konforlu ve estetiktir. Braketlerin/ diş telinin ortasından ark teli dediğimiz ince bir tel geçer ve bu tel braketlere elastik veya tel bağlarla tutturulur. Metal braketler, ark telleriyle daha az sürtünmesi nedeniyle daha hızlı tedavi imkanı sağlar. İstenirse elastiklerle renklendirilebilir. Seramik braketler daha az görünür. Rengi daha estetik olmakla beraber, biraz daha büyüktür ve daha fazla yiyecek birikimi olabilir. Kırılganlığı fazladır, daha özenli kullanılması gerekir, bu nedenle erişkin hastalar için daha uygundur. Sürtünmesi biraz daha fazla olduğu için seramik braketlerle tedavi süresi biraz uzayabilir. Şeffaf (telsiz) braket uygulamaları Şeffaf hareketli plaklarla yapılan, telsiz tedavi olarak da bilinen ortodontik tedavi türüdür. Kişiye özel şeffaf plaklar üretilir, çapraşıklık miktarına göre plak sayısı değişmektedir. Lingual braketler ise dişlerin arka yüzüne yapıştırılan, dışarıdan görünmeyen braketlerdir. Lingual braketlerde kişiye özel üretim yapılabilir, bu nedenle maliyeti daha fazladır [1692]. Şekil 6.24'te dental braket çeşitleri, Tablo 6.34 ve Şekil 6.25'te ise şeffaf braket örneği çalışması gösterilmiştir.



Şekil 6.24 Dental braket çeşitleri; (a) metal braket, (b) seramik braket, (c) şeffaf braket, (d) lingual (içten) braket [1688- 1690]

Tablo 6.34 Pugalendhi ve ark. tarafından gerçekleştirilen, MJ prosesi ile ticari akrilat reçine kullanılarak şeffaf diş braketi üretimi çalışması [1699]

Yöntem	Cihaz	Malzeme	Uygulama/ Parça
MJ	Objet 260 Connex	VeroClear™ (model) Fullcure 705™ (destek)	Şeffaf braket
Detaylar: * Püskürtme: 7 000 000 damlacık/saniye * Kür kaynağı: UV lamba * Katman kalınlığı: 16 µm * Braket et kalınlığı: 625 µm			
Sonuçlar: * Maliyet açısından, en ucuz model üretim yöntemi olan FFF prosesi ve konvansiyonel reçine döküm yöntemi kullanıldığında üretilen aynı parça için %30 oranında ekonomik üretim gerçekleştirilmiştir. * Çalışmanın sonrasında 23 diş hekimi ve 23 farklı vakada aynı yöntemle şeffaf braket üretimi gerçekleştirilmiş, hepsinde tatmin edici sonuçların elde edildiği araştırmacılar tarafından belirtilmiştir.			

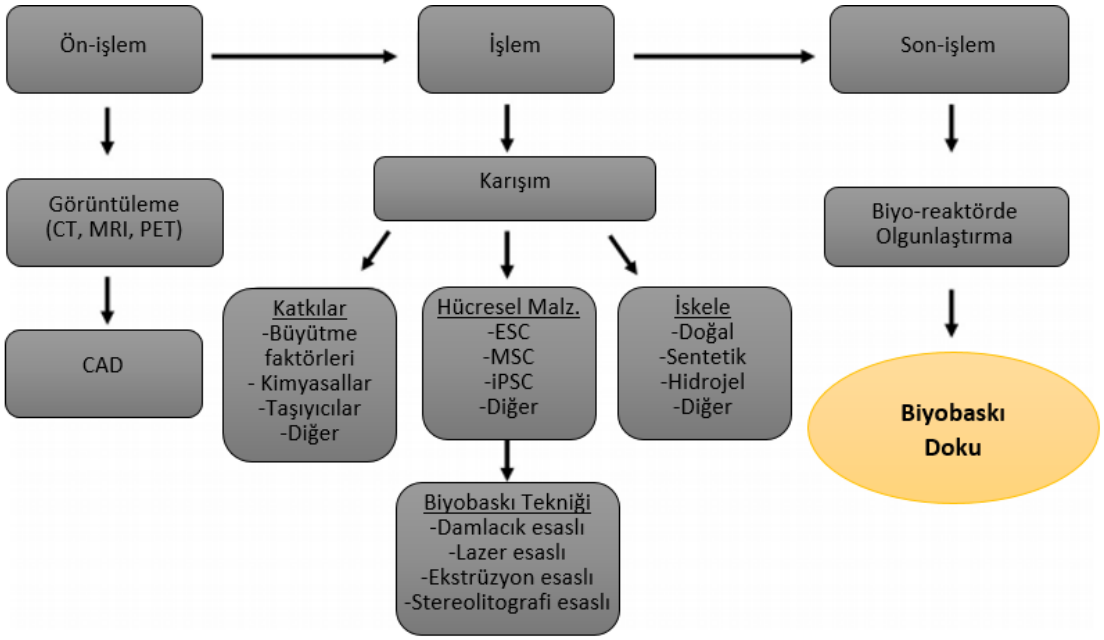


Şekil 6.25 Pugalendhi ve ark. üretmiş oldukları dental braket [1699]

6.7 Biyobaskı

Organlar, belirli ayırt edici işlevleri yerine getiren oldukça özel doku yapılarıdır. Organların işlevini kaybetmesi durumunda, uygulanan klinik müdahalelerde uygun donör bulunamaması veya vücudun donör dokuyu reddetmesi gibi problemlerle karşılaşılabilmektedir [1700]. Bu gibi transplantasyon (organ nakli) problemlerinin üstesinden gelebilmek adına, kendi içerisinde çeşitli zorlayıcılıklara sahip doku mühendisliği yaklaşımlarından faydalanılmaktadır. Eklemeli imalatın katmanlı üretim prensibiyle üç boyutlu nesneleri doğrudan üretebilmesi imkanı sayesinde, doku mühendisliği uygulamalarında karşılaşılan bazı sorunların üstesinden gelebilmek için çeşitli "üç boyutlu biyobaskı" sistemleri geliştirilmiştir [1701]. Son yıllarda; biyolojik-biyokimyasal malzemelerin ve özellikle canlı hücrelerin katmanlı bir şekilde hassas olarak konumlandırılması ve fonksiyonel parçaların konumlandırılmasının kontrolü sayesinde üç boyutlu canlı doku yapılarını üretebilme imkanı ortaya çıkmıştır [1702].

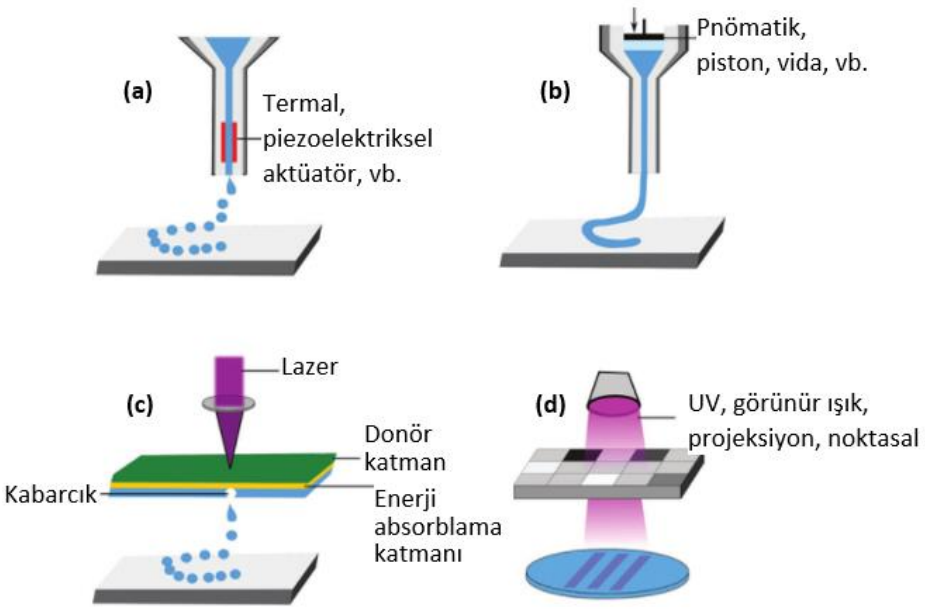
Tipik bir biyobaskı prosesi ön-işlem, işlem ve son-işlem olmak üzere üç temel aşamada gerçekleştirilmektedir (Şekil 6.26). Ön-işlem aşamasında; bir dokunun veya organın görüntülenmesi ve elde edilen görüntüler doğrultusunda üç boyutlu modellerin rekonstrüksiyonu gerçekleştirilmektedir. Nispeten daha basit görüntü işleme gereksinimlerine bağlı olarak, bu aşamada daha çok multi-dedektör bilgisayarlı tomografi (MDCT) sisteminden faydalanılmaktadır. Ayrıca diğer görüntüleme metotları olarak koni demetli tomografi (CBCT), pozitron emisyon tomografisi (PET), tek foton emisyon tomografisi (SPECT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve ultrasonografik görüntüleme (US) gibi sistemlerden de faydalanılabilmektedir. Bu görüntüleme yöntemlerinin hepsi invasif olmayan görüntüleme yöntemleridir [1703]. İşlem aşamasında, uygun biyo-malzeme kullanılarak üç boyutlu biyobaskı prosesi gerçekleştirilmektedir. Biyobaskı prosesleri; lazer esaslı biyobaskı, damlacık esaslı biyobaskı, ekstrüzyon esaslı biyobaskı ve stereolitografi esaslı biyobaskı prosesleri olmak üzere 4 temel sınıfa ayrılmaktadır. Son-işlem aşamasında ise baskısı gerçekleştirilen dokular, planlanan uygulama öncesi olgunlaşma sürecine tabi tutulmaktadır [1704].



Şekil 6.26 Biyobaskı prosesinin aşamaları ve 4 temel biyobaskı yöntemi [1705]

6.7.1 Biyobaskı Çeşitleri

Günümüzde doku mühendisliği uygulamalarında organ yazımı ismiyle de anılan biyobaskı prosesleri, elde edilen biyo-parçanın imalat prensiplerine göre 4 temel sınıfa ayrılmaktadır (Şekil 6.27). Bu yöntemler damlacık püskürtme esaslı biyobaskı, lazer esaslı biyobaskı, stereolitografi esaslı biyobaskı ve ekstrüzyon esaslı biyobaskı proseslerinden meydana gelmekte olup, her bir yöntemin kendi içerisinde avantaj ve dezavantajlara sahip olduğu belirtilmektedir. Bu 4 temel biyobaskı grubu da kendi içerisinde imalat prensiplerindeki küçük farklılıklara veya ekipman/sistem konfigürasyonu ve düzeneklerine göre farklı sınıflara ayrılabilmektedir [1702].



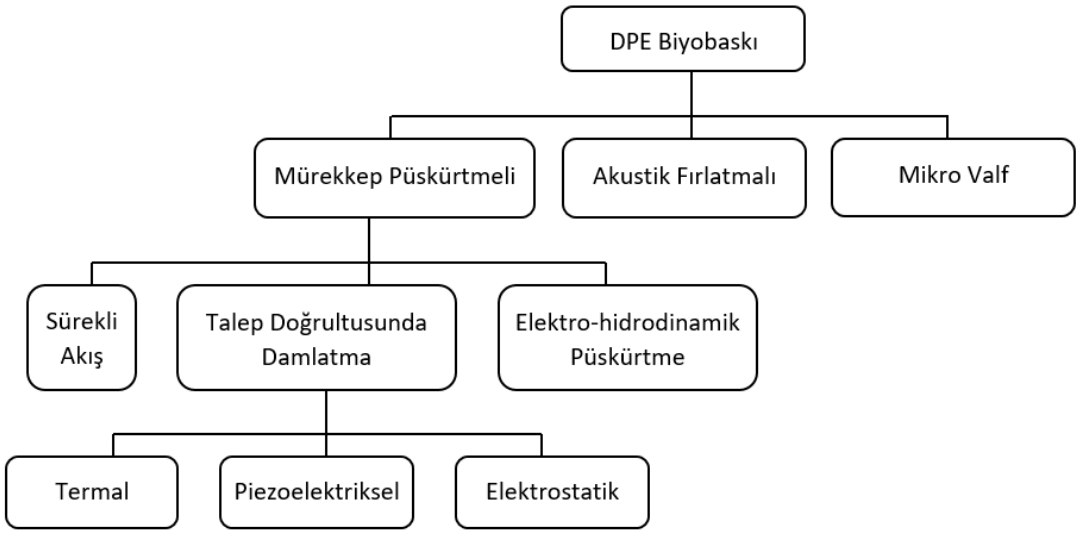
Şekil 6.27 Temel biyobaskı metotları; (a) damlacık püskürtme esaslı, (b) ekstrüzyon esaslı, (c) lazer esaslı, (d) stereolitografi [1706]

6.7.1.1 Damlacık Püskürtme Esaslı (DPE) Biyobaskı

Damlacık esaslı biyobaskı proseslerinin kökeni, 1950'li yıllarda geliştirilen mürekkep-jet baskı teknolojilerine uzanmaktadır. İlk olarak geliştirilen sürekli akış (CS) yazıcı başlıklarından sonra talep-doğrultusunda-damlatma (DOD) başlıkların icat edilmesiyle hızla genişleyen püskürtmeli yazıcılarla, biyolojik malzemelerin yazılmasına dair öncül fikirlerden bir tanesi Klebe tarafından ortaya atılmıştır. Klebe, 1987 yılında yapmış olduğu çalışmada bir adet HP termal DOD yazıcı kullanarak kolajen ve fibronektinden oluşan biyo-mürekkep solüsyonu hazırlamış ve ince film üretimi gerçekleştirmiştir [1707]. Objet firması tarafından mürekkep püskürtmeli üç boyutlu yazıcıların geliştirilmesinden sonra 2003 yılında Boland ve arkadaşları, termal DOD başlıklı yazıcıların kullanılmasıyla uygun formda canlı hücrelerin üç boyutlu olarak biriktirilebilmesine dair yapmış oldukları fizibilite çalışmalarıyla birlikte, damlacık püskürtmeli biyobaskı proseslerinin temelini atmıştır [1708, 1709].

DPE biyobaskı prosesleri mürekkep püskürtmeli biyobaskı, akustik damlacık fırlatmalı biyobaskı ve mikro valf biyobaskı olmak üzere üç temel gruba

ayrılmaktadır. Mürekkep püskürtmeli biyobaskı kendi içerisinde sürekli akış (CS), talep doğrultusunda damlatma (DOD) ve elektro-hidrodinamik püskürtmeli biyobaskı olarak yine üç alt gruba ayrılmaktayken; talep doğrultusunda damlatmalı biyobaskı ise kendi içerisinde termal, piezoelektriksel aktüatörlü ve elektrostatik biyobaskı olmak üzere yine üç farklı alt gruba ayrılmaktadır (Şekil 6.28) [1710].



Şekil 6.28 Damlacık püskürtme esaslı biyobaskı proseslerinin sınıflandırılması [1710]

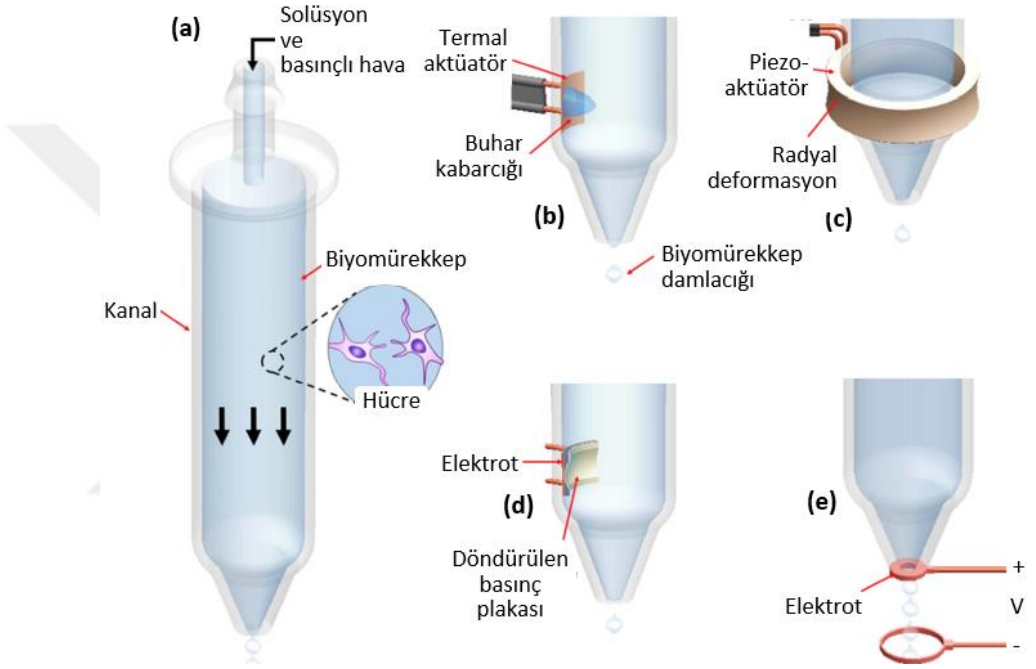
Mürekkep püskürtmeli biyobaskı proseslerinde (Şekil 6.29), biyo-mürekkep solüsyonunun fiziksel olarak yönlendirilmesiyle damlacıklar oluşturulmaktadır. Substrat yüzeyine malzemenin gönderilmesinde yerçekimi kuvvetleri, atmosferik basınç ve solüsyonun akış mekaniklerinden faydalanılmaktadır. Sürekli akış (CS) başlıklı biyobaskı proseslerinde solüsyona uygulanan basınç kuvvetlerinin etkisiyle solüsyonun nozülden çıkışı sağlanarak, Rayleigh-Plateau kararsızlığına bağlı olarak damlacık oluşumu gerçekleştirilmektedir [1711]. Talep doğrultusunda damlatma (DOD) prosesleri, özellikle doku yazımı uygulamalarında CS başlıklı proseslere göre daha çok tercih edilmektedir. DOD başlıklı püskürtme sistemleri, yalnızca gerektiği durumda atımlanacak damla oluşturma kabiliyeti sayesinde kontrol kolaylığı, ekonomiklik gibi avantajları beraberinde getirmektedir. Sıvı odacığındaki biyomürekkepler, nozül açıklığındaki yüzey gerilimi sayesinde pozisyonlarını koruyabilmektedir. Termal, piezoelektriksel veya elektrostatik aktüatörler

tarafından oluşturulan basınç palsleri ile sıvı kanalında oluşturulan ani basınç değişimlerine cevap olarak nozül açıklığındaki yüzey gerilimi aşılarak, biyomürekkebin nozül ucundan çıkışı sağlanmaktadır [1712].

Termal aktüatörler, voltaj uygulandığında biyomürekkebin sıvı kanalı içerisinde lokal olarak ısınmasına yol açmaktadır. Lokal ısınma etkisiyle solüsyon içerisinde baloncuk oluşumu meydana gelerek, oluşan baloncuğun kendi yüzey gerilimini aşan iç basınca ulaştığı anda patlamasıyla sıvı kanalı içerisinde basınç palsi yaratılmaktadır. Bu palsin etkisiyle nozül açıklığındaki yüzey gerilimi aşılarak, solüsyonun substrat yüzeyine gönderilmesini sağlayan çıkış gerçekleştirilmektedir [1713]. Piezoelektriksel aktüatörler, voltaj uygulandığında şekil değiştirerek sıvı kanalında ani basınç dalgalanmasına yol açmaktadır. Termal aktüatörlü sistemlere benzer şekilde oluşan basınç dalgalanması, nozül açıklığındaki yüzey geriliminin aşılmasına neden olarak solüsyonun nozülden çıkışını sağlamaktadır [1714]. Elektrostatik aktüatörler, termal ve piezoelektriksel aktüatörlü biyoyazıcılara benzer şekilde sıvı odacında oluşturulan ani hacim değişikliğine cevaben solüsyonun çıkışını sağlamaktadır. Basınç plakası ve bir elektrot arasına voltaj palsi uygulandığında basınç plakası yönünü değiştirerek solüsyonun hacminin değişmesine neden olmaktadır [1715].

DOD biyoyazıcılar, biyomürekkep solüsyonun nozülden itilmesiyle damlacık oluşturmaktadır. Bu sebeple, özellikle hücre yüklü damlacıkların küçük çaplardaki nozül açıklıklarından fırlatılabilmesi için yüksek basınçlara ihtiyaç duyulabilmektedir. Bu tarz ani yüksek basınçlar, hücreler üzerinde tehlike arz edebilmektedir. Buna karşın elektro-hidrodinamik (EHD) biyoyazıcılarda; yüksek basınç gereksinimleri önlenerek ve elektrik alandan faydalanılarak biyomürekkep damlacıklarının itilmesi değil, çekilmesi şeklinde çıkış sağlanmaktadır. Bunun sonucu olarak, özellikle yüksek hücre konsantrasyonuna sahip (kütlece %20-25'lere kadar) biyomürekkeplerin ve çok daha küçük çaptaki nozül açıklıklarının (D<100 μm) kullanılması gereken uygulamalarda EHD biyoyazıcıların kullanımı büyük avantaj sağlamaktadır [1716]. EHD biyobaskıda öncelikle mürekkep, metalik bir nozüle çok küçük bir destek basıncıyla beslenmektedir. Daha sonra çok küçük bir destekleyici basınç kuvvetiyle solüsyonun nozül açıklığında yüzey gerilimi

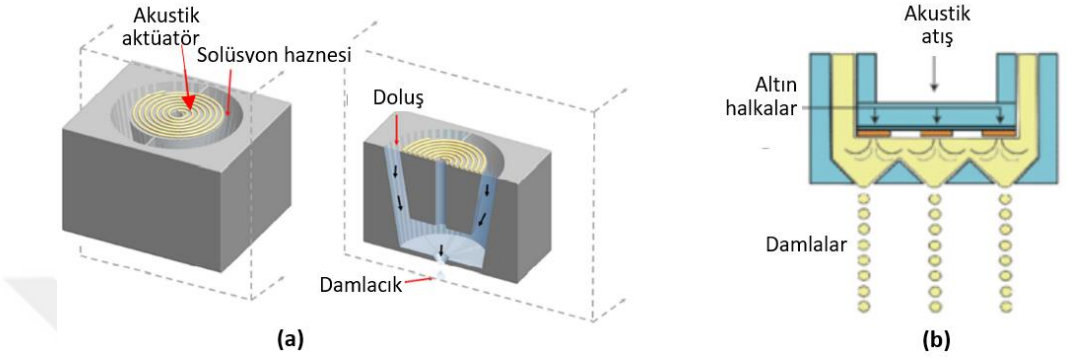
aşılmamak koşuluyla küresel menisküs oluşumu sağlanmaktadır. Daha sonra nozül ve substrat arasına uygulanan 0.5-20 kV aralığındaki voltajla birlikte elektriksel alan oluşturularak mürekkep içerisindeki hareketli iyonların menisküs sınırına yakın bölgelerde yığılması sağlanmaktadır. Sonuç olarak elektrostatik çekim kuvvetleri etkisiyle Taylor konisi şekli oluşmakta ve Taylor konisinin ucundaki kuvvetlerin yüzey gerilimini aşmasıyla damlacıkların koparak substrat yüzeyine gönderilmesi gerçekleştirilmektedir [1717].



Şekil 6.29 Mürekkep püskürtmeli biyobaskı prosesleri; (a) sürekli akış (CS), (b) termal aktüatörlü DOD, (c) piezo-aktüatörlü DOD, (d) elektrostatik aktüatörlü DOD, (e) EHD [1718]

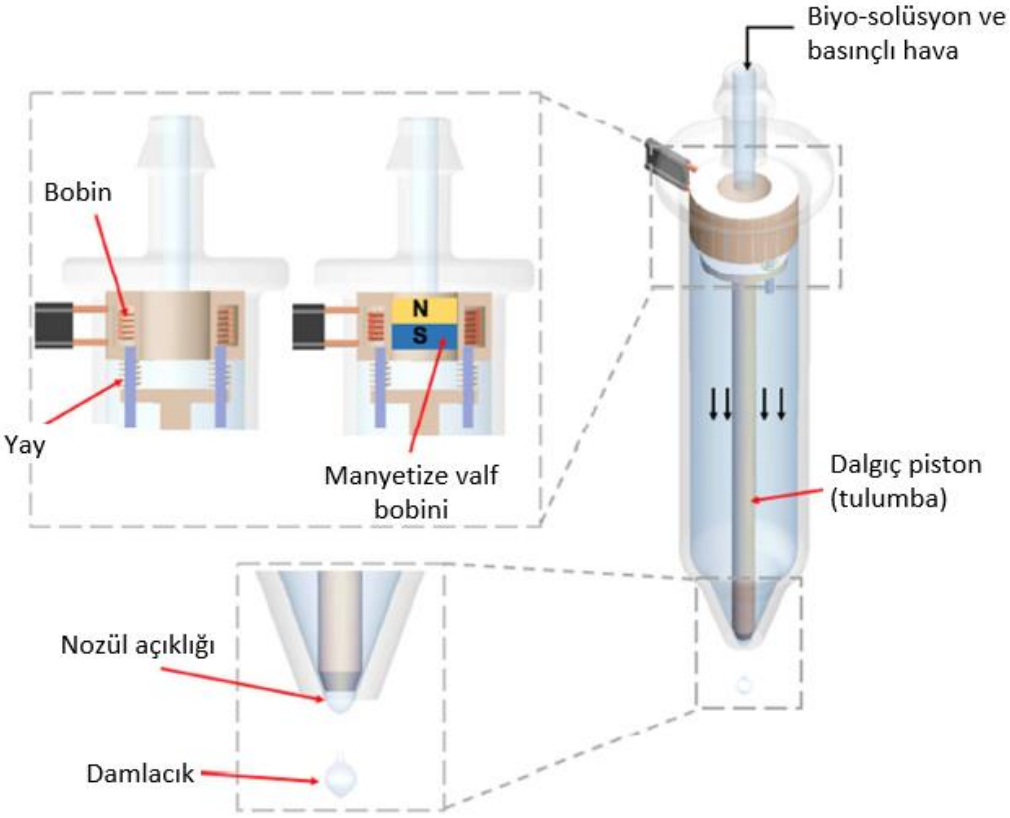
Akustik fırlatmalı biyobaskıda; mürekkep püskürtmeli biyobaskı proseslerinde olduğu gibi damlacıkların atımı bir nozülden değil, açık bir havuzdan gerçekleştirilmektedir (Şekil 6.30). Havuzdan gönderilecek damlacıkların itici gücü, oluşturulan elektriksel alandan temin edilmektedir. Bunun sonucu olarak biyomürekkep solüsyonu ve içindeki canlı hücreler ısı, yüksek basınç, yüksek voltaj ve kayma gerilimi gibi zararlı etkilere maruz kalmamaktadır. Tipik bir akustik biyoyazıcı başlığı, bir piezoelektrik substrat ve onun üzerinde arzu edildiği anda akustik dalgaların oluşturulmasını sağlayan birleşik altın halkalardan meydana

gelmektedir. Oluşturulan dalgalar çembersel yapıda olup, havuz açıklığına yakın bölgelerdeki hava-solüsyon arayüzeyinde bir odak noktası oluşturmaktadır. Akustik yayınımın bu odak noktasında yüzey geriliminin aşılabileceği kuvvetlere ulaşmasıyla, havuz açıklığından solüsyonun atımı gerçekleştirilmektedir [1719].



Şekil 6.30 Akustik biyobaskı prensibi; (a) tek çıkışlı akustik biyobaskı havuzu izometrik görünüm, (b) çok çıkışlı akustik biyobaskı havuzu yandan görünüş [1718, 1720]

Damlacık püskürtme esaslı biyobaskı çeşitlerinden en sonuncusu olan mikro valf kullanımlı proseslerde, damlacık oluşturmak için elektromekanik valflerden faydalanılmaktadır. Sıvı odacığındaki biyomürekkebe basınç uygulanarak aynı zamanda bir valf yardımıyla kontrollü bir şekilde açık ve kapalı olmasına müsaade edilen nozül açıklığından damlacıkların gönderilmesi gerçekleştirilmektedir. Tipik bir mikro-valf biyobaskı başlığı, selenoid bobin ve nozül açıklığını kontrollü olarak bloke eden bir tulumbadan (dalıcı piston) meydana gelmektedir (Şekil 6.31). Voltaj palsi uygulandığında bobinler tarafından manyetik alan meydana getirilerek dalgıç pistonun yukarı yönde hareket etmesi sağlanmaktadır. Bunun sonucu olarak nozülün açıklığındaki engel ortadan kalkarak solüsyonun kanal ucundan çıkışı elde edilmektedir [1721]. Tablo 6.35'te, damlacık püskürtme esaslı biyobaskı proseslerinin genel karşılaştırması verilmiştir.



Şekil 6.31 Mikro-valf biyobaskı prensibi [1710, 1718]

Tablo 6.35 Damlacık püskürtme esaslı biyobaskı proseslerinin genel karşılaştırması [1711, 1713- 1716, 1719]

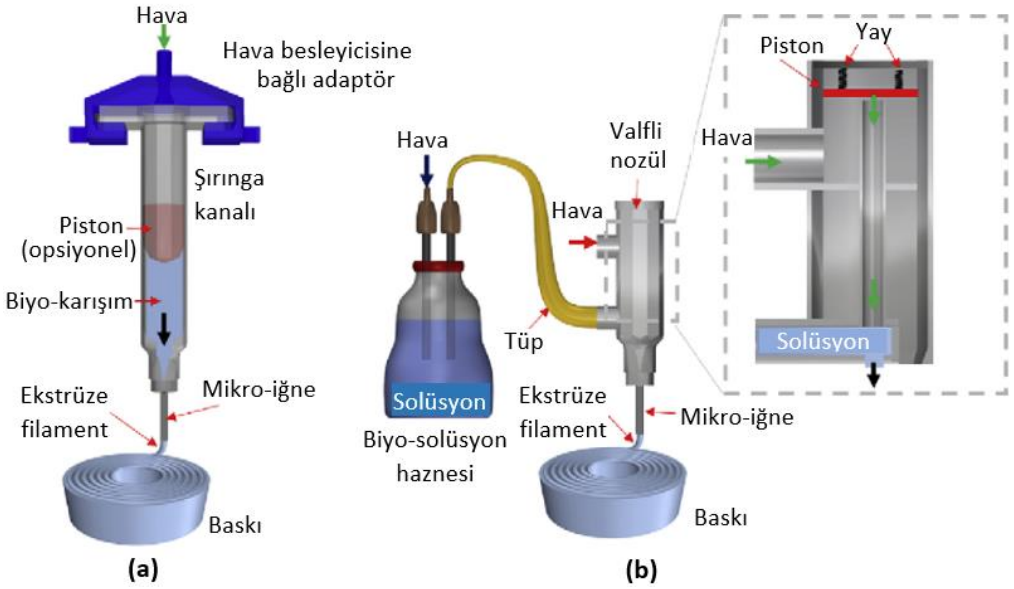
Damlacık Püskürtme Esaslı Biyobaskı					
Kategori	Mürekkep Püskürtmeli		Elektro-hidrodinamik	Akustik Biyobaskı	Mikro-valf Biyobaskı
	Sürekli Akış	DOD			
Tetik Mekanizması	Pnömatik aktüatör	Termal, piezoelektrik, elektrostatik aktüatör	Elektrik alan	Akustik aktüatör	Pnömatik aktüatör
Avantajlar	1. Yüksek çözünürlük 2. Yüksek baskı hızı 3. Fiyat uygunluğu 4. Hücre konsantrasyon gradyanı		1. Yüksek çözünürlük 2. Yüksek viskozite	1. Zararlı gerilimler yok 2. Yüksek çözünürlük 3. Yüksek hız	1. Farklı yazıcı başlıklarından senkronize atım
Dezavantajlar	1. Düşük viskozite 2. Nozül tıkanması 3. Damlacık kontrolü	1. Düşük viskozite 2. Nozül tıkanması	1. Elektrik alan, hücrelerin yaşam ömrünü etkileyebilir	1. Düşük viskozite 1. Düşük hücre konsantrasyonu	1. Nozül tıkanması 2. Düşük çözünürlük 3. Hücre hasarı

6.7.1.2 Ekstrüzyon Esaslı Biyobaskı

Tipik bir ekstrüzyon esaslı biyoyazıcı; dağıtıcı başlık ve başlığın (veya platformun) üç eksende hareketini sağlayan robotik sistemden meydana gelmektedir. Biyo-solüsyonun platform üzerinde biriktirilmesi esnasında platform hareketi tek eksende (z) ve başlığın hareketi çift eksende (x-y) gerçekleşebilmekle birlikte iki kısım için de (platform ve başlık) ayrı ayrı üç eksen hareket edebilme kabiliyetine sahip çeşitli konfigürasyonlar geliştirilmiştir [1722]. Bu biyobaskı tekniği, sıvı damlacıklara kıyasla daha hassas ve sürekli filament formunda birikim gerçekleştirilebilmesine bağlı olarak daha iyi yapısal bütünlük sağlanabilirliği

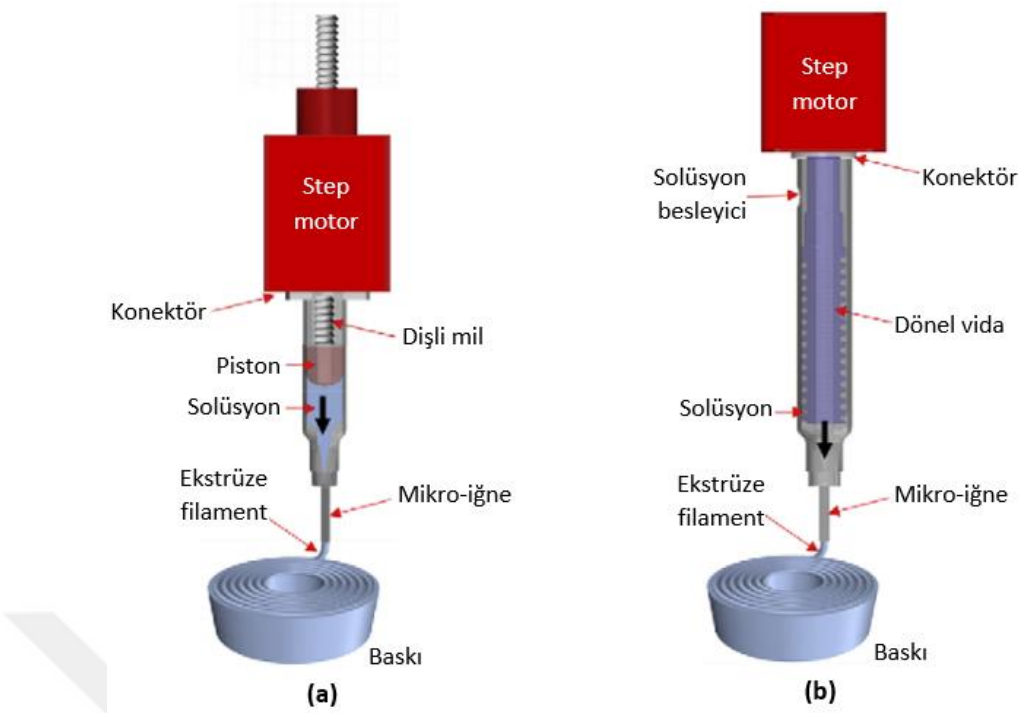
açısından günümüzde en yaygın kullanıma sahip biyobaskı yöntemi haline gelmiştir. Buna karşın, mürekkep püskürtmeli ve lazer esaslı biyobaskı yöntemlerinde elde edilebilen 5-50 μm gibi çözünürlükler, maalesef ekstrüzyon esaslı biyobaskı yöntemlerinde elde edilememekte ve genellikle 200 μm dolaylarında çözünürlüklerde üretim gerçekleştirilmektedir [1723]. Prensip olarak; tüm ekstrüzyon esaslı biyobaskı prosesleri aynı temele dayanmaktadır. Biyo-karışımlar bir enjektöre yüklenerek, mikro-nozül ucundan ekstrüze edilmektedir. Ekstrüzyon esaslı bir biyoyazıcı, baskısı gerçekleştirilen yapı içerisinde eş zamanlı olarak geniş aralıkta biyo-solüsyonların bulunması arzu edildiğinde birden fazla yazıcı başlığının bir arada kullanılmasıyla modifiye edilebilmektedir. Ayrıca ilave yazıcı başlıklarından bazıları, imalat sırasında yapının çökme gibi davranışlar göstermemesi adına uygun destek malzemeleri ile doldurulabilir. Baskı işleminden önce; baskı hızı, platform-uç mesafesi, ekstrüzyon çıkış çapı gibi parametrelerin hassas olarak belirlenmiş olması gerekmektedir. Ekstrüzyon esaslı biyoyazıcılar, solüsyonun gönderimindeki tahrik mekanizmasına göre pnömatik, mekanik (pistonlu, vidalı) veya selenoid olmak üzere üç temel sınıfa ayrılmaktadır [1724].

Pnömatik esaslı ekstrüzyon biyobaskı sistemleri (Şekil 6.32), malzeme biriktirmedeki basitlik ve kolay erişilebilirliği sayesinde akademik ve ticari alanlarda yaygın kullanıma ulaşmıştır. Diğer biyobaskı tekniklerine kıyasla çok daha yüksek viskoziteye sahip biyo-solüsyonların biriktirilmesi, bu yöntemle kolay olarak gerçekleştirilebilmektedir. Sistem valfsiz veya valfli olmak üzere iki tipte konfigürasyona sahiptir. Valfsiz konfigürasyonlar oldukça basit olmasına karşın, düşük viskoziteli biyomalzemelerin nozülden çıkışında daha az kontrol sağlanabilmektedir. Diğer tarafta, valf kullanımlı konfigürasyonlarda ise basınç ve pals frekansının kontrol edilebilmesi sayesinde daha hassas baskı elde edilebilmektedir. Valfli/valfsiz tüm pnömatik esaslı sistemlerde hava dağıtıcı kompresöre filtre uygulanarak, biyobasılmış yapının kontaminasyonu engellenmelidir. Ayrıca, filament formundaki çıkış şeklinin korunabilmesi adına daha çok, kayma incelmesi davranışı gösterebilen hidrojellerin bu yöntemlerde tercih edilmesi gerektiği belirtilmektedir [1725, 1726].



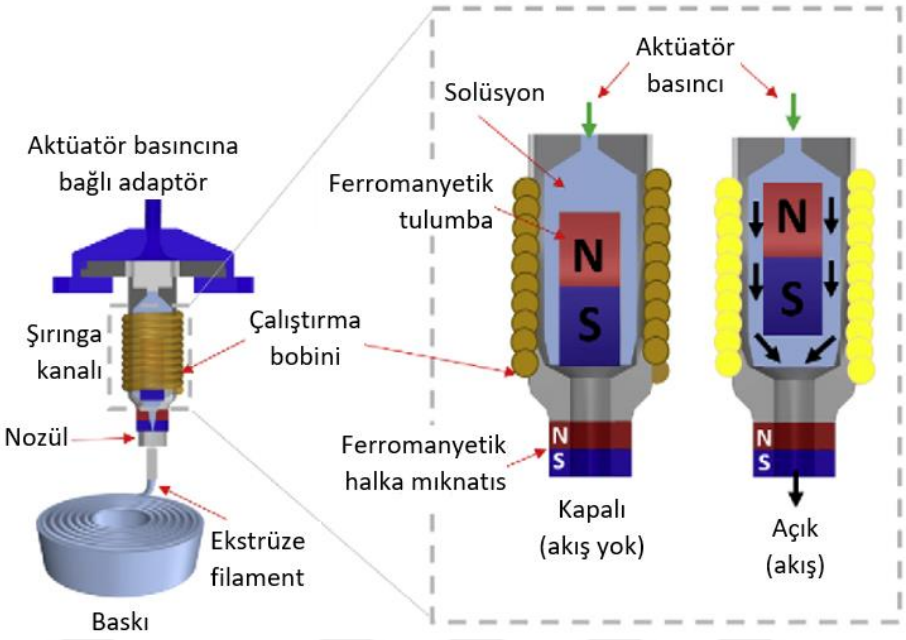
Şekil 6.32 Pnömatik ekstrüzyon esaslı biyobaskı çeşitleri; (a) valfsiz pnömatik sürüşlü, (b) valfli pnömatik sürüşlü [1729]

Mekanik esaslı ekstrüzyon sistemleri vida sürüşlü ve piston sürüşlü olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır (Şekil 6.33). Biyo-solüsyonun nozülden çıkışında daha iyi kontrol sağlanabilmesine bağlı olarak piston sürüşlü sistemler, vida sürüşlü sistemlere kıyasla daha çok tercih edilmektedir. Ancak, daha yüksek viskozitelere sahip solüsyonların kullanıldığı durumda, nozül çıkışında basıncın daha kararlı bir şekilde elde edilebilmesi adına vida sürüşlü konfigürasyonlar, piston sürüşlü sistemlere göre avantajlı konuma geçmektedir. Her iki yöntemde de hücrelerin yaşamsal faaliyetlerinin, oluşturulan yüksek basınç altında zarar görmesinin önlenebilmesi adına, basınç kuvvetiyle-viskozite dengesinin hassas olarak belirlenmiş olması gerekmektedir [1727].



Şekil 6.33 Mekanik ekstrüzyon esaslı biyobaskı çeşitleri; (a) pistonlu, (b) vidalı [1729]

Selenoid mikro-ekstrüzyon sistemlerinde, kanal ucu veya ortasındaki selenoid valfe elektriksel palslerin gönderilmesiyle, valf içerisindeki yüzücü ferromanyetik tulumba ile ferromanyetik halka mıknatısı arasındaki manyetik etkileşime bağlı olarak meydana gelen ileri-geri yönlü hareket sonucu, solüsyonun nozül açıklığına doğru kontrollü kesintilerle yönlendirilmesi sağlanmaktadır (Şekil 6.34). Bu tür ekstrüzyon esaslı biyobaskı yöntemlerinin en büyük avantajı, mikrolitre ve mikrolitre altı hacimlerdeki malzemelerin biriktirilebilmesidir. Ayrıca, düşük viskoziteli ve UV gibi ışık kaynakları altında çapraz bağ oluşumu gerçekleştirilebilen solüsyonlarda bu yöntem yaygın olarak tercih edilmektedir. Sistemin kısıtlılığı olarak; ekstrüze edilen hacmin birim zamandaki sabitliğinin, aktivasyon zamanı (bobinin enerji yüklendiği zaman) ile valfin açıldığı zaman arasındaki sapmalardan etkileniyor olması öne çıkmaktadır. İlaveten, termal kontrollü nozül konfigürasyonlarında, sıcaklığın değişmesine bağlı olarak meydana gelen solüsyon viskozitesindeki değişikliklere, valfin tepki verme süresi ve kuvveti değişiklilik gösterebilmektedir [1778].



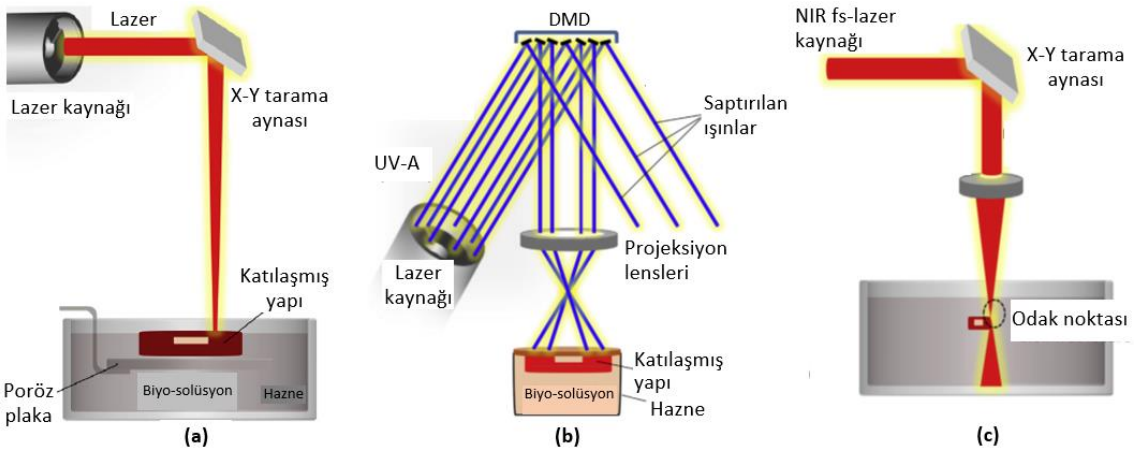
Şekil 6.34 Selenoid mikro ekstrüzyon prensibi [1729]

Ekstrüzyon esaslı biyobaskı prosesleri, doku mühendisliğinin gelişmesine büyük katkı sağlamış, gelecekte de ümit vadeden bir biyo-üretim grubudur. Gerek sistem maliyetinin düşüklüğü, gerek teçhizat basitliği sayesinde geniş aralıkta biyolojik dokuların üretiminin gerçekleştirilebildiği bu sistemlerin en büyük sınırlaması, proses esnasında oluşan basınç sebebiyle hücrelerin zarar görebilmesidir. Nozül çapı, baskı sıcaklığı ve uygulanan basıncın hassas olarak kontrol edilmesiyle, baskı prosesinin başarısı artış gösterebilmektedir. Proseste solüsyonun tecrübe etmiş olduğu en yüksek basınç, nozül/kanal duvarlarına yakın kısımlarda meydana gelmektedir. Farklı hücre türleri, aynı basınç altında farklı hassasiyetler gösterebilmektedir. Bu nedenle karmaşık hücre kültürlerinin bir arada kullanıldığı durumlarda, hücrelerin baskı üzerinde heterojen kısımların oluşmasına yol açabildiği bilinmektedir. İdeal baskı karışımının, kayma incelmesi davranışına sahip olması ve yük altında düşük viskozite sergiliyor olması gerekmektedir. Ancak şekil hassasiyetinin sağlanabilmesi adına viskozitenin, belirlenen eşik değerin altındaki değerlere düşmüyor olması arzu edilmektedir. Genel olarak hücrelerin yaşayabilirliği; baskı sırasındaki basınçla ters, nozül çapıyla doğru orantılı değişim gösterme eğilimindedir. Biyomürekkebin ön-koşullandırılması ve baskı parametreleri, prosesin başarısını etkileyen temel faktörlerdir. Biyomürekkebin ön koşullandırılmasında hücrelerin büyüme faktörleri, kullanılan katkı ilaçlar, hücre

konsantrasyonu; hidrojel matrisin viskozitesi, çapraz bağlanması, kayma incelmesi gibi faktörler etkilidir. Matrisle hücre ve katkıların karıştırılmasıyla elde edilen mürekkebin proses öncesinde bekletilme süresi, bekletildiği sıcaklık gibi parametreler ise biyomürekkebin ömrünü tayin eden faktörler arasındadır. Hazırlanan mürekkebin baskı işlemine sokulduğu aşamada ise başlıca faktörler; kanalda oluşturulan basınç, proses süresi, nozül çapı, kanal uzunluğu, nozül geometrisi, nozül ve kanal sıcaklıkları şeklindedir [1730- 1733].

6.7.1.3 Stereolitografi Esaslı Biyobaskı

Stereolitografi esaslı biyobaskı sistemlerinde biyomürekkep solüsyonu (fotokürlenebilir malzeme içerisindeki hücre ve katkılar), öncelikle reçine haznesine doldurulmaktadır. Bu reçine haznesi içerisinde z-ekseninde hareketi kontrol eden bir asansör aparatının üzerine poröz bir imalat platformu monte edilmiş haldedir. İlk katman için platform, solüsyon yüzeyine konumlandırılmakta ve sonrasında UV ışığa maruz bırakılarak fotopolimerizasyon gerçekleştirilmektedir. Fotopolimerizasyonda, sıvı veya katı haldeki monomerler veya zayıf çapraz bağlı polimerler, gönderilen enerji ve dalga boylarına cevaben üç boyutlu polimerik ağların oluşması için etkileşime geçmektedir. Bir fotonun fotobaşlatıcı tarafından absorbe edilmesiyle radikal oluşumu başlayarak, bu radikallerin monomerlerle etkileşime girmesinin sonucunda radikal fotopolimerizasyon süreci başlamış olur [1734]. Stereolitografi esaslı biyobaskı proseslerini kendi içerisinde; tıpkı "Hazne Fotopolimerizasyonu" bölümünde incelemiş olduğumuz gibi; vektörel taramalı, maske projeksiyonlu ve foton çifti taramalı olmak üzere üç temel sınıfa ayırabiliriz (Şekil 6.35) [1735].



Şekil 6.35 Stereolitografi esaslı biyobaskı prosesleri; (a) vektörel taramalı, (b) maske projeksiyonu, (c) çift foton fotopolimerizasyonu [1738]

Stereolitografi esaslı biyobaskı proseslerinde; birkaç yüz mikrondan birkaç milimetreye kadar boyut aralığında dokusal yapıların üretimi gerçekleştirilebilmektedir. Stereolitografi esaslı ilk biyobaskı araştırmalarına örnek olarak 2004 yılında Dhariwala ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmayı ele alalım. Araştırmacılar SLA-250 (3D Systems) cihazını kullanarak; içerisine bir kemirgene ait (Çin faresi) ovaryum hücreleri eklenmiş PEO ve PEGDMA hidrojeller ile boru şekilli numunelerin üretimini gerçekleştirmiştir. Çalışmalarında, hücre yaşayabilirliğinin %90 üzerinde değerlere ulaşılabildiği ancak hidrojel solüsyon içerisindeki fotobaşlatıcı miktarının artmasıyla özellikle hücrelerin ikinci günde gerçekleşen ölümlerinde artış gözlemlendiği belirtilmektedir [1592]. Stereolitografide, kürlenme hızını ve prosesin çözünürlüğünü fotokürlenebilir malzeme belirlemektedir. Farklı dokuların üretilebilmesi amacıyla, fotokürlenebilir malzemenin belirli mekanik, biyolojik ve kimyasal özelliklere sahip olması gerekmektedir. Bu açıdan fotokürlenebilir malzeme, kür ajanı, solvent, biyo-ayıraç ve ışık soğurucu gibi katkıların doğru kombinasyonlarda seçilmiş olması gerekmektedir. Katılaşma süresinin hızlandırılması ve doku yapısının mekanik kararlılığının sağlanabilmesi adına fotokürlenebilir hidrojellerin yanında çeşitli fotobaşlatıcılardan yararlanılmaktadır. Ancak fotobaşlatıcıların genellikle toksik olması ve hücrelere zarar verebilmesi nedeniyle, stereolitografi esaslı biyobaskı proseslerinde kullanılması hiç kolay değildir. Örneğin; bilinen en az sitotoksik

fotobaşlatıcılardan birisi olan Irgacure 2959'un (2-hidroksi-1-[4-(2-hidroksietoksi)fenil]-2-methyl-1-propanon) bile, %0.5 gibi düşük bir konsantrasyon oranının üzerine çıkıldığında, ikinci günde hücrelerin %75'inin ölmesine neden olduğu belirtilmektedir [1589]. Çalışmaların çoğunda Irgacure 2959 konsantrasyonunun %0.1'den az olması tavsiye edilmektedir. Ancak, bu kadar düşük bir fotobaşlatıcı konsantrasyonuna sahip solüsyonların kullanımı, gönderilen ışının penetrasyon derinliğinin kontrol edilememesi, şişme ve kabartı oluşumu, mekanik dayanımların çok düşük olması gibi problemleri beraberinde getirmektedir [1736].

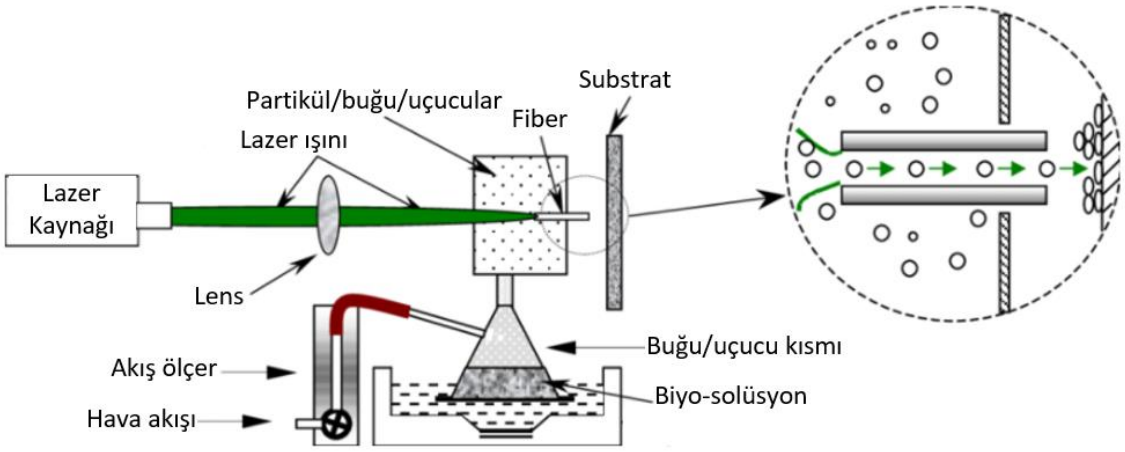
Yüksek yoğunluklu ışınlara maruz kalan hücrelerin yaşayabilirliği, dalga boylarına bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Yapılan araştırmalar sonucu 315-400 nm (UV-A) aralığındaki dalga boylarında hücrelerin yaşayabilirliğinin, 280-315 nm (UV-B) veya 100-285 nm (UV-C) aralıklarındaki dalga boylarında olduğundan daha yüksek olduğu belirtilmektedir [1737].

6.7.1.4 Lazer Esaslı Biyobaskı

Lazer esaslı biyobaskı proseslerinin temel prensibi; lazer uyarısıyla hücrelerin, hedef (substrat) yüzeyine transfer edilmesidir. Diğer bir deyişle biriktirme işlemi, lazer yardımıyla canlı hücrelerin bir konumdan bir başka konuma aktarılmasıyla gerçekleştirilmektedir. Bu aktarım işlemi bir kültür ortamında veya aljinat, jelatin gibi viskoelastik hidrojeller içerisinde meydana gelmektedir. Lazer esaslı biyobaskı prosesleri içerisinde; Lazer-uyarımlı ileri aktarım (*Laser-Induced Forward Transfer,* LIFT), soğurucu film destekli lazer-uyarımlı ileri aktarım (*Absorbing Film-Assisted Laser Induced Forward Transfer,* ASA-LIFT), biyolojik lazer işleme (*Biological Laser Processing,* BioLP™), matris destekli- palsli lazer buharlaştırma doğrudan yazım (*Matrix-Assisted Pulsed Laser Evaporation Direct Writing,* MAPLE-DW) ve lazer rehberli doğrudan yazım (*Laser-Guided Direct Writing,* LGDW) olmak üzere özellikle beş proses öne çıkmaktadır [1738].

LGDW, canlı hücrelerin baskısında kullanılmak üzere geliştirilen ilk lazer esaslı biyobaskı yöntemidir. Proseste, lazer etkisiyle oluşan optik kuvvetlerle canlı hücrelerin iki boyutlu (katman) birikimi gerçekleştirilmektedir. Bu yöntem ile canlı

hücrelerin biriktirilmesinden önce ilk olarak, sıvı ve gaz halde bulunan, geniş aralıkta organik ve inorganik partiküllerin biriktirilmesi üzerine çalışılmıştır. Işık ile hücreler arasındaki etkileşimin belirlenmesindeki anahtar parametre, hücrelerin çevrelendiği sıvı ortama bağlı kırılma indisidir. Hücre ve içinde bulunduğu sıvı arasındaki kırılma indisindeki fark ne kadar fazla olursa, ışık enerjisine hücrelerin tepkisi ve kazanmış oldukları hareketlilik o derece fazla olmaktadır [1739]. Proseste hücreler, öncelikle bir ortam aparatına (medyum) yüklenmekte ve lazer demeti, bu ortam üzerine çok zayıf bir şekilde odaklatılmaktadır. Hücrenin ışık ile etkileşime girmesi esnasında, bir gradyan kuvveti meydana gelerek, hücrenin ışık merkezine doğru çekilmesine yol açmaktadır. Daha sonrasında bu kuvvet, hücrenin ışık demeti doğrultusunda eksenel olarak hareket etmesini sağlayarak substrat yüzeyinde hücrelerin biriktirilmesine yol açmaktadır (Şekil 6.36) [1740]. Alanında geliştirilen ilk yöntem olan LGDW prosesleri, hücreler açısından her ne kadar güvenli bir proses olsa da, birikim hızı oldukça düşüktür [1741].

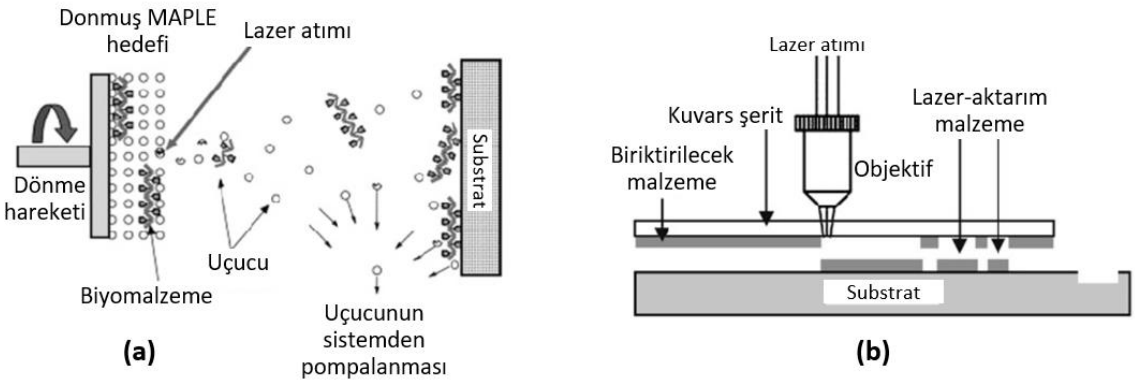


Şekil 6.36 LGDW prosesinin şematik gösterimi [1740]

MAPLE prosesleri (Şekil 6.37.a), yüksek ve düşük molekül ağırlıklarına sahip, çok geniş aralıkta organik veya inorganik malzemelerin biriktirilmesinin gerçekleştirilebildiği bir yöntemdir. Çok daha yoğun halden, buhar haline geçişin gerçekleştirilmesi ve bu esnada malzeme taşınması esasına dayanmaktadır. MAPLE prosesinde; öncelikle organik bileşen, genellikle alkol gibi bir solvent (matris) içerisinde çözündürülmektedir. Daha sonrasında solüsyon -196^{o}C dolaylarında

dondurularak, lazer için hedef haline getirilmektedir. Lazer palsinin hedefe çarpmasıyla, matris tarafından soğurulan foton enerjisi termal enerjiye dönüşerek solvent içerisindeki organik molekküller ısınmaya başlamaktadır. Daha sonrasında bu moleküller, kinetik enerjinin artmasıyla gaz hale geçmektedir. Solüsyona seçici paternlerle lazer palslerinin gönderilmesinin sonucu olarak, substrat yüzeyinde organik, uçucu matristen arındırılmış esas yapı malzemesinin biriktirilmesi gerçekleştirilmektedir. Bu esnada gaz faza geçmiş olan uçucu moleküller, vakum veya hava pompası kullanılarak sistemden uzaklaştırılmaktadır [1742].

MAPLE teknolojisinin uçucu toksisitesi, kriyojenik ortam, ısıtılmış substrat, vakum odası gibi; hücrelerin canlı kalabilmesinin imkansız olduğu proses koşullarına bağlı olarak, geliştirildiği ilk zamanlarda canlı hücrelerin baskısında kullanılmamaktadır. MAPLE prosesinin canlı hücre baskısının gerçekleştirilebilmesi için yapılan modifikasyonlarda, kriyojenik koşullar önlenmiş, biyo-mürekkep solüsyonunun yüksek viskozitede olması gerektiği belirtilerek kuvars şerit kullanımına geçilmiştir. Bu şeritin amacı, lazerin dalga boyunu soğurması ve lazerin doğrudan canlı hücrelerle temasının önlenmesidir. MAPLE prosesinin canlı hücre baskısı için modifiye edilmiş haline yaygın olarak MAPLE-DW ismi verilmektedir (Şekil 6.37.b) [1743].

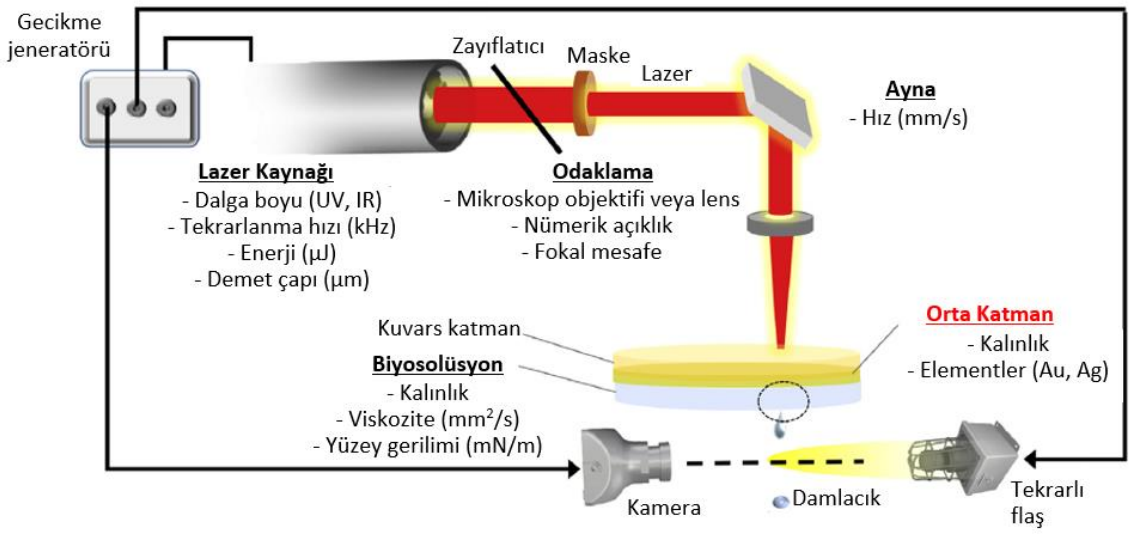


Şekil 6.37 Matris destekli-palsli lazer buharlaştırma; (a) MAPLE, (b) MAPLE-DW [1743]

Tipik bir MAPLE-DW prosesinde; düşük güçlü, UV dalga boylarında lazerlerden faydalanılmaktadır. Lazer atımı, 5-50 ns gibi kısa süreli palsler halinde uygulanmaktadır. Kesintili gönderim sayesinde seçilen bölgelerde baloncuk

oluşumu meydana gelerek, solüsyondan substrata malzemenin püskürtülmesi gerçekleştirilebilmektedir. Canlı hücrelerin baskısı için MAPLE-DW proseslerinde genel olarak substrat ile solüsyon arasındaki mesafenin 200-7000 μm arasında olması tavsiye edilmektedir [1744].

LIFT prosesleri (Şekil 6.38), MAPLE-DW proseslerinin geliştirilmiş hali olarak kabul edilebilir. MAPLE-DW prosesinden farklı olarak LIFT proseslerinde; kuvars şerit ile biyomürekkep arasında; enerji soğurucu ve IR geçirgen özellikte bir metal (Ti, Ag, Au) veya metal oksit (TiO_2) ek şerit kullanılmaktadır. Ortadaki bu katmanın amacı, yoğun ışık maruziyetinden kaynaklanabilecek etkilerin yeterli miktarda azaltmasıdır. Ayrıca MAPLE-DW proseslerinde düşük güçlü lazerler kullanılmasına karşın, LIFT proseslerinde yüksek güçlü lazerlerden faydalanılmaktadır. Biyosolüsyonun baskı öncesinde uygulandığı taşıyıcı platform; geçirgen kuvars katman (ana taşıyıcı), kuvars katmanın alt kısmına kaplanmış orta şerit (genellikle altın) ve bu orta katmanın altında bulunan biyosolüsyon katmanlarından meydana gelmektedir. Solüsyon katmanının üniform kalınlıkta olabilmesi için döndürmeli kaplama, yüzey düzleştirici bıçak kullanımı gibi yöntemlerden faydalanılabilmektedir. Bu aşamada kaplamanın kalitesi son derece önemlidir. Kalınlık farklarının olduğu durumda, elde edilen damlacıkların boyutları doğrudan değişiklik göstermekte, buna bağlı olarak arzu edilen geometrilerin dışına çıkılabilmektedir [1745].



Şekil 6.38 LIFT prosesi [1746]

Biyobaskı prosesi süresince hücreler, yerçekimi etkisine bağlı olarak solüsyon katmanının alt kısımlarına doğru kümeleşme eğilimi gösterirler. Bu durum hücre baskısında kararsızlıklara yol açabilmektedir. Lazerin şeffaf kuvars desteğe çarparak, orta katman tarafından soğurulmasıyla birlikte lokal olarak termal enerjide artış meydana gelmektedir. Bunun sonucunda meydana gelen buhar kabarcığının genleşmesi ve patlaması sonucu çok hızlı bir şekilde hücrelerin basınç farkına bağlı olarak hareketi gerçekleşmektedir [1747]. LIFT proseslerinde çoğunlukla Nd: YAG kristal lazerleri kullanılmaktadır ve biyouyumluluk özelliğine sahip olması gereken orta katmanın kalınlıkları genellikle 50-60 nm dolaylarındadır [1748].

AFA-LIFT prosesleri, LIFT prosesine küçük değişikliklerin uygulanmasıyla geliştirilmiştir. Sistemde daha kalın metalik filmler (orta katman) kullanılmaktadır (~100 nm). Bu metalik katman; kuvars şerit ile ara yüzeyinde lazerle etkileşime girmektedir. Genellikle KrF eksimer lazerlerin kullanıldığı AFA-LIFT prosesinde, penetrasyon derinliği 10-20 nm arasındadır. 100 nm gibi kalınlıklara sahip metalik filmlerin ara katman olarak kullanılmasıyla, hücrelerin lazerle doğrudan temasa girmiş olması engellenmektedir. AFA-LIFT proseslerinde, metal katman üzerine serilmiş solüsyonun kalınlığı genellikle 140-160 μm olarak seçilmektedir. Kuvars şerit ile substrat arasındaki mesafe 600-1000 μm aralığındadır. Odak çapı ve enerji akışı, kullanılan biyosolüsyona göre çeşitlilik gösterebilmektedir. Damlacık halinde atımın gerçekleştirilmesinde LIFT proseslerinden farklı olarak, süspansiyonun buharlaşmasıyla elde edilen kuvvetlerle değil, metalik katmanın ani olarak genleşmesi sonucu oluşan kuvvetlerle substrat yüzeyine aktarım gerçekleştirilmektedir [1749]. AFA-LIFT prosesiyle aynı çalışma prensibine sahip olan bir diğer yöntem de BioLP prosesidir. Tek fark, BioLP prosesinin patentlenmiş olmasıdır [1750]. Tablo 6.36'da, hücre aktarımı esasına dayalı lazer biyobaskı proseslerinin genel karşılaştırması verilmiştir.

Tablo 6.36 Hücre aktarımı esasına dayalı lazer biyobaskı proseslerinin genel karşılaştırması [1740, 1743, 1745, 1749, 1750]

Kategori		LIFT	AFA-LIFT	BioLP	MAPLE-DW	LGDW
Fark	Kuvars destek	İnce metal katmanlı	Kalın metal katmanlı		Biyopolimer katmanlı	/
	Lazer palsi	Yüksek enerjili			Düşük enerjili	Pals yok, sürekli atım.
	CCD Kamera	Opsiyonel		Var	Yok	
	Optik fiber	Yok				Opsiyonel
Avantajlar	Genel	1. Hücre canlılığı 2. Yüksek çözünürlük 3. Yüksek hücre yoğunluğu 4. Düşük viskoziteli biyomürekkep kullanımı				
	Proses bazında	/	Metal katmanın kalın olması sayesinde düşük hücresel hasar riski		Biyopolimer sayesinde hücre tutunması daha güçlü	/
Dezavantajlar	1. Fotonik hücre hasarı riski 2. Ölçeklendirilemezlik 3. Yüksek maliyet 4. Proseslerin kontrolünün zorluğu					

6.7.2 Biyobaskı Uygulamaları

Biyobaskı, birçok endüstri sektörünü kapsayan çok çeşitli uygulamalara olanak sağlamaktadır. Temel biyobaskı uygulamalarını; rejeneratif tıp (transplantasyon için organ düzenlemeleri), ilaç geliştirme, hastalık modelleme, biyo-hibrit robotikler ve diğer uygulamalar meydana getirmektedir [1724]. Doku mühendisliğinin rejeneratif uygulamalarının temel hedefi, hastaya doğrudan nakledilebilecek tam işlevsel organların elde edilebilmesidir. Ancak, fonksiyonel organların üretiminde karşılaşılan bir dizi karmaşık zorluk ortaya çıkmaktadır. Bu zorluklar başlıca; kılcal damar ölçeğinde vaskülerizasyon, organotipik biyolojik özelliklerin eldesi için çok çeşitli hücrelerin bir arada kullanımı, kararlı yapısal ve mekanik bütünlük, inervasyon (sinir donatımı), üretilen yapının biyoreaktör içerisinde olgunlaştırılması şeklindedir [1403]. Tablo 6.37'de çeşitli doku ve organ biyobaskılarına dair çalışma örnekleri gösterilmiştir.

Günümüzde eklemeli imalat kökenli biyobaskı uygulamaları kapsamında rejeneratif tıp alanında daha çok kemik ve kıkırdak, kalp kası ve kapakçığı, karaciğer, akciğer, pankreas, deri, damar ve nöral dokular üzerine çalışmalar yürütülmektedir. Sınırlı boyutlardaki kemik kusurları için, yapay kemik dokuların biyobaskısı mümkündür ancak parça boyutları birkaç santimi geçtiğinde, vaskülerize kemik dokusu üretmek henüz zorlayıcı özelliğini korumaktadır [1766]. Kıkırdak doku uygulamaları ele alındığında, literatürde çok sayıda çalışmayla karşılaşılmaktadır. Çalışmaların ortak sonucu olarak, yapay kıkırdak dokunun üretilmesinde karşılaşılan en büyük problemin, katman oluşturma esnasında tutunma zayıflığı ve delaminasyon riski olduğu belirtilmektedir [1761, 1767, 1768]. Kalp hücrelerinde, proliferasyon gerçekleşmediği için daha çok iskelesiz, yüksek hücresel konsantrasyonlu biyobaskı uygulamaları tavsiye edilmektedir [1769,1770]. Kalp kapakçığındaki hücreler, kalp kası hücrelerinden farklı özelliklere sahiptir ve bu alanda hassas anatomik modeller başarıyla üretilmişse de henüz in vivo test aşamasına dair literatürde bilgi bulunamamıştır [1771, 1772].

Tablo 6.37 Çeşitli doku ve organ biyobaskı çalışmaları [1600, 1751- 1765]

Doku	Hücre Kaynağı	Malzemeler	Biyobaskı Yöntemi	Ref.
Damar	Düz kas hücreleri	CNT kapsüllenmiş aljinat	Ekstrüzyon	[1751]
	Düz kas hücreleri ve aortik kapak yaprakçığı arası hücreler	Jelatin ve aljinat	Ekstrüzyon	[1752]
	Göbek bağı endotelyal hücreler	PEG-DA, matrijel, fibrin jel, agaroz ve GelMA	Ekstrüzyon	[1753]
	Fare kalbi endotelyal hücreleri	Aljinat	Ekstrüzyon	[1754]
	EA.hy926 endotelyal hücre	Nano-hidroksiapatit	Lazer esaslı	[1755]
	Fibroblast (L929), fare endotelyal hücreleri ve insan mezenşimal kök hücreler	Akrilatlı hyalüronik asit- PEG ve matrijel	Damlacık püskürtme	[1756]
	Göbek bağı endotelyal hücreler	GelMA	Stereolitografi	[1600]
Kemik	Fare osteoblast hücreleri	Nano-hidroksiapatit	Damlacık püskürtme	[1757]
	MG-63	Aljinat	Ekstrüzyon	[1758]
	İnsan osteoprogenitör hücreleri	Nano-hidroksiapatit	Lazer esaslı	[1759]
Kıkırdak	Hastadan alınan kıkırdak örneği	PEGDMA	Damlacık püskürtme	[1760]
	Kıyılmış kıkırdak hücreleri	Poli(ε-kaprolakton), fibrin-kolajen hidrojeller	Damlacık püskürtme	[1761]
	İnsan menisküs hücreleri	GelMA	Stereolitografi	[1762]
Deri	NIH3T3 fibroblast, keratinositler	Kolajen	Lazer esaslı	[1763]
Nöronal Doku	Fare kemik iliği kök hücreleri	Kolajen ve agaroz	Ekstrüzyon	[1764]
Tümör	HeLa hücreleri	Jelatin-aljinat-fibrinojen hidrojel	Ekstrüzyon	[1765]

Karaciğer dokusunun biyobaskı ile üretilmesinin kemik veya kalp kası gibi çalışmalara kıyasla çok daha zor olduğu ve çok kısıtlı gerçekleştirilebildiği belirtilmektedir. Hastaya özgün hücreler alınarak yapılan biyobaskı çalışmalarında, uzun dönem etkiler ve hücre yaşayabilirliği üzerine kaygılar devam etmektedir [1773, 1774]. Akciğerin boşluklu yapıda olması ve hücrelerinin, diğer organların doku hücrelerine kıyasla yaşayabilirlik açısından daha güçlü olmasına bağlı olarak, gelecekte solunum yolu sistemlerinin ve/veya lokal kısımlarının biyobaskı ile üretilebilirliği üzerine önemli gelişmelerin kaydedileceği öngörülmektedir [1775]. Sinir dokularını ele aldığımızda, hali hazırda kısa süreli hasarlar için geliştirilmiş birçok ticari greft bulunmaktadır. Ancak, daha uzun süreli kullanımlar amacıyla gelecekte biyobaskı uygulamalarıyla daha çok çeşitte sinir doku çalışmalarının gerçekleştirileceği düşünülmektedir [1776, 1777]. Pankreas dokusunun üretiminde INS1E β-hücreleri kullanılmaktadır. Bu hücrelerin kontrolü, uzun dönem davranışları ve yaşayabilirliği zorlayıcılığını sürdürmektedir [1778]. Deri dokusunu ele aldığımızda, cilt biyobaskısında büyük ilerlemeler kaydedilmiştir. Ancak yarasız doku oluşumunda ve ter bezlerinin entegrasyonunda daha fazla iyileşme için geliştirmeler gerekmektedir [1779-1781].

Biyobaskı araştırmalarının çoğu, tek bir hücre tipi kullanarak homosellüler doku yapıları etrafında gelişmiştir. Ancak, vücut içerisindeki lokal dokular çok karmaşık anatomi desenleriyle birlikte, birden fazla hücre tiplerinin bir arada bulunduğu heterosellüler yapılara sahiptir. Biyobaskıyla günümüzde üretilen doku modelleri, temel araştırmalarda nispeten kabul edilebilir olmasına ragmen, hücrelerin bazı işlevlerinin yalnızca hücre etkileşimleriyle aktifleştirilebilirliğine/ hızlandırılabilirliğine bağlı olarak, proseslere birden fazla hücre tipinin dahil edilebilmesi gerekmektedir. Birden fazla hücre tipinin biyobaskısı, büyümelerini ve davranışlarını desteklemek için doğru ortam ve reaktifler de dahil olmak üzere optimum kültür koşullarının daha iyi anlaşılmış olmasını gerektirmektedir. Biyobaskının transplantasyona çevrilmesinde mevcut çalışmalar, esasında kemirgen modelleri ile sınırlıdır. Kemirgenler üzerinde çalışılan doku modelleri küçüktür ve bu hayvanların fizyolojik koşulları, insanların fizyolojik koşullarından oldukça farklıdır. Örneğin, farelerde insulin salgısını düzenleyerek diyabet rahatsızlığıyla mücadele etmek amacıyla üretilecek bir pankreal dokusu temsil

modeli, bir insan için üretilmesi gereken doku hacminin 1/100000'i kadardır [1782]. Bu nedenle, ölçeklendirilebilmiş doku ve organların biyobaskı ile üretilebilmesi son derece önemlidir. Domuzgiller gibi daha büyük hayvanlar, insanlar üzerinde yapılan deneylere doğru geçiş adımı olabilir. Çünkü bu modeller, insan fizyolojisini küçük hayvanlara kıyasla daha yakından temsil etmektedir [1783]. Klinik kullanımlar doğrultusunda biyobaskılı organları ölçeklendirmek için; mekanik mukavemet, elastikiyet ve uzun süreli yapısal stabilitenin yanında hiyerarşik vaskülerizasyonun sağlanması hayati önem taşımaktadır. Buna ek olarak, sinir dokularının entegrasyonu ve inervasyon (sinirsel bağlantı), fonksiyonel doku imalatında temel gereksinimlerdendir. Çünkü özellikle kalp, kas ve cilt gibi dokularda inervasyon mutlaka olmak zorundadır. Hücrelerin üç boyutlu gelişimlerine olanak sağladığı için hidrojeller, biyobaskı çalışmalarının çoğunda kullanılmaktadır. Buna karşın, hidrojellerin hücre proliferasyonunu desteklemek amacıyla düşük konsantrasyonlarda kullanıldığı durumlarda mekanik dayanımlar oldukça zayıftır. Bu sebeple daha büyük hacimdeki doku ve organ çalışmalarında, destekleyici çerçeve görevi üstlenmesi amacıyla çeşitli biyobozunur termoplastiklerden faydalanılabilmektedir [1784]. Günümüzde, sentetik polimerlerin kullanıldığı mevcut biyomalzemeler dayanım açısından yeterli gelse de biyobozunma süreleri nispeten uzundur ve doku rejenerasyon süreci ile yakın eşleşmesinde problemlerle karşılaşılmaktadır. Bu nedenle, klinik uygulamalar için doku ve organların biyobaskısında kullanılacak yeni biyomalzemelerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. İlaveten, doğru hücre kaynağının seçilmesi de klinik ve farmasötik biyobaskı uygulamaları için diğer bir kritik faktördür. Günümüzde kök hücreler, umut verici bir hücre kaynağı olarak değerlendirilmektedir. Kök hücre uygulamalarında; kök hücrelerin çeşitli stabil ve işlevsel hücre soylarına farklılaşması için standart protokollerin geliştirilmesine duyulan ihtiyaç giderek artmaktadır [1785].

7
SONUÇ VE ÖNERİLER

Sunulan tez çalışmasının amacı; üç boyutlu baskı, serbest-form imalat gibi isimlerle de anılan eklemeli imalat teknolojilerine ait literatürdeki bilgilerin bir araya getirilmesiyle, konuya dair Türkçe kaynak yetersizliğine çözüm niteliği taşıyabilecek bir teknik kitabın ilk aşamasının oluşturulmasıdır. Bu sebeple, eklemeli imalat teknolojilerinin temel prensipleri ile, imkan ve kısıtlamaları bir arada incelenerek, ilgili kavram ve terim karmaşasının önüne geçilmesi hedeflenmiştir. Tez kapsamında, yüzden fazla metot ve çalışma prensibi, geniş aralıkta malzeme kullanımına dair örneklendirmelerle detaylı olarak incelenmiştir.

İlk olarak, eklemeli imalat teknolojilerinin temel kavramları irdelenmiş; sosyal, akademik ve endüstriyel bağlamda fırsat ve olanaklar üzerine literatürde bulunan çeşitli bakış açıları analiz edilerek bir araya getirilmiştir. Uygulama seviyeleri incelendiğinde, hızlı prototipleme ve hızlı imalat olmak üzere iki sınıflandırma yapılmış, doğrudan veya dolaylı olarak eklemeli imalat sistemlerinde başvurulan uygulamaların takım, katı model, fonksiyonel parça üretimi gibi kullanımlara yönelik işlevselliği üzerine bilgilendirmeler yapılmıştır. Uygulama seviyelerini takiben, bütün eklemeli imalat teknolojilerindeki ortak, temel aşamalar; kavramsallaştırma ve bilgisayar destekli tasarım, uygun formata dönüşüm, dosyanın eklemeli imalat sistemine aktarımı ve verilerin işlenmesi, imalat parametrelerinin belirlenmesi, üretim, biten parçanın sistemden alınması ve son işlem aşamaları şeklinde belirlenmiştir.

Teknolojinin hızla gelişimiyle birlikte eklemeli imalat sistemlerine entegrasyonunda artış gözlenen tersine mühendislik, bilgisayar destekli mühendislik, dokunsal tasarım sistemleri gibi gelişmiş konsept ve teknolojilere dair kısa bilgilerin verilmesini takiben, eklemeli imalatın bugün gelmiş olduğu noktada büyük katkısı olan yan teknolojiler içerisinde lazerler, iki boyutlu baskı teknolojileri, programlanabilir mantıksal denetleyici ve malzeme teknolojileri ele alınmıştır. Bu sistemler sayesinde, eklemeli imalatın konvansiyonel üretim yöntemlerine göre

elde etmiş olduğu başlıca avantajlara dair genel literatür bilgilerinin derlemesi gerçekleştirilmiştir. Başlıca avantajlar olarak; küçük ölçekli ve düşük maliyetli üretim imkanı, tedarik zincirinin kısaltılması ve hurda miktarının azaltılmasıyla birlikte endüstriyel verim artışı, tasarım optimizasyonu ve özelleştirilmiş parça imalatı üzerinde durulmuştur.

Eklemeli imalat sistemleri, bilgisayar ve yazılım teknolojilerine bağımlı bir teknoloji konumundadır. Üretimin ilk yapı taşını, sanal veriler oluşturmaktadır. Bu bağlamda, bilgisayar destekli tasarım kültüründen ayrı bir noktada eklemeli imalat proseslerini incelemek doğru değildir. Tez kapsamında, eklemeli imalat sistemlerindeki dijital işlem akışlarıyla birlikte tasarım kriter ve kılavuzları, yüzey ve dilim temsil formatları incelenmiştir. Tasarım imkanları dahilinde kaçınılması gereken faktörler belirlenerek, tasarımı oluşturan standart eleman tanımları içerisinde basit elemanlar, eleman dönüşümleri, kümelenmiş yapılara dair bilgiler verilmiştir. Eklemeli imalatın başlıca tasarım imkanları sınıflandırılacağında; (1) parça seviyesinde makro ölçekli imkanlar, (2) malzeme seviyesinde mikro/nano ölçekli imkanlar ve (3) ürün seviyesinde yığın imalat imkanları olmak üzere üç ana grup ortaya çıkmaktadır. Buna karşın, eklemeli imalat proseslerinin yığın imalata uygunluğu henüz tartışma aşamasındadır. Üretim ölçeğinin büyüdüğü durumda, konvansiyonel yöntemlerle yapılan çoğaltma işlemleri, maliyet açısından avantajlı konuma geçmektedir. Bu sebeple, özelleştirilmiş parçaların bir arada üretimi dışında, fazla sayıda aynı parçaların üretileceği durumlarda eklemeli imalat teknolojilerini tercih etmek pek doğru olmayacaktır. İşte bu noktada yapılacak imalat yöntemi seçimi, tasarım kriterleriyle karşı karşıya gelmektedir. Geleneksel yöntemle üretilmesi çok zor veya imkansız geometrilere sahip parçalar, eklemeli imalat yöntemleriyle kolay ve sorunsuz olarak elde edilebilmektedir. Parça seviyesinde makro ölçekli tasarım imkanları genellikle eğitimsel, dekoratif ve planlama amaçlı uygulamalarda daha fazla öneme sahipken, malzeme seviyesinde mikro/nano ölçekli tasarım imkanları, mühendislik uygulamalarında daha büyük öneme sahiptir. Eklemeli imalatın tasarımsal bağlamda en önemli kazanımlardan birisi makro ölçekte topoloji optimizasyonunda yapılan modifikasyonlara hızlı ve düşük maliyette cevap verebiliyor olmasıdır. Bu sayede, çalışma koşulları önceden belirlenmiş spesifik parçalar sanal ortamda sonlu eleman analizleri gibi

programlarla statik, dinamik, vb. yüklere maruz bırakılarak; aynı işlevi yerine getirecek daha hafif parçaların (dolayısıyla daha az hammadde kullanımı) nasıl ve ne formda olacağı optimize edilebilmektedir. Topoloji optimizasyonları havacılık, otomotiv gibi parça ağırlığının doğrudan yakıt miktarına etki ettiği endüstrilerde çok büyük öneme sahiptir. Malzeme seviyesinde mikro/nano ölçekli tasarım imkanlarında ise, gelişen malzeme teknolojisiyle birlikte, eklemeli imalatla giderek daha geniş aralıkta, özelleştirilmiş kompozit yapıların üretilebilirliğine ulaşılmaktadır.

Eklemeli imalatla üretilen parçaların mekanik özellikleri, geleneksel yöntemlerle aynı malzemeden üretilen parçaların mekanik özellik gereksinimlerini karşılamayabilmektedir. Bu durum, uzun yıllar süren standartlaştırma prosedür problemlerine yol açmıştır. ASTM ve ISO gibi global enstitülerden, VDI, AEN, AFNOR, SIS, BSI gibi ulusal enstitülere kadar birçok kurum ve kuruluş, eklemeli imalatla üretilen parçalara dair uzun yıllar standartlaştırma çalışmaları yürütmüştür. Bu standartlar temelde genel ve özel standartlar olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Genel standartlar terminoloji, veri formatları, test protokolleri, muayene metotları gibi konuları kapsarken; özel standartlar malzeme, proses ve ekipman, nihai parçaya dair daha spesifik malzeme-uygulama özelindeki gereksinimleri kapsamaktadır. Tez kapsamında, standardizasyon üzerine yüzeysel bilgilerin verilmesi tercih edilmiştir.

Eklemeli imalat yöntemleri sınıflandırılırken; kullanılan hammaddenin türüne göre (polimer, seramik, metal, kompozit) ve hammaddenin fiziksel formuna göre (sıvı, katı, toz) gibi çeşitli yöntemlere başvurulabilir. Buna karşın, yalnızca hammadde esas alınarak yapılan sınıflandırmalarda aynı prosesin birden fazla grup altında yer alması gibi problemler ortaya çıkabilmektedir. ASTM tarafından 2012 yılında yayınlanan prosedür kapsamında eklemeli imalat teknolojileri, çalışma prensiplerine göre; hazne fotopolimerizasyonu, toz yatak füzyonu, malzeme ekstrüzyonu, malzeme püskürtme, bağlayıcı püskürtme, levha laminasyonu ve direkt enerjili biriktirme olmak üzere 7 temel sınıfa ayrılmaktadır. Tez kapsamında gerçekleştirilen yöntem incelemeleri, bu sınıflandırma doğrultusunda gerçekleştirilmiştir.

Hazne fotopolimerizasyonu, ışık enerjisiyle kürlenebilen bir fotopolimer reçinenin, bir hazne içerisinde seçici olarak kürlenmesiyle katı oluşturulması prensibiyle çalışmaktadır. UV, IR, NIR gibi dalga boylarında çapraz bağlanma sonucu katılaşan fotopolimerlerin hazne fotopolimerizasyonunda kürlenme şablonu (iz), vektörel veya alan taramalı (maske projeksiyon) olmak üzere iki farklı şekilde oluşturulmaktadır. Vektörel taramalı kürlemede bir katman üzerinde tanımlanan paternlerin, çizgisel olarak kürlenmesi gerçekleştirilirken; alan taramalı kürlemede katmana dair paternlerin tek seferde düzlemsel olarak kürlenmesi gerçekleştirilmektedir. Kürlenmede enerji kaynakları olarak en çok LED ve lazer diyotlar kullanılmaktadır. Vektörel taramalı yöntemlerde en çok galvanometrik ve optik aynalar tarafından yönlendirme gerçekleştirilirken, alan taramalı yöntemlerde ışığın kendisinden yansıtıldığı yüzeyler olarak DMD veya LCD yansıtıcılardan faydalanılmaktadır. Vektörel veya alan taramalı olsun, her iki sistemde de serbest ve kısıtlı yüzey şeklinde, parçanın aşağıdan yukarıya veya yukarıdan aşağıya oluşturulduğu iki temel konfigürasyon söz konusudur. Hazne fotopolimerizasyon proseslerinde en yaygın kullanılan fotopolimer reçineler, serbest radikal fotopolimerizasyonunun gerçekleştiği akrilat reçineler ve katyonik fotopolimerizasyonun gerçekleştiği epoksi, vinil-eter esaslı reçinelerden meydana gelmektedir. Bu reçineler doğrudan kullanılabildiği gibi, içerisine çeşitli oranlarda katı partiküllerin eklenmesiyle poröz yapıda metal ve seramik kompozit parçaların üretimi de gerçekleştirilebilmektedir. Tez kapsamında hazne fotopolimerizasyon sistemleriyle yapılan çeşitli çalışmalara dair örneklendirmeler bulunmaktadır. Ayrıca, lider konumdaki cihaz üreticilerine ait ticari sistemler ve teknik özellikleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.

Toz yatak füzyonu proseslerinde, bir hazne içerisindeki platform üzerine serilen toz katmanların ısı enerjisiyle sinterlenmesi veya ergitilmesiyle parça üretimi gerçekleştirilmektedir. Toz yataklı füzyon prosesleri sınıflandırılırken, ısıl birleşmenin (füzyon) enerji kaynağına göre lazer kullanımlı, elektron tabancası kullanımlı ve termal başlık kullanımlı olmak üzere üç ana sınıf ortaya çıkmaktadır. Lazer kullanımlı sistemler taneciklerin füzyon mekanizmasına göre sinterleme veya ergitme şeklinde ikiye, termal başlıklı sistemler ise soğurucu (absorban), önleyici (inhibitör) ajan kullanımlı ve ajan kullanımsız olmak üzere iki temel sınıfa

ayrılmaktadır. Toz yataklı füzyon proseslerinde primer bağlanma mekanizmalarını genel olarak katı hal sinterleme, kimyasal uyarıcılı bağlama, sıvı faz sinterleme ve tam ergitme oluşturmaktadır. Üretilen parçaların pekleştirme (yığın sinterleme) gibi fırın işlemleri veya infiltrasyon işlemleri öncesinde bulunduğu durum "yaş hal" olarak adlandırılmaktadır. Porozite miktarına bağlı olarak bu durumdaki parçaların mekanik dayanımı, tam yoğunluklu parçalara kıyasla daha düşüktür. Ancak, özellikle yapının belirli bir poroziteye sahip olması arzu edilen durumlarda proses, avantajlı konuma geçmektedir. Bu proses grubu içerisindeki seçici lazer sinterleme metodunda daha yaygın olarak polimer malzemeler kullanılmaktayken; elektron demetli ergitme, seçici lazer ergitme gibi yöntemlerde metalik parçaların imalatı gerçekleştirilebilmektedir. Metalik malzemelerin imalatında, yüksek sıcaklıkta oluşabilecek oksidasyon risklerinin önlenmesi adına vakum veya N, Ar, He gibi kontrollü gaz ortamlarında çalışılmaktadır. Lazer gücü ve tarama hızının, kullanılan malzemenin termal özellikleri doğrultusunda hassas olarak belirlenmemiş olması, lazer esaslı PBF proseslerinde yaygın olarak ortaya çıkan füzyon yetersizliği veya anahtar deliği porozitesi problemlerini beraberinde getirmektedir. Ayrıca, toz formdaki hammaddenin, çizgisel taramayla seçici olarak birleştirilmesi, temas noktasındaki lokal sıcaklıkların ani yükselişlerine neden olmaktadır. Bu durum, üretilen parçalarda artık gerilmelere yol açmaktadır. Parçalardaki artık gerilimlerin giderilmesi amacıyla çeşitli stratejiler geliştirilmiştir. Tez kapsamında, PBF prosesleri detaylandırılmış, yaygın olarak karşılaşılan problemler ve çözümlerine dair çalışmalar örneklendirilerek, parametre optimizasyon önerileri derlenmiş, kullanılan malzemeler ve ticari sistemler üzerine bilgiler verilmiştir.

Ekstrüzyon esaslı eklemeli imalat yöntemlerinde, imalat malzemesinin belirli sıcaklık ve kuvvet altında bir nozül açıklığından ekstrüze edilmesiyle parçaların imalatı gerçekleştirilmektedir. ME prosesleri, kullanılan ekstrüzyon sisteminin temel çalışma prensibine göre filament kullanımlı, tulumba pistonlu ve vidalı ekstrüder kullanımlı olmak üzere üç farklı yaklaşımda incelenmektedir. Ergiyik filament imalatı prosesleri, günümüzde kişisel kullanımlarda en çok tercih edilen eklemeli imalat yöntemidir. Piyasada birkaç yüz liradan birkaç yüz bin liraya kadar fiyat aralığında, binlerce firma tarafından üretilen ergiyik filament imalatı esaslı eklemeli imalat cihazları, filamentin beslenmesindeki sürüş sistemine göre Bowden

veya direkt sürüşlü olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Filament beslemeli sistemler ayrıca kendi içerisinde kartezyen, kutupsal, delta ve robot kollu olmak üzere gövde düzeneklerine göre de sınıflandırılabilmektedir. Kullanılan filamentler dolgusuz veya partikül dolgulu olmak üzere iki gruba ayrılabilir. En yaygın kullanılan dolgusuz filament malzemeleri içerisinde PLA, ABS, ASA, TPE, PEEK, PC filamentler öne çıkmaktadır. Dolgulu filamentler ise içerisine yapılan fonksiyonel ilavelere göre karbon esaslı, seramik, metal, cam, mineral, ahşap ve hibrit katkılar şeklinde alt gruplara ayrılmaktadır. Tulumba pistonlu malzeme ekstrüzyonu esaslı proseslerde; içerisinde polimer bağlayıcı ve metal/seramik matris malzemesi içeren çubuk formlu katı hammadde kullanımlı sistemler ve çamur karışımı kullanımlı sistemler olmak üzere iki alt grup bulunmaktadır. Filament kullanımlı ve tulumba pistonlu sistemler dışında kalan en son proses türünü ise vidalı ekstrüzyon sistemleri oluşturmaktadır. Tez kapsamında; yaygın kullanıma sahip dolgusuz polimer filamentlerinin kimyasal özellikleri, ticari örneklerinin teknik özellikleri ve önerilen proses parametreleri derlenmiştir. Ayrıca, fonksiyonel katkılı filamentlerin üretim yöntemleri, bu filamentlerle yapılan çok sayıda malzeme kombinasyonuna dair çalışma örnekleriyle desteklenmiştir. Tulumba pistonlu ve vidalı ekstrüzyon eklemeli imalat yöntemlerine dair incelemeler gerçekleştirilerek, tüm ekstrüzyon esaslı eklemeli imalat sistemleri için tablolandırmalar yapılmıştır.

Malzeme püskürtme esaslı eklemeli imalat yöntemlerinde, çeşitli konfigürasyonlarda yazıcı başlıkları tarafından, imalat malzemesinin damlacıklar halinde substrat yüzeyine biriktirilmesiyle parça imalatı gerçekleştirilmektedir. Bu proseslerin anlaşılabilmesi için, öncelikle iki boyutlu baskı teknolojilerinin çalışma prensiplerinin kavranmış olması gerekmektedir. Damlacıklar halinde püskürtülen malzemenin sahip olması gereken en önemli özellik akıcılıktır. Malzeme parametresi olarak viskozite eşiğinin, uygulama sıcaklığında 20-40 sentipoz değerini aşmaması gerektiği tavsiye edilmektedir. En önemli proses parametreleri içerisinde damlacık atım palsi (frekansın fonksyonu), başlığın hareket hızı, damlacığın atım hızı öne çıkmaktadır. Viskozitenin yüksek olduğu durumlarda genellikle malzemeler, kabul edilebilir akışkanlık noktasına gelininceye kadar ısıtılmaktadır. Polimer malzemelerin püskürtme esaslı eklemeli imalatı, ergiyik yazım, oligomer yazım, solüsyon yazım ve katalizör yazım olmak üzere yaygın

olarak 4 rotada gerçekleştirilmektedir. Seramik malzemeler, tüm eklemeli imalat yöntemlerinde olduğu gibi daha sorunlu bir malzeme grubudur ve genellikle doğrudan değil, kademeli proseslerle parça imalatı gerçekleştirilmektedir. Seramik malzemelerin püskürtme esaslı eklemeli imalat rotalarını; süspansiyon baskıları, başlatıcı baskıları ve çekirdeklenme esaslı baskılar meydana getirmektedir. Metallerin malzeme püskürtmeyle eklemeli imalatında ise ilk aşamada en kolay yöntemin, ergiyik metalin doğrudan püskürtülmesi şeklinde olacağı düşünülebilir. Ancak bu durum, yalnızca düşük ergime sıcaklığına sahip metallerde başarıyı getirmekte, buna karşın yüksek ergime sıcaklığına sahip metallerde çok karmaşık nozül tasarımlarının geliştirilmesine duyulan ihtiyacı ortaya çıkarmaktadır. Kurşun, kalay, kadmiyum gibi çok düşük ergime sıcaklığına sahip metal ve alaşımları dışında, diğer metaller için doğrudan ergiyik metalin püskürtülmesi yöntemine başvurulmamaktadır. Doğrudan ergiyiğin püskürtülmesi dışında en çok başvurulan yöntem süspansiyon yazımıdır. Ayrıca süspansiyon baskıdan sonra uygulanan kimyasal redükleme, katalizör yazımı gibi çeşitli rotalar üzerine de çalışmalar yürütülmektedir. Kullanılan malzeme her ne olursa olsun, Plateau-Rayleigh prensibine dayalı, damlacık formuna dönüşebilir nitelikte olması gerekmektedir. Tez kapsamında; baskı sistemlerinin iki boyuttan üç boyuta evrimindeki tarihsel gelişimler, çeşitli malzeme gruplarındaki imalat rotaları, püskürtme esaslı sistemlerde karşılaşılan temel zorluklar, damlacık oluşturma metotları üzerine bilgilerin derlenmesi gerçekleştirilerek, ticari sistemlerin teknik özellikleri bir araya getirilmiştir.

Bağlayıcı püskürtmeli eklemeli imalat yöntemlerinde, bir yatak içerisindeki toz hammaddelerin üzerine seçici bir şekilde bağlayıcıların püskürtülmesi ve tanelerin bu bağlayıcılar sayesinde bir araya gelmesi sağlanarak, parça üretimi gerçekleştirilmektedir. Toz haline getirilebilen tüm malzemelerin işlenmesi, bağlayıcı püskürtme proseslerinin en büyük avantajıdır. Parçanın nihai özellikleri; hammaddenin ve bağlayıcının türü, toz yatak yapısı, imalat parametreleri ve son işlem uygulamalarına bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir. Görüntü itibariyle çok ince tozların akışı, sıvıların akışına benzese de çok daha karmaşık fiziksel etkileşimler meydana gelmektedir. Özellikle tozların çapları küçüldükçe ortaya çıkan çekim kuvvetleri, aglomerasyon eğilimi gibi davranışlar, proses

parametrelerinin daha da hassas olarak belirlenmesi gereksinimine yol açmaktadır. Bu sebeple, bağlayıcı püskürtmeli eklemeli imalat yöntemlerinde hammadde karakteristiği ayrı bir öneme sahiptir. Tozun akış özellikleri, yüzeye yeni katman serilebilirliğini doğrudan etkilediği için, niha parçanın pürüzlülüğü bu faktöre bağlı değişim göstermektedir. Henüz bağlayıcı püskürtülmemiş toz katmanının yüzeye serilmesinde tipik olarak; silindirler veya hareketli-bıçaklı besleme haznelerinden faydalanılmaktadır. Toz serme ve yüzey düzleştirme ekipmanları, toz yatak füzyonu prosesleriyle büyük oranda benzer işleyişe sahiptir. Bu sebeple düzleşme prosedürleri (çift düzleştirme, tek düzleştirme, bıçaklı sıyırma, vb.) bakımından toz yataklı füzyon sistemleri ile bağlayıcı püskürtme sistemleri aynıdır. Bağlayıcı püskürtme prosesinde ilk zamanlar tek boyut aralığında tozlar kullanılmaktayken, yapılan çalışmalar sonucu multimodal (birden fazla toz boyut aralığı) kullanıldığında, elde edilen serme yoğunluklarının çok daha yüksek değerlerde olduğu kanıtlanmıştır. Henüz bağlayıcı püskürtülmemiş, yatak içerisindeki istif yoğunluğu ve serme yoğunluğu, nihai parçanın relatif yoğunluğuyla doğru orantılıdır. Bu sebeple, tozlar ne kadar sıkı halde bir arada durursa; yüzey problemleri, mekanik özellik yetersizlikleri, porozite gibi problemler o derece azalmaktadır. Partiküllerin birkaç mikron veya daha küçük boyutlarda olması, elektrostatik ve diğer kılcal kuvvetlerin toz üzerindeki etkisini artırmaktadır. Bu artışla birlikte serilen toz katman, uniform yapısını kaybedebilmektedir. Bu gibi durumlarda tozların bir sıvı içerisinde dağıtılmasıyla çamurlar elde edilmekte ve elde edilen çamurların yüzeye serilip, bağlayıcılarla ıslatılmasıyla parça üretimi gerçekleştirilebilmektedir. Çamur katmanın serilmesine dayalı prosesler, kuru toz kullanımlı sistemlere kıyasla daha uzun sürelerde imalat gerçekleştirmesine karşın; baskı çözünürlüğü, daha küçük bölümlerin tanımlanabilmesi ve daha iyi sinterlenebilirlik gibi bir takım avantajlara sahiptir. Tez kapsamında, bağlayıcı püskürtme proseslerine dair malzeme karakteristiği ağırlıklı bilgiler bir araya getirilerek; katman kalınlığı, toz serme ve baskı hızı, bağlayıcı satürasyonu, ısıtma, baskı anizotropisi gibi faktörlerin etkileri incelenmiştir. Ayrıca; nikel, bakır, titanyum ve kobalt alaşımları, seramikler, paslanmaz çelikler gibi çeşitli malzemeler üzerine yapılan akademik çalışmalardan örnekler verilerek, yöntem grubunun daha net anlaşılması amacıyla tablolar oluşturulmuştur.

Levha laminasyonu esaslı eklemeli imalat proseslerinde, levha/sac formundaki malzemelerin üst üste biriktirilmesiyle parça imalatı gerçekleştirilmektedir. Levhaların önce şekillendirilip (kesme), sonra birbirine birleşmesi (bağlanma) veya önce birleştirilip, sonra şekillendirilmesine göre sınıflandırma yapılabileceği gibi, kesme aygıtının türüne göre de lazer kesicili, bıçak kesmeli, freze işlemeli olmak üzere sınıflandırma yapılabilir. Levha laminasyon prosesleri genellikle konsept modelleme ve prototipleme uygulamalarında, içi dolu parçaların üretiminde kullanılmaktadır. Gelenekselleşmiş levha laminasyon prosesleri günümüzde giderek üzerindeki ilgili kaybetmiş durumdadır ve birçok firma tarafından cihaz üretimine son verilmiştir. Buna karşın, hibrit eklemeli imalat olarak değerlendirilebilecek kompozit levha laminasyon sistemleri gelişim göstermektedir. Seçici laminasyon kompozit nesne üretimi (SLCOM) prosesinde polieter eter keton, polikarbonat, polifenilen sülfit, polieterimit gibi matrislere sahip geniş aralıkta kompozit parçalar üretilebilmektedir. Diğer kompozit levha laminasyon yöntemleri olarak CBAM ve CAM-LEM prosesleri öne çıkmaktadır. Levha laminasyon grubunda son olarak incelemesi gerçekleştirilen ultrasonik eklemeli imalat, levha laminasyon ve CNC imalat proseslerinin bir arada kullanıldığı hibrit bir imalat teknolojisidir. Sistemde; ince metal folyoların, daha sonrasında ise metal matrisli kompozit özellikli folyoların, katmanlar halinde birbiri üzerine eklenmesinde ultrasonik kaynak prensibi ve periyodik CNC işleme süreçlerinden bir arada faydalanılarak parça imalatı gerçekleştirilmektedir. Ultrasonik eklemeli imalatın üç temel proses parametresini sonotrodun uyguladığı dik kuvvet, sonotrodun salınım genliği ve sonotrodun doğrusal hareket hızı oluşturmaktadır. Yöntemin en büyük avantajı, plakalar arasındaki bağ oluşumunun, ergime sıcaklığının oldukça altında meydana gelmesidir. Alüminyum alaşımları, takım çelikleri, titanyum alaşımları gibi çeşitli metalik malzemelerin ultrasonik eklemeli imalatta kullanılabilmesi mümkündür. Tez kapsamında; levha laminasyonu esaslı eklemeli imalat proseslerinin temel prensipleri incelenmiş, birçok sınırlamalara sahip ve günümüzde neredeyse artık hiç tercih edilmeyen bir yöntem grubu haline gelen bu prosesler üzerine yüzeysel bilgilerin bir araya getirilmesi gerçekleştirilmiştir. Ultrasonik eklemeli imalat dışında kalan diğer levha

laminasyon yöntemlerine dair literatür oldukça kısıtlıdır. İlgili literatürün genişletilmesi, bir başka çalışmanın konusudur.

ASTM sınıflandırmasına göre son olarak incelenen direkt enerji biriktirme (DED) proseslerinde, imalat malzemesinin hedef bölge üzerinde eş zamanlı olarak ergitilip-biriktirilmesi prensibine dayanarak parça imalatı gerçekleştirilmektedir. Proseslerde çok yüksek konsantrasyonlu enerji kaynakları kullanılmaktadır. Bu kaynaklardan gönderilen yüksek enerjiler, sisteme beslenen imalat malzemesiyle bir odak noktasında kesiştirilmektedir. Belirli bir bölgede oluşturulan enerji yoğunluğu, sisteme beslenen hammaddeyi o bölge ve etrafında ergiterek, bir ergiyik havuzu meydana getirmektedir. DED prosesleri, diğer yöntemlere göre çok daha karmaşık ve hassas prosesler olduğu için, polimer malzemelerden ziyade daha çok metalik parçaların imalatında tercih edilmektedir. Günümüzde DED prosesleri; sisteme beslenen hammadde formuna göre toz veya tel beslemeli şeklinde iki alt grupta, enerji kaynağı ve etkileşime bağlı olarak ise termal veya kinetik enerji esaslı olmak üzere yine iki alt grupta sınıflandırılmaktadır. Termal enerji esaslı DED prosesleri kendi içerisinde lazer kullanımlı, elektron tabancası kullanımlı, plazma ve elektrik ark esaslı olarak alt gruplara ayrılmaktadır. Kinetik enerji esaslı DED proseslerinde, mikron boyutlarında partiküllerin, ses ötesi hızlara ivmelendirilmesinde yakınsak-ıraksak nozüllerden faydalanılmaktadır. Bazı kaynaklarda kinetik enerjili prosesler DED proseslerinden ayrı değerlendirilirken, bazılarında bir arada incelenmektedir. Toz beslemeli DED proseslerinde, elektron tabancalarından ziyade, lazerlerden ağırlıklı olarak faydalanılmaktadır. Toz beslemeli sistemlerde birikim özelliklerini belirleyen fiziksel olaylar başlıca partikül-ışın etkileşimleri, substrat-ışın etkileşimleri, hal dönüşümleri (ergime, buharlaşma, katılaşma gibi), serbest yüzey etkisi, partikül-ergiyik etkileşimleri ve ergiyik akışı şeklindedir. Birikim kalitesini doğrudan etkileyen başlıca proses parametreleri arasında; gönderilen lazer ışınının özellikleri (güç, enerji yoğunluğu, transversal hız, spot çapı, ışın profili gibi), partikül morfolojisi (boyut, şekil, dağılım gibi), inert gaz akışı (koruma, taşıma gibi), atım mesafesi ve malzeme karakteristikleri (soğurma, füzyon noktası, termal yayınım gibi) öne çıkmaktadır. PBF sistemlerinde yaygın olarak 10-50 μm çaplarında tozlar kullanılırken, DED sistemlerinde daha çok 50-150 μm aralığında çaplara sahip tozlar kullanılmaktadır.

DED sistemlerinde daha büyük tanelerin kullanılması, akışın daha kolay sağlanmasına ve ergiyik havuzun yüzey gerilmesinin daha kolay aşılmasına bağlı olarak yüksek tutunma verimliliğinin elde edilebilmesine yol açmaktadır. Tel beslemeli DED proseslerinde, toz beslemeli proseslere kıyasla daha düşük yüzey kalitesi elde edilmesine karşın, proseslerin imalat hızı çok daha yüksektir. Bu sebeple, daha büyük boyutlarda ve orta derece karmaşıklığa sahip parçaların üretiminde tercih edilmektedir. Karmaşık geometrilerdeki katmanların biriktirilmesi esnasında biriktirme genişliği, katman kalınlığı, tel çapı, tel besleme hızı, kaynak oluşum hızı gibi geometri-ilişkili proses parametrelerinin doğru belirlenmiş olması gerekmektedir. Büyük parçaların tel beslemeli DED sistemlerinde üretilmesinde karşılaşılan tolerans kayıplarına yol açan problemlerin içerisinde, artık gerilmelere bağlı meydana gelen çarpılmalar öne çıkmaktadır. Üretilecek parçanın geçireceği termal süreci, proses parametreleri ve proses planı (biriktirme paterni, diziliş şekli gibi) belirlemektedir. Termal gerilmelerin minimize edilmesi adına, yamalı tarama paternlerinden faydalanma, kontrollü ara-ısıtma gibi çeşitli stratejiler geliştirilmiştir. Tel beslemeli DED proseslerinde yüzey, genellikle yan yana kaynak dikişlerinin örtüşerek veya örtüşmeden sıralanmasının sonucu olarak parabolik izlere sahiptir. Elde edilen parabolik izler, yüzey pürüzlülüğünü tayin etmektedir. Tel beslemeli DED proseslerinde, son işlemler uygulanmadan, ideal düzlükte pürüzsüz üst yüzeyli parçaların imalatının mümkün olmadığı görülmektedir. Tez kapsamında; DED sistemlerinin sınıflandırılması, toz ve tel beslemeli sistemlerde hammadde idaresi, enerji kaynağı ve hammadde besleme sistemlerinin konumlandırmaları, farklı nozül tasarımları, kritik proses parametreleri, karşılaşılan problemler ve çözüm stratejiyle birlikte ayrıca kinetik enerjili biriktirme proseslerinin incelemesi gerçekleştirilerek, akademik çalışma örnekleriyle destekleyici bilgilerin bir araya getirilmiştir.

Eklemeli imalat yöntemleri bir bütün olarak ele alındığında, bir takım temel avantaj ve dezavantajlarla karşılaşılmaktadır. Karmaşık geometri serbestliği, revizyonlardan çabuk geri dönüş alma, menteşe-zircir gibi hareketli parçaların tek seferde üretilebilmesi gibi temel özelliklere bağlı olarak montaj prosedür azaltımı, düşük yalın üretim süresi, el işçiliği gerektirmeme, çok az miktarda sınırlayıcı faktör bulunması, minimum hurda oluşumu, geniş malzeme aralığı gibi avantajların

yanında; eklemeli imalat teknolojilerinin sahip olduğu dezavantajlar arasında düşük imalat hızları, nispeten yüksek yatırım maliyeti, proses parametrelerinin belirlenmesinde uzman gerekliliği, kesintili üretim, sınırlı parça boyutları, son işlem gerekliliği gibi genel özellikler öne çıkmaktadır.

Tez kapsamında yapılan teknoloji incelemeleri doğrultusunda, eklemeli imalat sistemlerine dair bir tane temel kazanım ve bir tane temel sınırlama belirlenmiştir. Temel kazanım olarak eklemeli imalat sistemleriyle elde edilebilecek özgün geometri imkanı ve düşük sayıda, özelleştirilmiş parçaların üretim kolaylığı seçilmiştir. Sınırlama olarak ise; seri imalata uygunsuzluk temel alınmış ve bu iki faktörün ortak kazanç sağlayabileceği ideal uygulama alanı olarak medikal uygulamaların incelenmesi tercih edilmiştir.

Eklemeli imalatın medikal alanlarda yaygın olarak kullanıldığı uygulamalar içerisinde; cerrahi planlama ve eğitimsel model oluşturma, medikal enstrümantasyon ve yardımcı ekipman üretimi, kişiye/vakaya özel implant ve doku iskelesi üretimi, protez ve ortotikler, kemik replikaları, farmasötik kimya uygulamaları, dental uygulamalar ve doku mühendisliği biyobaskı çalışmaları öne çıkmaktadır. Özellikle çok yüksek özelleştirme kabiliyeti sayesinde hastaya özgün ürünlerin elde edilebildiği eklemeli imalat teknolojilerinde sanal modeller genellikle manyetik rezonan görüntüleme, bilgisayarlı tomografi, pozitron emisyon tomografisi, ultrason gibi görüntüleme sistemlerinin kullanılmasıyla elde edilmektedir. Cerrahi planlama ve eğitimsel amaçlı model üretimi, doktorların cerrahi prosedür öncesinde giriş yollarının belirlenmesi, hasarlı ve sağlam dokuların birbirinden ayrıldığı noktaların anlaşılması gibi amaçlarla veya bir endikasyonun öğrenciler tarafından üç boyutlu model sayesinde daha net anlaşılabilmesi amacıyla gerçekleştirilmektedir. Medikal enstrümantasyon üretimindeyse, hastaların incelenmesinde veya tedavisinde kullanılan araçlar ve ekipmanların imalatı, eklemeli imalat teknolojileriyle gerçekleştirilmektedir. Kendi içerisinde konvansiyonel ekipman ve konvansiyonel olmayan ekipman sınıflandırmaları yapılan enstrümantasyon uygulamaları tez kapsamında, genel ve özel amaçlı olmak üzere iki alt grupta incelenmiştir.

İmplantasyon uygulamaları, vücut içerisinde bir biyolojik yapının değiştirilmesinde, hasarlı dokuların desteklenmesinde veya mevcut biyolojik yapının iyileştirilmesinde kullanılmak üzere üretilen medikal parçaların üretim ve uygulama aşamalarını ifade etmektedir. İmplantların sınıflandırması yapılırken çeşitli ortaklaştırma yöntemlerine başvurulabilir. Örneğin; vücut ile temas halindeki parçanın malzeme özelliklerine göre sınıflandırma yapılacağı zaman, metalik ve metalik olmayan şeklinde gruplandırmalar yapılabilir. Buna karşın; implantın uygulama alanına göre yapılacak sınıflandırmalarda ise organ ve sistem implantları, kozmetik implantlar, elektriksel implantlar, doğum kontrol implantları, kardiyovasküler implantlar, ortopedik implantlar, dental implantlar, nörolojik sensör implantları gibi birçok grup karşımıza çıkabilmektedir. Hangi malzemeden yapılmış olursa olsun, bir implantın vücut içerisindeki davranışlarını anlayabilmemiz için biyouyumluluk, biyomekanik dayanım ve biyobozunurluk olmak üzere üç temel kavramın öncelikli olarak anlaşılmış olması gerekmektedir. Tez kapsamında bu üç temel kavramın tanımlamaları yapılarak, porozite faktörünün bu özellikler üzerindeki etkileri incelenmiş, biyo-uyumlu metalik implantlar olarak titanyum ve alaşımları, paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları; biyo-bozunur metalik implantlar olarak magnezyum, demir esaslı malzemeler ve çinko alaşımları üzerine bilgiler verilerek akademik çalışma örnekleriyle, elde edilen bilgiler desteklenmiştir.

Günümüzde biyomedikal bağlamda polimerlerin eklemeli imalatla üretimi üzerine yapılan araştırmalar sonucu, özellikle klinik uygulamalar ve malzeme bilimi alanında muazzam gelişmeler kaydedilmektedir. SLS ve FFF gibi yöntemlerle üretilen polimerik parçaların, in vivo çalışmalarda başarılı sonuçlar veriyor olması, gelecekte eklemeli imalat teknolojilerinin cerrahi müdahalelerde kalıcı bir rol üstleneceğini göstermektedir. Polimer malzemelerin medikal uygulama alanları kabaca; cerrahi planlama ve eğitimsel modelleme, fonksiyonel enstrümantasyon, dış iskelet ve dış protez (ortez) uygulamaları, cerrahi implantlar, doğrudan doku baskı uygulamaları gibi geniş bir aralıktadır. Biyouyumluluk gibi temel gereksinimlerin yanında, biyomedikal parçaların spesifik olarak belirlenmiş uygulama alanında yapısal ve fonksiyonel ihtiyaçları karşılayabiliyor olması gerekmektedir. Her eklemeli imalat yönteminin kendine has üretim prensiplerine sahip olmasına bağlı

olarak, farklı proseslerde kullanılacak farklı polimerlerin, proses özelinde bazı özgün gereksinimleri karşılayabilmesi gerekmektedir. Bu doğrultuda tez kapsamında biyopolimer uygulamalarında en yaygın kullanılan stereolitografi, seçici lazer sinterleme, bağlayıcı püskürtme ve ergiyik filament ekstrüzyonu proseslerinde kullanılacak polimer hammaddelerin sahip olması gereken özellikler proses bazında incelenerek, doku iskelelerinden atel çalışmalarına kadar malzeme ve uygulama çeşitliliğinde örneklendirmeler yapılmıştır.

Farmasötik kimya (veya medisinal kimya), en kısa tanımıyla yeni ilaç etkin maddelerinin tasarımı ve sentezini konu alan ve bunu yaparken de ilaç etkin maddeleri ile ilaç hedefleri arasındaki etkileşimleri moleküler düzeyde anlamayı temel alan bilim dalıdır. Eklemeli imalat sistemlerinin özgün geometrik tasarım imkanları sayesinde farmasötik kimya ile entegrasyonu, özellikle kontrollü ilaç salınımı alanında özgün çalışmaların ortaya çıkmasına yol açmıştır. Kontrollü ilaç salınım sistemlerindeki temel hedef, kan plazma konsantrasyonundaki etkin madde miktarını belirli değerlerde sabit tutmaktır. Günümüzde en yaygın kullanıma sahip kontrollü ilaç salınım sistemlerini; oral tapsül ve tabletler, oro-dispersibl filmler, doku iskeleleri, implantlar, transdermal bantlar, rektal/vajinal fitiller, meşler, stentler ve kateterler meydana getirmektedir. Tez kapsamında, eklemeli imalat sistemleri kullanılarak gerçekleştirilen kontrollü ilaç salınım uygulamalarına dair otuzdan fazla özgün çalışma örneği incelenerek literatür derlemesi oluşturulmuştur.

Dişçilik alanında en yaygın kullanılan eklemeli imalat yöntemleri arasında stereolitografi esaslı hazne fotopolimerizasyon prosesleri ve lazer sinterleme prosesleri öne çıkmaktadır. Üç boyutlu dental implantlar, cerrahi kılavuzlar, ortodontik model üretimi, hizalayıcı (aligner) üretimi, hasarlı dişlerin onarım ve yenilenmesi, kron ve köprü üretimi gibi uygulamalar, eklemeli imalatın öne çıktığı dental uygulamalar arasındadır. Tez kapsamında; dental implant, kron, köprü ve hizalayıcıların tanımı yapılarak dental malzemeler üzerine yüzeysel bilgilerin ve bu parçaların eklemeli imalatla üretim çalışmalarına dair örneklerin verilmesi gerçekleştirilmiştir.

Organlar, belirli ayırt edici işlevleri yerine getiren özel dokulardan meydana gelmektedir. Organların işlevini kaybetmesi durumunda, uygulanan klinik müdahalelerde uygun donör bulunamaması veya vücudun donör dokuyu reddetmesi gibi problemlerle karşılaşılabilmektedir. Bu gibi transplantasyon problemlerinin üstesinden gelebilmek adına, kendi içerisinde çeşitli zorlayıcılıklara sahip doku mühendisliği yaklaşımlarından faydalanılmaktadır. Eklemeli imalatın, katmanlı üretim prensibiyle üç boyutlu nesneleri doğrudan üretebilmesi imkanı sayesinde, doku mühendisliğinde karşılaşılan bazı sorunların üstesinden gelebilmek için "üç boyutlu biyobaskı" sistemleri geliştirilmiştir. Son yıllarda; biyolojik-biyokimyasal yapıların ve özellikle canlı hücrelerin katmanlı bir şekilde hassas olarak konumlandırılması ve kontrolü sayesinde, üç boyutlu canlı doku yapılarını üretebilme imkanı ortaya çıkmıştır. Tipik bir biyobaskı prosesi; ön-işlem, esas işlem ve son işlem olmak üzere üç temel aşamada gerçekleşmektedir. Ön işlem aşamasında görüntüleme, esas işlem aşamasında biyo-solüsyon hazırlama ve baskı, son işlem aşamasında ise olgunlaştırmayla birlikte canlı hücrelerin baskısı gerçekleştirilmektedir. Günümüzde organ yazımı ismiyle de anılan biyobaskı prosesleri, elde edilen biyo-parçanın imalat prensibine göre dört temel sınıfta incelenmektedir. Bu yöntemler; damlacık püskürtme esaslı biyobaskı, lazer esaslı biyobaskı, ekstrüzyon esaslı biyobaskı ve stereolitografi esaslı biyobaskı şeklindedir. Bu dört temel biyobaskı grubu da kendi içerisinde imalat prensiplerindeki küçük farklılıklara veya ekipman/sistem konfigürasyonu ve düzeneklerine göre farklı sınıflara ayrılabilmektedir. Tez kapsamında; sürekli akış, DOD ve EHD baskı başlıkları, termal-piezoelektrik veya elektrostatik aktüatörlü baskı başlıkları, akustik fırlatmalı veya mikro selenoid valfli damlacık püskürtme metotları incelenerek, bu proseslerin sahip olduğu avantaj ve dezavantajlar üzerine bilgiler verilmiştir. Ekstrüzyon esaslı biyobaskı prosesleri, tahrik mekanizmasına göre pnömatik, mekanik veya selenoid olmak üzere üç temel sınıfa ayrılmaktadır. Tez kapsamında pnömatik, vidalı veya pistonlu, selenoid kullanımlı biyo-ekstrüzyon yöntemlerinin tanımlamaları yapılmıştır. Ayrıca, stereolitografi esaslı biyobaskı proseslerinde kullanılan reçineler, canlı hücre davranışları ve kürlemenin gerçekleştirileceği ideal dalga boyları belirtilmiştir. Son yöntem grubu olarak lazer esaslı biyobaskı prosesleri incelenmiş olup, hücre transferi esasına dayalı bu

yöntemlerin tarihsel gelişimi, sınıflandırılması ve birbirlerine göre avantajlı/dezavantajlı olduğu noktalar üzerinde durularak genel bilgiler verilmiştir. MAPLE-DW, LIFT, AFA-LIFT, LGDW gibi proseslerin işlem prensipleri ele alınarak, literatürde yer alan çalışma örneklerinde tavsiye edilen proses parametreleri hakkında genel bilgilerin derlemesi gerçekleştirilmiştir. Bu yöntemlerle gerçekleştirilen kemik, kalp, karaciğer, pankreas dokularının üretim çalışmalarına dair öncül nitelikteki araştırmalardan bahsedilmiş ve ilgili araştırmalara dair literatür tabloları oluşturulmuştur.

Eklemeli imalat sistemlerinin ilk kez geliştirildiği dönemlerde genel görüş, bu sistemlerin alışılmışın dışında ve tuhaf olduğu, eğlence amaçlı plastik oyuncaklar, mekanik dişlilere ait prototipler gibi işlevsel açıdan basit parçaların temsil modellerinin üretiminden ötede bir adaptasyon kabiliyetine sahip olamayacağı şeklindedir. Ancak, günümüz malzeme teknolojisi ve kullanılan yöntemlerin geliştirilmesiyle birlikte eklemeli imalat teknolojileri, istisnai konumundan ayrılarak, endüstriyel norm halini almaya başlamıştır. Günümüzde piyasadaki şirketler, takımdan yedek parçalara ve bazı son kullanım bileşenlerine kadar değişen uygulamalarda, bu teknolojiyi üretimlerine dahil etmenin yeni yollarını bulmaya çalışmaktadır. Otomotivden tüketici ürünlerine, çeşitli endüstri kollarındaki firmalar, eklemeli imalatın üretim için sunduğu özgün avantajların giderek daha da fazla farkına varmaktadır. Mevcut durumda, eklemeli imalatla üretilen parçaların imalat hacmi, seri üretim yöntemlerine kıyasla küçük olmakla birlikte, özellikle kullanılabilir malzeme çeşitliliğindeki artışa bağlı olarak önümüzdeki birkaç yıl içerisinde, geleneksel üretim yöntemleriyle yapılan bu kıyas sonucu elde edilen oranın, ciddi şekilde değişeceği düşünülmektedir. Hem teknoloji, hem de endüstri için bir sonraki adım, eklemeli imalatın sahip olduğu ivmeyi korumak ve daha büyük ölçekte, daha fazla uygulama sağlamak için çalışmak olacaktır. Daha büyük ölçekli üretimin sağlanabilirliği, malzeme ve/veya yeni sistemlerin geliştirilmesine bağlıdır. Özellikle son birkaç yılı incelediğimizde, piyasaya giriş yapmış veya yakın dönemde giriş yapacağı açıklanan birçok yeni sistemin geliştirilmekte olduğunu görmekteyiz. Bu sistemlere örnek olarak; metal eklemeli imalat alanında, özellikle büyük ölçekli üretimin hedeflendiği “yeni nesil” metal kullanımlı bağlayıcı püskürtme sistemleri verilebilir. Diğer metal eklemeli

imalat teknolojilerine kıyasla daha düşük donanım ve malzeme maliyetleri ile yeni nesil metal kullanımlı bağlayıcı püskürtme makineleri, özellikle maliyet ve hız açısından rekabet oluşturabilecek şekilde, daha yüksek hacimli parça üretimi sunma potansiyeline sahiptir. Ancak bu noktada; hangi yöntem olursa olsun, eklemeli imalatın talaşlı imalat, döküm, enjeksiyon kalıplama gibi geleneksel yöntemlerin yerini alacağını düşünmek yanlış olacaktır. Bunun yerine, eklemeli imalata dair gerçek hedef, bu sistemlerin diğer teknolojilerle eşit düzeyde kullanılabilen, uygulanabilirliği yüksek ve çok yönlü bir üretim yöntemi haline gelmesi olmalıdır. Tekrarlanabilirlik ve hız artışına yönelik mevcut çabalar sayesinde, her geçen gün bu hedefe ulaşmaya biraz daha yaklaşıldığı görülmektedir. Malzeme ve sistem perspektifi dışında, eklemeli imalat teknolojileri yazılımsal açıdan değerlendirilecek olduğunda, eklemeli imalat için tasarım yazılımlarının, gelecekte daha da bütünleşik olacağı ve daha fazla kullanım kolaylığına sahip olacağı düşünülmektedir. Güncel eğilim, özgün yazılım araçlarının geliştirilmesi ile birlikte, popüler CAD yazılım ürünlerine tam ve sorunsuz bir şekilde uyum sağlanması doğrultusundadır. Geleneksel CAD yazılımlarıyla, değişken gradyanlı malzemelerle yapılmış bileşenlerin tasarlanması, kafes yapılarının veya gözenekli modellerin oluşturulması oldukça zordur. Birden çok yazılım paketini birleştirmek, bu sınırlamayı bir dereceye kadar hafifletebilir. Ancak, farklı yazılım çözümleri arasında geçiş yapmak son derece verimsiz bir işlemdir. İdeal olarak; mühendis ve tasarımcıların, verileri bir yazılımdan diğerine taşımaya gerek duymadan, tek bir tasarım ortamında çalışabiliyor olması gerekmektedir. Bu doğrultuda, dünyanın önde gelen yazılım şirketleri tarafından eklemeli imalata entegre tasarım çözümleri geliştirilmektedir. Bu firmalar, mühendislerin tasarımlarını eklemeli imalat için optimize etmesini mümkün olduğunca kolaylaştırmanın çeşitli yollarını geliştirmekte ve kullanıcılara format onarma, destek ve kafes yapılarının oluşturulabilmesi, poröz yapı tanımlama, simülasyon yapabilme gibi çeşitli imkanları tek bir paket halinde sunabilmeyi hedeflemektedir. Eklemeli imalatın yaygın kullanıma sahip bir teknoloji haline gelmesinde, entegre tasarım yazılımlarının geliştirilmesi, son derece kritik öneme sahiptir.

Eklemeli imalat teknolojilerinin adaptasyonu ve uygulama alanlarının genişletilmesinde belki de en önemli faktör, bu teknolojilerle ilgili yeterli/gerekli

eğitimlerin gerçekleştirilebilirliğidir. Hangi alanda olursa olsun tüm yenilikler, aslında insan ve teknoloji uyumuyla kendi konumunu, değerini belirlemektedir. Bu uyumun temelini, konuyla ilgili bilgilere ulaşılabilirlik ve ortak bilimsel kültür oluşumu meydana getirmektedir. Bu bağlamda, eklemeli imalat teknolojilerinin günümüzde karşılaştığı insan kaynaklı kısıtlamalar içerisinde en önemlisi, bu alandaki eğitimin yetersizliğidir. Prototip üretimi haricinde, özellikle kullanıma hazır işlevsel parçaların doğrudan üretiminde, yalnızca yatırım ve donanım gereksinimlerini karşılamak yeterli olmamaktadır. Firmalar, gereken uzmanlığı geliştirebilmek için, zamana ihtiyaç duyabilmektedir. Uzmanlık yetersizliği, özellikle başlangıç seviyesindeki firmalarda birçok problemle karşılaşılmasına yol açmaktadır ve eklemeli imalat üzerine yeterli bilgiye sahip olunmadığında, iş modellerinin geliştirilmesinde büyük aksaklıklar meydana gelmektedir. Bu sebeple, yeterli donanıma sahip, "iş gücü" olarak değerlendirilebilecek uzmanların yetiştirilmesi, eklemeli imalatın ufkunun genişletilmesindeki kritik unsurlardan birisi olarak karşımıza çıkmaktadır. Günümüzde birçok eklemeli imalat firması tarafından, bu teknolojiyi gerçekten iyi anlayan ve bundan maksimum fayda sağlamak amacıyla yeni stratejiler geliştirecek kadar yeterliliğe sahip mühendis ve yönetici bulunmadığı, bu problemin aşılması için konuyla ilgili eğitim ve seminerlerin artış göstermesi gerektiği vurgulanmaktadır. Eklemeli imalatın sunmuş olduğu becerilere yönelik farkındalığın her geçen gün artmasıyla; bu bağlamda bazı firmalar tarafından, dünya çapında çevrim içi ve yerinde eğitim girişimlerinin hız kazandığı görülmektedir.

Eklemeli imalat sistemlerinin, endüstriyel kullanımda daha üretken ve verimli hale getirilmesine dair arayışların devam ettiği günümüz dünyasında, cihaz üreticilerinde ortak gözlemlenen bir diğer eğilim de, makinelere sensör ve kamera sistemlerinin, mümkün mertebe dahil edilmesidir. Eklemeli imalat cihazlarının içerisine yerleştirilen gelişmiş kamera ve sensörler sayesinde proses esnasında çeşitli ölçümler gerçekleştirilebilmekte, üretim aşaması eş zamanlı olarak takip edilebilmektedir. Örneğin, metal kullanımlı toz yatak füzyonu esaslı sistemlerde, cihazlara yerleştirilen termal kameralar sayesinde mikroyapı, malzeme özellikleri, yüzey kalitesi ve parça performansı üzerinde doğrudan tesire sahip olan ergiyik havuzun sıcaklığı ve boyutları anlık olarak görüntülenebilmektedir. Bilgisayarlı

öğrenme algoritmalarının bu gibi sensörlerle birleştirilmesiyle, eklemeli imalat proseslerinin çok daha "akıllı" hale getirilmesi üzerine çeşitli çalışmalar yürütülmektedir. Bu çalışmalardaki temel amaç, verileri analiz edebilen ve sonrasında proses ve proses koşullarının nasıl iyileştirileceğine dair geri bildirimler oluşturabilen sistemlerin geliştirilmesidir. Bu sayede; karşılaşılabilecek muhtemel imalat kusurlarının öngörülebilir olmasıyla, kullanıcılar tarafından erken dönem müdahalelere olanak sağlanabilmesi hedeflenmektedir. Gelecekte, tüm eklemeli imalat sistemlerinin sensör ve bilgisayarlı öğrenim gibi akıllı teknolojilerle birleştirileceği, bunun sonucu olarak da imalat kusurlarına dair risklerin azaltılmasıyla birlikte, kalite güvencesinin daha kolay sağlanabileceği öngörülmektedir.

Servis hizmetleri, eklemeli imalat endüstrisi içerisinde önemli bir konuma sahip olup, teknolojinin ilerlemesine büyük katkı sağlamaktadır. Piyasayı incelediğimizde, eklemeli imalat teknolojilerine dair servis ve danışmanlık hizmetlerinin sürekli büyüme gösterdiği görülmektedir. Bu büyümenin, belirli teknolojilerde (örneğin; metal yazıcılar) veya belirli endüstrilerde (örneğin; medikal) edinilen uzmanlaşmalardan ivme kazanacağı, yaygın görüş durumundadır. Servis hizmetleri, eklemeli imalatla ilgili veya ilgisiz diğer endüstri kollarındaki firmaların fikirlerini genişletmede de önemli bir araç niteliğindedir.

Sonuç olarak; havacılıktan medikale, mimari uygulamalardan savunma sanayisine kadar çok geniş bir yelpazede kendisine yer edinmiş, birçok özgün avantajı beraberinde getiren eklemeli imalat teknolojilerinin dünyada kazandığı ivmeyi yakalamak adına, ülkemizde de bu teknolojilerle ilgili malzeme ve sistem geliştirme çalışmalarının gerek akademik, gerek ticari bağlamda hız kazanması gerektiği görülmektedir. Önümüzdeki birkaç yıl içerisinde, eklemeli imalat teknolojilerinden faydalanan firma ve kişilerin sayısındaki artışa bağlı olarak, global ölçekte çok daha rekabetçi bir ortam oluşacağını öngörebiliriz. Ülkemizde eklemeli imalat teknolojileri üzerine gerçekleştirilen akademik çalışmaların çoğalması, bu rekabetçi ortama dahil olmamızın ve belki de gelecekte, bu alanda lider konumdaki ülkelerden birisi haline gelebilmemizin önünü açacaktır.

KAYNAKÇA

[1] Berman, B. (2012). 3-D printing: The new industrial revolution. Business horizons, 55(2), 155-162.

[2] Maurya, N. K., Rastogi, V., & Singh, P. (2020). An overview of mechanical properties and form error for rapid prototyping. CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology.

[3] VDI-Guideline, N. N. (2009). 3404: Additive fabrication-Rapid technologies (rapid prototyping)-fundamentals, terms and definitions, quality parameter, supply agreements.

[4] ASTM Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies, & ASTM Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies. Subcommittee F42. 91 on Terminology. (2012). Standard terminology for additive manufacturing technologies. Astm International.

[5] Chua, C. K., Wong, C. H., & Yeong, W. Y. (2017). Standards, quality control, and measurement sciences in 3D printing and additive manufacturing. Academic Press.

[6] Lipson, H., & Kurman, M. (2013). Fabricated: The new world of 3D printing. John Wiley & Sons.

[7] Markillie, P. (2012). A third industrial revolution. The economist, 21, 3-12.

[8] Tovey, M. (1989). Drawing and CAD in industrial design. Design Studies, 10(1), 24-39.

[9] Baumung, W., & Fomin, V. V. (2018). Optimization model to extend existing production planning and control systems for the use of additive manufacturing technologies in the industrial production. Procedia Manufacturing, 24, 222-228.

[10] Peko, I., Bajić, D., & Veža, I. (2015, January). Selection of additive manufacturing process using the AHP method. In International conference “Mechanical Technologies and Structural Materials".

[11] Gebhardt, A. (2011). Understanding additive manufacturing.

[12] Umaras, E., & Tsuzuki, M. S. (2017). Additive manufacturing-considerations on geometric accuracy and factors of influence. IFAC-PapersOnLine, 50(1), 14940-14945.

[13] Bruder, U. (2015). Rapid Prototyping and Additive Manufacturing. User's Guide to Plastic, 103-110.

[14] Wiese, M., Thiede, S., & Herrmann, C. (2020). Rapid manufacturing of automotive polymer series parts: A systematic review of processes, materials and challenges. Additive Manufacturing, 101582.

[15] Peng, T., Lv, J., Majeed, A., & Liang, X. (2020). An experimental investigation on energy-effective additive manufacturing of aluminum parts via process parameter selection. Journal of Cleaner Production, 279, 123609.

[16] Masood, S. H., & Song, W. Q. (2004). Development of new metal/polymer materials for rapid tooling using fused deposition modelling. Materials & design, 25(7), 587-594.

[17] Garg, H. K., & Singh, R. (2015). Development of new composite materials for rapid tooling using fused deposition modelling. In Materials Science Forum (Vol. 808, pp. 103-108). Trans Tech Publications Ltd.

[18] Chee Kai, C., KahFai, L., & Hong, L. Z. (2014). Handbook of Manufacturing Engineering and Technology.

[19] Vickers, N. J. (2017). Animal communication: when i'm calling you, will you answer too? Current biology, 27(14), R713-R715.

[20] Bansal, G., Singh, D. B., Virk, H. S., Devrani, A., & Bhandari, A. (2020). Microstructural characterization, applications and process study of various additive manufacturing process: a review. Materials Today: Proceedings.

[21] Jamshidinia, M., Atabaki, M. M., Zahiri, M., Kelly, S., Sadek, A., & Kovacevic, R. (2015). Microstructural modification of Ti–6Al–4V by using an in-situ printed heat sink in Electron Beam Melting®(EBM). Journal of Materials Processing Technology, 226, 264-271.

[22] Saborío, M. G., Zukić, Š., Lanzalaco, S., Casanovas, J., Puiggalí, J., Estrany, F., & Alemán, C. (2018). Prototyping flexible supercapacitors produced with biohydrogel. Materials Today Communications, 16, 60-70.

[23] Davoudinejad, A., Pedersen, D. B., & Tosello, G. (2018). Additive Manufacturing for Micro Tooling and Micro Part Rapid Prototyping. In Micro Injection Molding (pp. 289-313). Carl Hanser Verlag.

[24] Kumar, V., Kumar, A., Wu, R. R., & Lee, D. J. (2020). Room-temperature vulcanized silicone rubber/barium titanate–based high-performance nanocomposite for energy harvesting. Materials Today Chemistry, 16, 100232.

[25] Poodts, E., & Minak, G. (2013). Application of rapid tooling for the production of moulds suitable for autoclave forming of CFRP. Rapid Prototyping Journal.

[26] Gibson, I., Rosen, D. W., & Stucker, B. (2010). Post-processing. In Additive Manufacturing Technologies (pp. 415-435). Springer, Boston, MA.

[27] Calignano, F., Galati, M., & Iuliano, L. (2019). A metal powder bed fusion process in industry: Qualification considerations. Machines, 7(4), 72.

[28] Bours, J., Adzima, B., Gladwin, S., Cabral, J., & Mau, S. (2017). Addressing hazardous implications of additive manufacturing: complementing life cycle assessment with a framework for evaluating direct human health and environmental impacts. Journal of Industrial Ecology, 21(S1), S25-S36.

[29] Doubrovski, Z., Verlinden, J. C., & Geraedts, J. M. (2011, January). Optimal design for additive manufacturing: opportunities and challenges. In International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference (Vol. 54860, pp. 635-646).

[30] Sarobol, P., Cook, A., Clem, P. G., Keicher, D., Hirschfeld, D., Hall, A. C., & Bell, N. S. (2016). Additive manufacturing of hybrid circuits. Annual Review of Materials Research, 46, 41-62.

[31] Haleem, A., & Javaid, M. (2018). Role of CT and MRI in the design and development of orthopaedic model using additive manufacturing. Journal of clinical Orthopaedics and Trauma, 9(3), 213-217.

[32] Vickers, N. J. (2018). Animal communication: when i'm calling you, will you answer too? Current biology, 27(14), R713-R715.

[33] ÇELEBİ, A., & APPAVURAVTHER, E. Z. Analyzing the Effect of Voxel Mesh and Surface Mesh Application on Residual Stress by Simufact Additive Software. Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 6(4), 930-940.

[34] Li, Q., Hong, Q., Qi, Q., Ma, X., Han, X., & Tian, J. (2018). Towards additive manufacturing oriented geometric modeling using implicit functions. Visual Computing for Industry, Biomedicine, and Art, 1(1), 1-16.

[35] Hallmann, M., Goetz, S., & Schleich, B. (2019). Mapping of GD&T information and PMI between 3D product models in the STEP and STL format. Computer-Aided Design, 115, 293-306.

[36] Chua, C. K., Wong, C. H., & Yeong, W. Y. (2017). Standards, quality control, and measurement sciences in 3D printing and additive manufacturing. Academic Press.

[37] Habib, M. A., & Khoda, B. (2017). Hierarchical Scanning Data Structure for Additive Manufacturing. Procedia Manufacturing, 10, 1043-1053.

[38] Materialise. (2020). https://www.materialise.com/en/software/magics

[39] Vaidya, R., & Anand, S. (2016). Image processing assisted tools for pre-and post-processing operations in additive manufacturing. Procedia Manufacturing, 5, 958-973.

[40] Allen, S., & Dutta, D. (1994). On the computation of part orientation using support structures in layered manufacturing. In 1994 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[41] Mohamed, O. A., Masood, S. H., & Bhowmik, J. L. (2015). Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. Advances in Manufacturing, 3(1), 42-53.

[42] Baturynska, I., Semeniuta, O., & Martinsen, K. (2018). Optimization of process parameters for powder bed fusion additive manufacturing by combination of machine learning and finite element method: A conceptual framework. Procedia CIRP, 67, 227-232.

[43] Sun, S., Brandt, M., & Easton, M. (2017). Powder bed fusion processes: An overview. In Laser Additive Manufacturing (pp. 55-77). Woodhead Publishing.

[44] Yakout, M., Cadamuro, A., Elbestawi, M. A., & Veldhuis, S. C. (2017). The selection of process parameters in additive manufacturing for aerospace alloys. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 92(5-8), 2081-2098.

[45] Suresh, G., Reddy, M., Narendra, G., Santosh K., Balasubramanyam, S. (2019). Summarization of 3D-Printing Technology in Processing & Development of Medical Implants. JOURNAL OF MECHANICS OF CONTINUA AND MATHEMATICAL SCIENCES. 14. 176-191. 10.26782/jmcms.2019.02.00012.

[46] Nelaturi, S., Behandish, M., Mirzendehdel, A. M., & de Kleer, J. (2019). Automatic support removal for additive manufacturing post processing. Computer-Aided Design, 115, 135-146.

[47] Wen, P., Qin, Y., Chen, Y., Voshage, M., Jauer, L., Poprawe, R., & Schleifenbaum, J. H. (2019). Laser additive manufacturing of Zn porous scaffolds: Shielding gas flow, surface quality and densification. Journal of Materials Science & Technology, 35(2), 368-376.

[48] P. Wen, P., Voshage, M., Jauer, L., Chen, Y., Qin, Y., Poprawe, R., & Schleifenbaum, J. H. (2018). Laser additive manufacturing of Zn metal parts for biodegradable applications: processing, formation quality and mechanical properties. Materials & Design, 155, 36-45.

[49] Dharmendra, C., Amirkhiz, B. S., Lloyd, A., Ram, G. J., & Mohammadi, M. (2020). Wire-arc additive manufactured nickel aluminum bronze with enhanced mechanical properties using heat treatments cycles. Additive Manufacturing, 36, 101510.

[50] Elangeswaran, C., Cutolo, A., Muralidharan, G. K., Vanmeensel, K., & Van Hooreweder, B. (2020). Microstructural analysis and fatigue crack initiation modelling of additively manufactured 316L after different heat treatments. Materials & Design, 194, 108962.

[51] Paolini, A., Kollmannsberger, S., & Rank, E. (2019). Additive manufacturing in construction: a review on processes, applications, and digital planning methods, Addit. Manuf. 30 (2019) 100894.

[52] Bacak, M., Valsecchi, J., Čapek, J., Polatidis, E., Kaestner, A., Arabi-Hashemi, A., ... & Vogel, S. C. (2020). Neutron dark-field imaging applied to porosity and deformation-induced phase transitions in additively manufactured steels. Materials & Design, 195, 109009.

[53] Gorsse, S., Hutchinson, C., Gouné, M., & Banerjee, R. (2017). Additive manufacturing of metals: a brief review of the characteristic microstructures and properties of steels, Ti-6Al-4V and high-entropy alloys. Science and Technology of advanced MaTerialS, 18(1), 584-610.

[54] Kloft, H., Krauss, H. W., Hack, N., Herrmann, E., Neudecker, S., Varady, P. A., & Lowke, D. (2020). Influence of process parameters on the interlayer bond strength of concrete elements additive manufactured by Shotcrete 3D Printing (SC3DP). Cement and Concrete Research, 134, 106078.

[55] Khosravani, M. R., Berto, F., Ayatollahi, M. R., & Reinicke, T. (2020). Fracture behavior of additively manufactured components: A review. Theoretical and Applied Fracture Mechanics, 109, 102763.

[56] Yanamandra, K., Chen, G. L., Xu, X., Mac, G., & Gupta, N. (2020). Reverse engineering of additive manufactured composite part by toolpath reconstruction using imaging and machine learning. Composites Science and Technology, 198, 108318.

[57] Mayer, T., Brändle, G., Schönenberger, A., & Eberlein, R. (2020). Simulation and validation of residual deformations in additive manufacturing of metal parts. Heliyon, 6(5), e03987.

[58] Vulliez, M., Zeghloul, S., & Khatib, O. (2018). Design strategy and issues of the Delthaptic, a new 6-DOF parallel haptic device. Mechanism and Machine Theory, 128, 395-411.

[59] Parry, E. J., Best, J. M., & Banks, C. E. (2020). Three-dimensional (3D) scanning and additive manufacturing (AM) allows the fabrication of customised crutch grips. Materials Today Communications, 25, 101225.

[60] Keller, P., Hering-Bertram, M., & Hagen, H. (2012). Surface reconstruction from unorganized 3d point clouds. In Reverse Engineering-Recent Advances and Applications. IntechOpen.

[61] Karme, A., Kallonen, A., Matilainen, V. P., Piili, H., & Salminen, A. (2015). Possibilities of CT scanning as analysis method in laser additive manufacturing. Physics Procedia, 78, 347-356..

[62] Shan, P., & Lai, X. (2019). Influence of CT scanning parameters on rock and soil images. Journal of Visual Communication and Image Representation, 58, 642-650.

[63] Zhang, Y., Verwaal, W., Van de Ven, M. F. C., Molenaar, A. A. A., & Wu, S. P. (2015). Using high-resolution industrial CT scan to detect the distribution of rejuvenation products in porous asphalt concrete. Construction and Building Materials, 100, 1-10.

[64] Jonuzaj, S., Cui, J., & Adjiman, C. S. (2019). Computer-aided design of optimal environmentally benign solvent-based adhesive products. Computers & Chemical Engineering, 130, 106518.

[65] Yao, X., Moon, S. K., & Bi, G. (2016). Customized Product Development, Journal of Computational Design and Engineering, http://dx. doi. org/10.1016/j. jcde. 2016.10. 001.

[66] Kuryło, P., Klekiel, T., & Pruszyński, P. (2020). A Mechanical Study of Novel Additive Manufactured Modular Mandible Fracture Fixation Plates-Preliminary Study with Finite Element Analysis. Injury.

[67] Pokharel, R., Patra, A., Brown, D. W., Clausen, B., Vogel, S. C., & Gray III, G. T. (2019). An analysis of phase stresses in additively manufactured 304L stainless steel using neutron diffraction measurements and crystal plasticity finite element simulations. International Journal of Plasticity, 121, 201-217.

[68] Sreelakshmi, M., & Subash, T. D. (2017). Haptic technology: A comprehensive review on its applications and future prospects. Materials Today: Proceedings, 4(2), 4182-4187.

[69] Amin, M. M., Zaman, H. B., & Ahmad, A. (2013, March). Visual haptic approach complements learning process of Jawi handwriting skills. In 2013 5th International Conference on Information and Communication Technology for the Muslim World (ICT4M) (pp. 1-6). IEEE.

[70] Barkley, J.J. (2003). Mimic Technologies "Haptic Devices".

[71] Liu, X., Dodds, G., McCartney, J., & Hinds, B. K. (2005). Manipulation of CAD surface models with haptics based on shape control functions. Computer-aided design, 37(14), 1447-1458.

[72] Pinkerton, A. J. (2016). Invited. Lasers in additive manufacturing. Optics & Laser Technology, 78, 25-32.

[73] Lee, H., Lim, C. H. J., Low, M. J., Tham, N., Murukeshan, V. M., & Kim, Y. J. (2017). Lasers in additive manufacturing: A review. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing-Green Technology, 4(3), 307-322.

[74] Ma, C., Peng, J., Yang, X., Zhang, H., Zhao, Q., Li, D., ... & Zheng, Y. (2020). All-solid-state mode-locked 1064 nm Nd: YVO4 laser with Fe3O4 nanoparticles saturable absorber. Optics Communications, 125979.

[75] Kleanthous, A., Hua, T., Manai, A., Yawar, K., & Van Gorder, R. A. (2018). Dynamics from a mathematical model of a two-state gas laser. Physica A: Statistical Mechanics and its Applications, 497, 26-40.

[76] Ly, K., Smith, M. P., Thibodeaux, Q. G., Beck, K. M., Liao, W., & Bhutani, T. (2020). Beyond the Booth: Excimer Laser for Cutaneous Conditions. Dermatologic clinics, 38(1), 157-163.

[77] Stefańska, D., Suski, M., Zygmunt, A., Stachera, J., & Furmann, B. (2019). Tunable single-mode cw energy-transfer dye laser directly optically pumped by a diode laser. Optics & Laser Technology, 120, 105673.

[78] Kobecki, M., Tandoi, G., Di Gaetano, E., Sorel, M., Scherbakov, A. V., Czerniuk, T., ... & Bayer, M. (2020). Picosecond ultrasonics with miniaturized semiconductor lasers. Ultrasonics, 106150.

[79] Knebel, T., Streek, A., & Exner, H. (2014). Comparison of high rate laser ablation and resulting structures using continuous and pulsed single mode fiber lasers. Physics Procedia, 56, 19-28.

[80] Majumdar, J. D., & Manna, I. (2013). Introduction to laser assisted fabrication of materials. In Laser-assisted fabrication of materials (pp. 1-67). Springer, Berlin, Heidelberg.

[81] Botero, G., Gomez, D., Nisperuza, D., & Bastidas, A. (2011, January). Design and performance of a sealed CO2 laser for industrial applications. In Journal of Physics-Conference Series (Vol. 274, No. 1, p. 012058).,

[82] Bass, M. (2012). "Lasers for Laser Materials Processing," Laser Materials Processing, Elsevier, pp 1-14.

[83] Farças, I. I. (1993). Development of Laser Material Processing in Romania. In Laser Applications for Mechanical Industry (pp. 283-290). Springer, Dordrecht.

[84] Lee, H., Lim, C. H. J., Low, M. J., Tham, N., Murukeshan, V. M., & Kim, Y. J. (2018). Erratum to: Lasers in Additive Manufacturing: A Review. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing-Green Technology, 5(5), 671-671. 163* Dutta, N. K., "Fiber Amplifiers and Fiber Lasers," World Scientific, 2014.

[85] Méndez, A., & Morse, T. F. (Eds.). (2011). Specialty optical fibers handbook. Elsevier.

[86] Hinduja, S., & Li, L. (2013). Welding. In Proceedings of the 37th International MATADOR Conference (pp. 303-336). Springer, London.

[87] Nielsen, C. K., Ortac, B., Schreiber, T., Limpert, J., Hohmuth, R., Richter, W., & Tünnermann, A. (2005). Self-starting self-similar all-polarization maintaining Yb-doped fiber laser. Optics Express, 13(23), 9346-9351.

[88] Ozden, H. (2007). Investigating fiber lasers for shipbuilding and marine construction. Welding journal, 86(5), 26-29.

[89] Basting, D., Pippert, K. D., & Stamm, U. (2002). History and future prospects of excimer lasers. In Second International Symposium on Laser Precision Microfabrication (Vol. 4426, pp. 25-34). International Society for Optics and Photonics.

[90] Toenshoff, H. K., Ostendorf, A., Koerber, K., & Meyer, K. (2002). Comparison of machining strategies for ceramics using frequency-converted Nd: YAG and excimer lasers. In Second International Symposium on Laser Precision Microfabrication (Vol. 4426, pp. 408-411). International Society for Optics and Photonics.

[91] Geusic, J. E., Marcos, H. M., & Van Uitert, L. (1964). Laser oscillations in Nd-doped yttrium aluminum, yttrium gallium and gadolinium garnets. Applied Physics Letters, 4(10), 182-184.

[92] Garg, A., Lam, J. S. L., & Savalani, M. M. (2018). Laser power based surface characteristics models for 3-D printing process. Journal of Intelligent Manufacturing, 29(6), 1191-1202.

[93] Liao, H. T., & Shie, J. R. (2007). Optimization on selective laser sintering of metallic powder via design of experiments method. Rapid Prototyping Journal.

[94] Huang, B. W., & Chen, M. Y. (2012). Evaluation on some properties of SL7560 type photosensitive resin and its fabricated parts. In Applied Mechanics and Materials (Vol. 117, pp. 1164-1167). Trans Tech Publications Ltd.

[95] Rincón-Iglesias, M., Delgado, A., Peřinka, N., Lizundia, E., & Lanceros-Méndez, S. (2020). Water-based 2D printing of magnetically active cellulose derivative nanocomposites. Carbohydrate Polymers, 233, 115855.

[96] Zhang, L., & Cheng, X. (2019). Heat transfer dynamics inside the Drop-on-Demand inkjet printhead with a hybrid thermal lattice Boltzmann model. Applied Thermal Engineering, 159, 113789.

[97] Nandwana, P., Kannan, R., & Siddel, D. (2020). Microstructure evolution during binder jet additive manufacturing of H13 tool steel. Additive Manufacturing, 36, 101534.

[98] Fathi, S., & Dickens, P. (2013). Jet array driven flow on the nozzle plate of an inkjet printhead in deposition of molten nylon materials. Journal of Materials Processing Technology, 213(3), 383-391.

[99] Suter, M., Weingärtner, E., & Wegener, K. (2012). MHD printhead for additive manufacturing of metals. Procedia Cirp, 2, 102-106.

[100] Rowe, S. C., Samson, C. I., & Clough, D. E. (2020). A Framework to Guide the Instruction of Industrial Programmable Logic Controllers in Undergraduate Engineering Education. Education for Chemical Engineers.

[101] Paula, H. (1993). Failure rates for programmable logic controllers. Reliab. Eng. Syst. 39, 325–328.

[102] Tasca, L. C., de Freitas, E. P., & Wagner, F. R. (2020). A Study on the Performance Impact of Programmable Logic Controllers Based on Enhanced Architecture and Organization. Microprocessors and Microsystems, 103082.

[103] Mandal, R., Kumar, A., Kingson, T. M. G., Kumar, R. P. V. A., Dutta, S., Chaulya, S. K., & Prasad, G. M. (2013). Application of programmable logic controller for gases monitoring in underground coal mines. IRACST—Engineering Science and Technology: An International J.(ESTIJ), 3(3), 516-522.

[104] Babu, S. S. (2017). Scripta Viewpoint Set: Materials science aspects related to additive manufacturing. Scripta Materialia, 135(C).

[105] Fink, J. K. (2013). Urea/formaldehyde resins. Reactive Polymers Fundamentals and Applications. Eds. Fink, JK Elsevier, USA, 283-298.

[106] Song, Y. A., & Koenig, W. (1997). Experimental study of the basic process mechanism for direct selective laser sintering of low-melting metallic powder. Cirp Annals, 46(1), 127-130.

[107] Zhang, Y., Ji, T., Hou, S., Zhang, L., Shi, Y., Zhao, J., & Xu, X. (2018). All-printed solid-state substrate-versatile and high-performance micro-supercapacitors for in situ fabricated transferable and wearable energy storage via multi-material 3D printing. Journal of Power Sources, 403, 109-117.

[108] Karakurt, I., & Lin, L. (2020). 3D printing technologies: techniques, materials, and post-processing. Current Opinion in Chemical Engineering, 28, 134-143.

[109] Cannas, V. G., & Gosling, J. Margherita Pero, and Tommaso Rossi. 2020.". Determinants for Order-Fulfilment Strategies in Engineer-to-Order Companies: Insights from the Machinery Industry." International Journal of Production Economics, 228, 107743.

[110] Hashemi, S. M. H., Babic, U., Hadikhani, P., & Psaltis, D. (2020). The potentials of additive manufacturing for mass production of electrochemical energy systems. Current Opinion in Electrochemistry.

[111] Yao, X., Moon, S. K., & Bi, G. (2016). Customized Product Development, Journal of Computational Design and Engineering, http://dx. doi. org/10.1016/j. jcde. 2016.10. 001.

[112] Li, Q., Kucukkoc, I., & Zhang, D. Z. (2017). Production planning in additive manufacturing and 3D printing. Computers & Operations Research, 83, 157-172.

[113] Manco, P., Macchiaroli, R., Maresca, P., & Fera, M. (2019). The Additive Manufacturing Operations Management Maturity: a Closed or an Open Issue? Procedia Manufacturing, 41, 98-105.

[114] Salobir, J., Duhovnik, J., & Tavčar, J. (2019). Methods and principles of product design for small-scale production based on 3D printing. In Proceedings of the Design Society: International Conference on Engineering Design (Vol. 1, No. 1, pp. 789-798). Cambridge University Press.

[115] Colpani, A., Fiorentino, A., & Ceretti, E. (2020). Design and Fabrication of Customized Tracheal Stents by Additive Manufacturing. Procedia Manufacturing, 47, 1029-1035.

[116] Saracho-Pantoja, I. O., Garai, J. R. M., Rebollar, J. M., & Cruz, J. A. R. (2017). Low-cost additive manufacturing: A new approach to microwave waveguide engineering education through 3D printing. The International journal of engineering education, 33(2), 741-750.

[117] Gebler, M., Uiterkamp, A. J. S., & Visser, C. (2014). A global sustainability perspective on 3D printing technologies. Energy Policy, 74, 158-167.

[118] DOUGLAS, S., & Stanley, W. G. (2014). Costs and Cost Effectiveness of Additive Manufacturing—A Literature Review and Discussion. National Institute of Standards and Technology (NIST), US Department of Commerce.

[119] Renken, V., Albinger, S., Goch, G., Neef, A., & Emmelmann, C. (2017). Development of an adaptive, self-learning control concept for an additive manufacturing process. CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology, 19, 57-61.

[120] Cannas, V. G., & Gosling, J. Margherita Pero, and Tommaso Rossi. (2020). "Determinants for Order-Fulfilment Strategies in Engineer-to-Order Companies: Insights from the Machinery Industry." International Journal of Production Economics, 228, 107743.

[121] Lu, J., Lu, H., Xu, X., Yao, J., Cai, J., & Luo, K. (2020). High-performance integrated additive manufacturing with laser shock peening–induced microstructural evolution and improvement in mechanical properties of Ti6Al4V alloy components. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 148, 103475.

[122] Merulla, A., Gatto, A., Bassoli, E., Munteanu, S. I., Gheorghiu, B., Pop, M. A., ... & Munteanu, D. (2019). Weight reduction by topology optimization of an engine subframe mount, designed for additive manufacturing production. Materials Today: Proceedings, 19, 1014-1018.

[123] Abdulhameed, O., Al-Ahmari, A., Ameen, W., & Mian, S. H. (2019). Additive manufacturing: Challenges, trends, and applications. Advances in Mechanical Engineering, 11(2), 1687814018822880.

[124] Dudek, P., & Zagórski, K. (2017). Cost, resources, and energy efficiency of additive manufacturing. In E3S Web of Conferences (Vol. 14, p. 01040). EDP Sciences.

[125] Despeisse, M., & Ford, S. (2015, September). The role of additive manufacturing in improving resource efficiency and sustainability. In IFIP International Conference on Advances in Production Management Systems (pp. 129-136). Springer, Cham.

[126] Attaran, M. (2017). The rise of 3-D printing: The advantages of additive manufacturing over traditional manufacturing. Business Horizons, 60(5), 677-688.

[127] Mies, D., Marsden, W., & Warde, S. (2016). Overview of additive manufacturing informatics: "a digital thread". Integrating Materials and Manufacturing Innovation, 5(1), 114-142.

[128] Thompson, M. K., Moroni, G., Vaneker, T., Fadel, G., Campbell, R. I., Gibson, I., ... & Martina, F. (2016). Design for Additive Manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints. CIRP annals, 65(2), 737-760.

[129] VDI-Guideline, N. N. (2009). 3404: Additive fabrication -Rapid technologies (rapid prototyping)-fundamentals, terms and definitions, quality parameter, supply agreements.

[130] Koester, L., Taheri, H., Bond, L. J., Barnard, D., & Gray, J. (2016, February). Additive manufacturing metrology: State of the art and needs assessment. In AIP conference Proceedings (Vol. 1706, No. 1, p. 130001). AIP Publishing LLC.

[131] Slotwinski, J. A., & Garboczi, E. J. (2015). Metrology needs for metal additive manufacturing powders. Jom, 67(3), 538-543.

[132] Torrado, A. R., & Roberson, D. A. (2016). Failure analysis and anisotropy evaluation of 3D-printed tensile test specimens of different geometries and print raster patterns. Journal of Failure Analysis and Prevention, 16(1), 154-164.

[133] Monzón, M. D., Ortega, Z., Martínez, A., & Ortega, F. (2015). Standardization in additive manufacturing: activities carried out by international organizations and projects. The international journal of advanced manufacturing technology, 76(5-8), 1111-1121.

[134] VDI, Verein Deutscher Ingenieure. (2020) https://www.vdi.de/

[135] Krueger, H. (2017). Standardization for Additive Manufacturing in Aerospace. Engineering, 3(5), 585.

[136] American Society for Testing and Materials. (2020). American Society for Testing and Materials

[137] Kudus, S. I. A., Campbell, R. I., & Bibb, R. (2016). Customer perceived value for self-designed personalised products made using additive manufacturing. International Journal of Industrial Engineering and Management (IJIEM), 7(4), 183-193.

[138] Campbell, R. I., De Beer, D. J., Mauchline, D. A., Becker, L., Van der Grijp, R., Ariadi, Y., & Evans, M. A. (2014). Additive manufacturing as an enabler for enhanced consumer involvement. South African Journal of Industrial Engineering, 25(2), 67-74.

[139] Hague, R., Mansour, S., & Saleh, N. (2004). Material and design considerations for rapid manufacturing. International Journal of Production Research, 42(22), 4691-4708.

[140] Schmelzle, J., Kline, E. V., Dickman, C. J., Reutzel, E. W., Jones, G., & Simpson, T. W. (2015). (Re) Designing for part consolidation: understanding the challenges of metal additive manufacturing. Journal of Mechanical Design, 137(11).

[141] Klahn, C., Leutenecker, B., & Meboldt, M. (2015). Design strategies for the process of additive manufacturing. Procedia Cirp, 36, 230-235.

[142] Booth, J. W., Alperovich, J., Chawla, P., Ma, J., Reid, T. N., & Ramani, K. (2017). The design for additive manufacturing worksheet. Journal of Mechanical Design, 139(10)..

[143] Truby, R. L., & Lewis, J. A. (2016). Printing soft matter in three dimensions. Nature, 540(7633), 371-378.

[144] Witherell, P., Feng, S., Simpson, T. W., Saint John, D. B., Michaleris, P., Liu, Z. K., & Martukanitz, R. (2014). Toward metamodels for composable and reusable additive manufacturing process models. Journal of Manufacturing Science and Engineering, 136(6).

[145] Rosen, D. (2014). Design for additive manufacturing: Past, present, and future directions. Journal of Mechanical Design, 136(9).

[146] Rosen, D. W. (2014). "What Are Principles for Design for Additive Manufacturing?" First International Conference on Progress in Additive Manufacturing (Pro-AM), Singapore, May 26–28, pp. 85–90.

[147] Yang, S., & Zhao, Y. F. (2015). Additive manufacturing-enabled design theory and methodology: a critical review. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 80(1-4), 327-342.

[148] Adam, G. A., & Zimmer, D. (2014). Design for Additive Manufacturing—Element transitions and aggregated structures. CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology, 7(1), 20-28.

[149] Hague, R., Campbell, I., & Dickens, P. (2003). Implications on design of rapid manufacturing. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science, 217(1), 25-30.

[150] Prüß, H., & Vietor, T. (2015). Design for fiber-reinforced additive manufacturing. Journal of Mechanical Design, 137(11).

[151] Ameta, G., Lipman, R., Moylan, S., & Witherell, P. (2015). Investigating the role of geometric dimensioning and tolerancing in additive manufacturing. Journal of Mechanical Design, 137(11).

[152] Diegel, O., Singamneni, S., Reay, S., & Withell, A. (2010). Tools for sustainable product design: additive manufacturing.

[153] Meisel, N., & Williams, C. (2015). An investigation of key design for additive manufacturing constraints in multimaterial three-dimensional printing. Journal of Mechanical Design, 137(11)..

[154] Vayre, B., Vignat, F., & Villeneuve, F. (2013). Identification on some design key parameters for additive manufacturing: application on electron beam melting. Procedia CIRP, 7, 264-269.

[155] Townsend, A., Racasan, R., & Blunt, L. (2018). Surface-specific additive manufacturing test artefacts. Surface Topography: Metrology and Properties, 6(2), 024007.

[156] Ameen, W., Al-Ahmari, A., & Mohammed, M. K. (2019). Self-supporting overhang structures produced by additive manufacturing through electron beam melting. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 104(5-8), 2215-2232.

[157] Das, P., Chandran, R., Samant, R., & Anand, S. (2015). Optimum part build orientation in additive manufacturing for minimizing part errors and support structures. Procedia Manufacturing, 1, 343-354.

[158] Zimmer, D., & Adam, G. (2011). Direct manufacturing design rules. Innovative Developments in Virtual and Physical Prototyping, 545-551.

[159] Adam, G. A., & Zimmer, D. (2014). Design for Additive Manufacturing—Element transitions and aggregated structures. CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology, 7(1), 20-28.

[160] Gebhardt, A. (2007). Rapid Prototyping–Rapid Tooling–Rapid Manufacturing. Carl Hanser, München.

[161] Yadav, D. K., Srivastava, R., & Dev, S. (2020). Design & fabrication of ABS part by FDM for automobile application. Materials Today: Proceedings.

[162] Kruf, W., van de Vorst, B., Maalderink, H., & Kamperman, N. (2006). Design for rapid manufacturing functional SLS parts. In Intelligent production machines and systems (pp. 389-394). Elsevier Science Ltd.

[163] Diegel, O., Nordin, A., & Motte, D. (2019). A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing. Springer Singapore.

[164] Oliveira, J. P., LaLonde, A. D., & Ma, J. (2020). Processing parameters in laser powder bed fusion metal additive manufacturing. Materials & Design, 193, 108762.

[165] Ford, S., & Despeisse, M. (2016). Additive manufacturing and sustainability: an exploratory study of the advantages and challenges. Journal of cleaner Production, 137, 1573-1587.

[166] Davoudinejad, A., Diaz-Perez, L. C., Quagliotti, D., Pedersen, D. B., Albajez-García, J. A., Yagüe-Fabra, J. A., & Tosello, G. (2018). Additive manufacturing with vat polymerization method for precision polymer micro components production. Procedia CIRP, 75, 98-102.

[167] Barlier, C., & Bernard, A. (2020). Fabrication additive-2e éd.: Du prototypage rapide à l'impression 3D. Dunod.

[168] Bartolo, P., Kruth, J. P., Silva, J., Levy, G., Malshe, A., Rajurkar, K., ... & Leu, M. (2012). Biomedical production of implants by additive electro-chemical and physical processes. CIRP annals, 61(2), 635-655.

[169] Khoshnevis, B., Hwang, D., Yao, K. T., & Yeh, Z. (2006). Mega-scale fabrication by contour crafting. International Journal of Industrial and Systems Engineering, 1(3), 301-320.

[170] Wegrzyn, T. F., Golding, M., & Archer, R. H. (2012). Food Layered Manufacture: A new process for constructing solid foods. Trends in Food Science & Technology, 27(2), 66-72.

[171] Kermer, C., Rasse, M., Lagogiannis, G., Undt, G., Wagner, A., & Millesi, W. (1998). Colour stereolithography for planning complex maxillofacial tumour surgery. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 26(6), 360-362.

[172] Popat, A. H., & Edwards, M. R. (2000). U.S. Patent No. 6,133,336. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[173] Swaelens, B., & Vancraen, W. (1997, March). Laser photopolymerisation models based on medical imaging: a development improving the accuracy of surgery. In Proceedings of the seventh international conference on rapid prototyping (pp. 130-131).

[174] Stratasys Ltd. (2020) "Stratasys redefines design and manufacturing with Objet500 connex3 color multi-material 3D printer", https://www.stratasys.com/explore/blog/2014/objet500-connex3-color-multi-material-3d-printer

[175] Stratasys Ltd. (2015). Inside view: Multi-material color 3D printing enables bio-texture modeling of internal organs, Accessed online: http://usglobalimages.stratasys.com/Case%20Studies/Medical/SSYS-CS-Polyjet-Medical-KUGSM-09-14.pdf?v=635497579573289538.

[176] EnvisionTEC GmbH. (2015) Successfully 3D Printing Jewelry With Chicago Charm Company, http://envisiontec.com/envisiontec/wp-content/uploads/MK-CASChicagoCharm- V01-FN-EN.pdf.

[177] EOS GmbH. (2015). Cooksongold - EOS develops Additive Manufacturing technology capable of series production for gold, http://www.eos.info/press/case_studies/download/reference_cookson.pdf.

[178] ExOne Inc. (2015). True Design Freedom for Art & Decorative Applications, http://www.exone.com/Portals/0/ResourceCenter/CaseStudies/X1-Case-Study- Decorative.pdf.

[179] Materialise NV. (2015). Kipling: No Monkey Business, http://www.materialise.com/cases/kipling-no-monkey-business.

[180] Jensen, W., Löchtefeld, M., & Knoche, H. (2019, May). ShadowLamp: An Ambient Display with Controllable Shadow Projection using Electrochromic Materials. In Extended Abstracts of the 2019 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems (pp. 1-6).

[181] Olivero Designs. (2015) "3D Printing" http://www.oliverodesigns.com/3dprinting

[182] 3D Systems. (2014)."New Coral CubePro 3D Printed Shoe by United Nude, https://www.3dsystems.com/blog/2014/11/new-coral-cubepro-3d-printed-shoe-united-nude

[183] Durakovic, B. (2018). Design for Additive Manufacturing: Benefits, Trends and Challenges. Periodicals of Engineering and Natural Sciences, 6(2), 179-191.

[184] Materialise NV. (2015). Keeping intrion Robots Up to Speed, http://www.materialise.com/cases/keeping-intrion-robots-up-to-speed.

[185] Grzesiak, A., Becker, R., & Verl, A. (2011). The bionic handling assistant: a success story of additive manufacturing. Assembly Automation.

[186] Setaki, F., Tenpierik, M., Turrin, M., & van Timmeren, A. (2014). Acoustic absorbers by additive manufacturing. Building and Environment, 72, 188-200.

[187] Choi, J. W., Yamashita, M., Sakakibara, J., Kaji, Y., Oshika, T., & Wicker, R. B. (2010). Combined micro and macro additive manufacturing of a swirling flow coaxial phacoemulsifier sleeve with internal micro-vanes. Biomedical microdevices, 12(5), 875-886.

[188] Hölker, R., Haase, M., Khalifa, N. B., & Tekkaya, A. E. (2015). Hot extrusion dies with conformal cooling channels produced by additive manufacturing. Materials Today: Proceedings, 2(10), 4838-4846.

[189] Tan, C., Wang, D., Ma, W., Chen, Y., Chen, S., Yang, Y., & Zhou, K. (2020). Design and additive manufacturing of novel conformal cooling molds. Materials & Design, 196, 109147.

[190] Shinde, M. S., & Ashtankar, K. M. (2017). Additive manufacturing–assisted conformal cooling channels in mold manufacturing processes. Advances in Mechanical Engineering, 9(5), 1687814017699764.

[191] Altaf, K., Rani, A. M. A., & Raghavan, V. R. (2013). Prototype production and experimental analysis for circular and profiled conformal cooling channels in aluminium filled epoxy injection mould tools. Rapid Prototyping Journal.

[192] Gu, X. J., Zhu, J. H., & Zhang, W. H. (2012). The lattice structure configuration design for stereolithography investment casting pattern using topology optimization. Rapid Prototyping Journal.

[193] Guanghui, S. H. I., Chengqi, G. U. A. N., Dongliang, Q. U. A. N., Dongtao, W. U., Lei, T. A. N. G., & Tong, G. A. O. (2020). An aerospace bracket designed by thermo-elastic topology optimization and manufactured by additive manufacturing. Chinese Journal of Aeronautics, 33(4), 1252-1259.

[194] Tish, D., McGee, W., Schork, T., Thün, G., & Velikov, K. (2019, April). Case Studies in Topological Design and Optimization of Additively Manufactured Cable-nets. In Structures (Vol. 18, pp. 83-90). Elsevier.

[195] Jankovics, D., & Barari, A. (2019). Customization of Automotive Structural Components using Additive Manufacturing and Topology Optimization. IFAC-PapersOnLine, 52(10), 212-217.

[196] Marchesi, T. R., Lahuerta, R. D., Silva, E. C., Tsuzuki, M. S., Martins, T. C., Barari, A., & Wood, I. (2015). Topologically optimized diesel engine support manufactured with additive manufacturing. IFAC-PapersOnLine, 48(3), 2333-2338..

[197] Campbell, R. I., Jee, H., & Kim, Y. S. (2013). Adding product value through additive manufacturing. In DS 75-4: Proceedings of the 19th International Conference on Engineering Design (ICED13), Design for Harmonies, Vol. 4: Product, Service and Systems Design, Seoul, Korea

[198] EOS GmbH. (2015). BEGO USA - Patient specific restorations made of a high-performance alloy, http://www.eos.info/press/case_studies/download/reference_Bego_medical.pdf.

[199] EOS GmbH. (2015). Help Is Fast at Hand Thanks to Additive Manufacturing: Alphaform Produces a Hip Replacement Designed by Instrumentaria, http://www.eos.info/case_studies/download/medical/alphaform-3d-printed-hip.pdf.

[200] Paterson, A. (2013). Digitisation of the splinting process: exploration and evaluation of a computer aided design approach to support additive manufacture (Doctoral dissertation, Loughborough University).

[201] Voxeljet AG. (2012). Backbone, http://www.voxeljet.de/en/case-studies/case-studies/backbone/

[202] Xia, Y., Feng, Z. C., Li, C., Wu, H., Tang, C., Wang, L., & Li, H. (2020). Application of additive manufacturing in customized titanium mandibular implants for patients with oral tumors. Oncology letters, 20(4), 1-1.

[203] Withell, A., Diegel, O., Grupp, I., Reay, S., De Beer, D., & Potgieter, J. (2011, September). Porous ceramic filters through 3D printing. In Innovative Developments in Virtual and Physical Prototyping: Proceedings of the 5th International Conference on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping, Leiria, Portugal (Vol. 28, p. 313).

[204] Scheidler, J. J., & Dapino, M. J. (2014, March). Stiffness tuning of FeGa structures manufactured by ultrasonic additive manufacturing. In Industrial and Commercial Applications of Smart Structures Technologies 2014 (Vol. 9059, p. 905907). International Society for Optics and Photonics.

[205] Chen, X., Hehr, A., Dapino, M. J., & Anderson, P. M. (2015). Deformation mechanisms in NiTi-Al composites fabricated by ultrasonic additive manufacturing. Shape Memory and Superelasticity, 1(3), 294-309.

[206] Zarringhalam, H. (2007). Investigation into crystallinity and degree of particle melt in selective laser sintering (Doctoral dissertation, Loughborough University).

[207] Yasa, E., Kruth, J. P., & Deckers, J. (2011). Manufacturing by combining selective laser melting and selective laser erosion/laser re-melting. CIRP annals, 60(1), 263-266.

[208] Martina, F. (2014). Investigation of methods to manipulate geometry, microstructure and mechanical properties in titanium large scale Wire+ Arc Additive Manufacturing (Doctoral dissertation, Cranfield University).

[209] Gu, J., Ding, J., Williams, S. W., Gu, H., Ma, P., & Zhai, Y. (2016). The effect of inter-layer cold working and post-deposition heat treatment on porosity in additively manufactured aluminum alloys. Journal of materials processing technology, 230, 26-34.

[210] Zhang, G., Xiong, H., Yu, H., Qin, R., Liu, W., & Yuan, H. (2020). Microstructure evolution and mechanical properties of wire-feed electron beam additive manufactured Ti-5Al-2Sn-2Zr-4Mo-4Cr alloy with different subtransus heat treatments. Materials & Design, 195, 109063.

[211] Wang, W., Wang, D., Li, C., Yang, G., Ren, Y., & Qin, L. (2020). Effect of post heat treatment on microstructure and mechanical properties of Ti-6Al-4V jointing parts proceeded by laser additive manufacturing. Materials Science and Engineering , 788.

[212] Elangeswaran, C., Cutolo, A., Muralidharan, G. K., Vanmeensel, K., & Van Hooreweder, B. (2020). Microstructural analysis and fatigue crack initiation modelling of additively manufactured 316L after different heat treatments. Materials & Design, 194, 108962.

[213] Cremascoli, P., & Ohldin, P. (2009). Series production of CE-certified orthopaedic implants with integrated network structures for improved bone ingrowth. Innovative Developments in Design and Manufacturing: Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping, 215-216.

[214] Murr, L. E., Gaytan, S. M., Ramirez, D. A., Martinez, E., Hernandez, J., Amato, K. N., ... & Wicker, R. B. (2012). Metal fabrication by additive manufacturing using laser and electron beam melting technologies. Journal of Materials Science & Technology, 28(1), 1-14.

[215] Harrison, N., McHugh, P. E., Curtin, W., & Mc Donnell, P. (2013). Micromotion and friction evaluation of a novel surface architecture for improved primary

fixation of cementless orthopaedic implants. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 21, 37-46.

[216] Lozanovski, B., Downing, D., Tino, R., du Plessis, A., Tran, P., Jakeman, J., ... & Brandt, M. (2020). Non-destructive simulation of node defects in additively manufactured lattice structures. Additive Manufacturing, 36, 101593.

[217] Wang, Y., Li, S., Yu, Y., Xin, Y., Zhang, X., Zhang, Q., & Wang, S. (2020). Lattice structure design optimization coupling anisotropy and constraints of additive manufacturing. Materials & Design, 196, 109089.

[218] Wimmer, M., & Major, Z. (2019). Feasibility Study of Micro-lattıce Structures by Multıphoton Lithography. Acta Polytechnica CTU Proceedings, 25, 83-88.

[219] Hengsbach, S., & Lantada, A. D. (2014). Direct laser writing of auxetic structures: present capabilities and challenges. Smart materials and structures, 23(8), 085033.

[220] Schwerdtfeger, J., Wein, F., Leugering, G., Singer, R. F., Körner, C., Stingl, M., & Schury, F. (2011). Design of auxetic structures via mathematical optimization. Advanced materials, 23(22-23), 2650-2654.

[221] Huang, Y., Leu, M. C., Mazumder, J., & Donmez, A. (2015). Additive manufacturing: current state, future potential, gaps and needs, and recommendations. Journal of Manufacturing Science and Engineering, 137(1).

[222] Naboni, R., & Paoletti, I. (2018). Architectural Morphogenesis Through Topology Optimization. In Handbook of Research on Form and Morphogenesis in Modern Architectural Contexts (pp. 69-92). IGI global.

[223] Nazir, A., Abate, K. M., Kumar, A., & Jeng, J. Y. (2019). A state-of-the-art review on types, design, optimization, and additive manufacturing of cellular structures. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 104(9-12), 3489-3510.

[224] Huang, S. H., Liu, P., Mokasdar, A., & Hou, L. (2013). Additive manufacturing and its societal impact: a literature review. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 67(5-8), 1191-1203.

[225] Li, J., & Tanaka, H. (2018). Rapid customization system for 3D-printed splint using programmable modeling technique–a practical approach. 3D printing in medicine, 4(1), 1-21.

[226] Perez, K. B., & Williams, C. B. (2013). Combining additive manufacturing and direct write for integrated electronics—a review. In 24th International Solid Freeform Fabrication Symposium—An Additive Manufacturing Conference, SFF (pp. 962-979).

[227] Bandyopadhyay, A., & Heer, B. (2018). Additive manufacturing of multi-material structures. Materials Science and Engineering: R: Reports, 129, 1-16.

[228] Tekinalp, H. L., Kunc, V., Velez-Garcia, G. M., Duty, C. E., Love, L. J., Naskar, A. K., ... & Ozcan, S. (2014). Highly oriented carbon fiber–polymer composites via additive manufacturing. Composites Science and Technology, 105, 144-150.

[229] Hwang, S., Reyes, E. I., Moon, K. S., Rumpf, R. C., & Kim, N. S. (2015). Thermo-mechanical characterization of metal/polymer composite filaments and printing parameter study for fused deposition modeling in the 3D printing process. Journal of Electronic Materials, 44(3), 771-777.

[230] Tian, X., Liu, T., Yang, C., Wang, Q., & Li, D. (2016). Interface and performance of 3D printed continuous carbon fiber reinforced PLA composites. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 88, 198-205.

[231] Balla, V. K., Bose, S., & Bandyopadhyay, A. (2010). Microstructure and wear properties of laser deposited WC–12% Co composites. Materials Science and Engineering: A, 527(24-25), 6677-6682.

[232] Masanta, M., Ganesh, P., Kaul, R., & Choudhury, A. R. (2010). Microstructure and mechanical properties of TiB2–TiC–Al2O3–SiC composite coatings developed by combined SHS, sol–gel and laser technology. Surface and Coatings Technology, 204(21-22), 3471-3480.

[233] Balla, V. K., Xue, W., Bose, S., & Bandyopadhyay, A. (2009). Laser-assisted Zr/ZrO2 coating on Ti for load-bearing implants. Acta biomaterialia, 5(7), 2800-2809.

[234] Balla, V. K., Soderlind, J., Bose, S., & Bandyopadhyay, A. (2014). Microstructure, mechanical and wear properties of laser surface melted Ti6Al4V alloy. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 32, 335-344.

[235] Heer, B., Sahasrabudhe, H., Khanra, A. K., & Bandyopadhyay, A. (2017). Boron nitride-reinforced SS316 composite: influence of laser processing parameters on microstructure and wear resistance. Journal of Materials Science, 52(18), 10829-10839.

[236] Balla, V. K., Bandyopadhyay, P. P., Bose, S., & Bandyopadhyay, A. (2007). Compositionally graded yttria-stabilized zirconia coating on stainless steel using laser engineered net shaping (LENS™). Scripta Materialia, 57(9), 861-864.

[237] Li, L., Wang, J., Lin, P., & Liu, H. (2017). Microstructure and mechanical properties of functionally graded TiCp/Ti6Al4V composite fabricated by laser melting deposition. Ceramics International, 43(18), 16638-16651.

[238] Wang, Y., & Wang, H. M. (2004). Wear resistance of laser clad Ti2Ni3Si reinforced intermetallic composite coatings on titanium alloy. Applied Surface Science, 229(1-4), 81-86.

[239] Onuike, B., Heer, B., & Bandyopadhyay, A. (2018). Additive manufacturing of Inconel 718—Copper alloy bimetallic structure using laser engineered net shaping (LENS™). Additive Manufacturing, 21, 133-140. 166* B. Heer, A. Bandyopadhyay, Mater. Lett. 216 (2018) 16–19

[240] Sahasrabudhe, H., Harrison, R., Carpenter, C., & Bandyopadhyay, A. (2015). Stainless steel to titanium bimetallic structure using LENS™. Additive Manufacturing, 5, 1-8.

[241] Shishkovsky, I., Missemer, F., & Smurov, I. (2012). Direct metal deposition of functional graded structures in Ti-Al system. Physics Procedia, 39, 382-391.

[242] Carroll, B. E., Otis, R. A., Borgonia, J. P., Suh, J. O., Dillon, R. P., Shapiro, A. A., ... & Beese, A. M. (2016). Functionally graded material of 304L stainless steel and inconel 625 fabricated by directed energy deposition: Characterization and thermodynamic modeling. Acta Materialia, 108, 46-54.

[243] Hofmann, D. C., Kolodziejska, J., Roberts, S., Otis, R., Dillon, R. P., Suh, J. O., ... & Borgonia, J. P. (2014). Compositionally graded metals: A new frontier of additive manufacturing. Journal of Materials Research, 29(17), 1899-1910. 171* V.K. Balla, W. Xue, S. Bose, A. Bandyopadhyay, Acta Biomater. 4 (2008) 697–706.

[244] Modi, Y. K., Agrawal, S., & de Beer, D. J. (2015). Direct generation of STL files from USGS DEM data for additive manufacturing of terrain models. Virtual and Physical Prototyping, 10(3), 137-148.

[245] Chang, K. H. (2014). Design theory and methods using CAD/CAE: The computer aided engineering design series. Academic Press.

[246] Singh, S., & Chaudhary, R. (2020). Analysis of Watt's linkage under dynamic loading. Materials Today: Proceedings.

[247] Anderl, R., & Binde, P. (2018). Simulations with NX / Simcenter 3D. Simulations with NX / Simcenter 3D, I–XII. doi:10.3139/9781569907139.fm

[248] Tibbits, S. (2014). 4D printing: multi-material shape change. Architectural Design, 84(1), 116-121.

[249] Paul, R., & Anand, S. (2015). A new Steiner patch based file format for additive manufacturing processes. Computer-Aided Design, 63, 86-100.

[250] Hallmann, M., Goetz, S., & Schleich, B. (2019). Mapping of GD&T information and PMI between 3D product models in the STEP and STL format. Computer-Aided Design, 115, 293-306.

[251] Chua, C. K., Wong, C. H., & Yeong, W. Y. (2017). Standards, quality control, and measurement sciences in 3D printing and additive manufacturing. Academic Press.

[252] Shchurova, E. I., & Shchurova, A. V. (2015). A new file format to describe fiber-reinforced composite workpiece structure for additive technology machines. Procedia engineering, 129, 105-110.

[253] Chua, C. K., Leong, K. F., & Lim, C. S. (2010). Rapid prototyping: principles and applications (with companion CD-ROM). World Scientific Publishing Company.

[254] Hoque, M. M., Kabir, M. H., & Jony, M. M. H. (2018). Design and construction of a bowden extruder for a fdm 3d printer uses 1.75 mm filament. International Journal of Technical Research & Science, 3(10).

[255] Grimm, T. (2004). User's guide to rapid prototyping. Society of Manufacturing Engineers.

[256] Rypl, D., & Bittnar, Z. (2006). Generation of computational surface meshes of STL models. Journal of Computational and Applied Mathematics, 192(1), 148-151.

[257] Bayramoğlu, K., Kaya, K. D., Yılmaz, S., Göksu, B., & Murato, B. (2019) Utilization Of 3d Printing Technologies In Marine Applications. 4th International Congress On 3d Printing (Additive Manufacturing) Technologies and Digital Industry.

[258] Thingverse 3B Sanal Kütüphanesi. (2020). https://www.thingiverse.com/

[259] CGTrader 3B Sanal Kütüphanesi. (2020). https://www.cgtrader.com/

[260] Vaissier, B., Pernot, J. P., Chougrani, L., & Véron, P. (2020). Lightweight Mesh File Format Using Repetition Pattern Encoding for Additive Manufacturing. Computer-Aided Design, 129, 102914.

[261] Kato, A., & Ohno, N. (2009). Construction of three-dimensional tooth model by micro-computed tomography and application for data sharing. Clinical oral investigations, 13(1), 43-46.

[262] Dipaola, M. (2018). 3D printing in orthopaedic surgery. Elsevier Health Sciences.

[263] Paul, G., & Scataglini, S. (2019). Open-source software to create a kinematic model in digital human modeling. In DHM and Posturography (pp. 201-213). Academic Press.

[264] Choi, H., & Park, J. (2020). Technology Trend of Additive Manufacturing Standardization. Journal of Korean Powder Metallurgy Institute, 27(5), 420-428.

[265] Hiller, J. D., & Lipson, H. (2009). STL 2.0: a proposal for a universal multi-material additive manufacturing file format. In Proceedings of the Solid Freeform Fabrication Symposium (Vol. 3, pp. 266-278).

[266] Kurbatkina, V. V., Patsera, E. I., Levashov, E. A., Kaplanskii, Y. Y., & Samokhin, A. V. (2018). Fabrication of Narrow-Fraction Micropowders of NiAl-Based Refractory Alloy CompoNiAl-M5-3. International Journal of Self-Propagating High-Temperature Synthesis, 27(4), 236-244.

[267] Üç Boyutlu İmalat Konsorsiyumu. (2020). https://3mf.io/wp-content/uploads/sites/106/2020/07/3mf_datasheet_072020.pdf

[268] IANCU, C. (2019). About 3MF File Format for 3d Printing. Fiability & Durability/Fiabilitate si Durabilitate, (1).

[269] Spring, M. B. (2016). The Future of Standardization: Are We Destined to Repeat History? Computer, 49(1), 99-101.

[270] Tanaka, H. (2015). New File Format for 3D Printing, its extensions and applications. In NIP & Digital Fabrication Conference (Vol. 2015, No. 1, pp. 3-6). Society for Imaging Science and Technology.

[271] Kumar, V., & Dutta, D. (1997). An assessment of data formats for layered manufacturing. Advances in Engineering Software, 28(3), 151-164.

[272] Tao, F., Qi, Q., Liu, A., & Kusiak, A. (2018). Data-driven smart manufacturing. Journal of Manufacturing Systems, 48, 157-169.

[273] Milewski, J. O. (2017). Computers, solid models, and robots. In Additive Manufacturing of Metals (pp. 99-117). Springer, Cham.

[274] Cheang, V., & Yoo, K. H. (2017). Information technology—Computer graphics, image processing and environmental data representation—Live actor and entity representation in mixed and augmented reality. ISO/IEC JTC, 1.

[275] Ramnath, S., Haghighi, P., Chitale, A., Davidson, J. K., & Shah, J. J. (2018). Comparative study of tolerance analysis methods applied to a complex assembly. Procedia CIRP, 75, 208-213.

[276] Rock, S. J., & Wozny, M. J. (1991). A flexible file format for solid freeform fabrication. In 1991 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[277] Gilman, C. R., & Rock, S. J. (1995). The use of STEP to integrate design and solid freeform fabrication. In 1995 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[278] Qin, Y., Qi, Q., Scott, P. J., & Jiang, X. (2019). Status, comparison, and future of the representations of additive manufacturing data. Computer-Aided Design, 111, 44-64.

[279] McMains, S. A. (2000). Geometric algorithms and data representation for solid freeform fabrication. University of California, Berkeley.

[280] Paul, R., & Anand, S. (2015). A new Steiner patch based file format for additive manufacturing processes. Computer-Aided Design, 63, 86-100.

[281] Turk, G. (1994). The ply polygon file format. Recuperado de.

[282] Kumar, V., & Dutta, D. (1998). An approach to modeling & representation of heterogeneous objects. ASME Digital Collection.

[283] Kou, X. Y., & Tan, S. T. (2006). Data structure and algorithms for virtual prototyping of heterogeneous objects. Computer-Aided Design and Applications, 3(1-4), 59-67.

[284] Renno, F., & Papa, S. (2015). Direct Modeling Approach to Improve Virtual Prototyping and FEM Analyses of Bicycle Frames. Engineering Letters, 23(4).

[285] Panhalkar, N., Paul, R., & Anand, S. (2013). A novel additive manufacturing file format for printed electronics. In ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition (Vol. 56185, p. V02AT02A010). American Society of Mechanical Engineers.

[286] Putanowicz, R. (2015). Implementation of pore microstructure model generator and pore space analysis tools. Procedia Engineering, 108, 355-362.

[287] Martin, W., & Cohen, E. (2001). Representation and extraction of volumetric attributes using trivariate splines: a mathematical framework. In Proceedings of the sixth ACM symposium on Solid modeling and applications (pp. 234-240).

[288] Chandru, V., Manohar, S., & Prakash, C. E. (1995). Voxel-based modeling for layered manufacturing. IEEE Computer Graphics and Applications, 15(6), 42-47.

[289] Aremu, A. O., Brennan-Craddock, J. P. J., Panesar, A., Ashcroft, I. A., Hague, R. J., Wildman, R. D., & Tuck, C. (2017). A voxel-based method of constructing and skinning conformal and functionally graded lattice structures suitable for additive manufacturing. Additive Manufacturing, 13, 1-13.

[290] Jamieson, R., & Hacker, H. (1995). Direct slicing of CAD models for rapid prototyping. Rapid Prototyping Journal.

[291] Zeng, K., Patil, N., Gu, H., Gong, H., Pal, D., Starr, T., & Stucker, B. (2013). Layer by layer validation of geometrical accuracy in additive manufacturing processes. In Proceedings of the Solid Freeform Fabrication Symposium (No. 1, pp. 76-87).

[292] Dolenc, A., & Mäkelä, I. (1992). Leaf: a data exchange format for LMT processes. In Proc., 3rd Intl. Conf. on Rapid Prototyping.

[293] Zhang, Z., & Joshi, S. (2017). Slice data representation and format for multi-material objects for additive manufacturing processes. Rapid Prototyping Journal.

[294] Daniels, T. H., & Hennessee, L. W. (1949). Easy-to-Use Interface Language Controls HP-lB Plotters. Hewlett-Packard Jour-Majid Azmoon Maj Azmoon was responsible for the paper drive. head drive and writing system mechanics for the paper drive, 72454.

[295] Stavropoulos, P., & Foteinopoulos, P. (2018). Modelling of additive manufacturing processes: a review and classification. Manufacturing Review, 5, 2.

[296] Fischer, A., Rommel, S., & Bauernhansl, T. (2013, October). New Fiber Matrix Process with 3D Fiber Printer–A Strategic In-process Integration of Endless Fibers Using Fused Deposition Modeling (FDM). In IFIP International Conference on Digital Product and Process Development Systems (pp. 167-175). Springer, Berlin, Heidelberg.

[297] Vayre, B., Vignat, F., & Villeneuve, F. (2012). Metallic additive manufacturing: state-of-the-art review and prospects. Mechanics & Industry, 13(2), 89-96.

[298] Jasiuk, I., Abueidda, D. W., Kozuch, C., Pang, S., Su, F. Y., & McKittrick, J. (2018). An overview on additive manufacturing of polymers. Jom, 70(3), 275-283.

[299] Moritz, T., & Maleksaeedi, S. (2018). Additive manufacturing of ceramic components. In Additive Manufacturing (pp. 105-161). Butterworth-Heinemann.

[300] Frazier, W. E. (2014). Metal additive manufacturing: a review. Journal of Materials Engineering and performance, 23(6), 1917-1928.

[301] Joshi, S. C., & Sheikh, A. A. (2015). 3D printing in aerospace and its long-term sustainability. Virtual and Physical Prototyping, 10(4), 175-185.

[302] Deradjat, D., & Minshall, T. (2015, January). Implementation of additive manufacturing technologies for mass customisation. In International association for management of technology IAMOT 2015 conference proceedings (Vol. 24, pp. 2079-2094).

[303] Classens, K., Hafkamp, T., Westbeek, S., Remmers, J., & Weiland, S. (2020). Multiphysical modeling and optimal control of material properties for photopolymerization processes. Additive Manufacturing, 101520.

[304] Zhang, S., Lane, B., Whiting, J., & Chou, K. (2019). On thermal properties of metallic powder in laser powder bed fusion additive manufacturing. Journal of Manufacturing Processes, 47, 382-392.

[305] Cousin-Saint-Remi, J., Finoulst, A. L., Jabbour, C., Baron, G. V., & Denayer, J. F. (2020). Selection of binder recipes for the formulation of MOFs into resistant pellets for molecular separations by fixed-bed adsorption. Microporous and Mesoporous Materials, 304, 109322.

[306] Das, A., Madras, G., Dasgupta, N., & Umarji, A. M. (2003). Binder removal studies in ceramic thick shapes made by laminated object manufacturing. Journal of the European Ceramic Society, 23(7), 1013-1017.

[307] Wang, Y., Yang, Q., Liu, X., Liu, Y., Liu, B., Misra, R. D. K., ... & Bai, P. (2019). Microstructure and mechanical properties of amorphous strip/aluminum laminated composites fabricated by ultrasonic additive consolidation. Materials Science and Engineering: A, 749, 74-78.

[308] Das, A., Chatham, C. A., Fallon, J. J., Zawaski, C. E., Gilmer, E. L., Williams, C. B., & Bortner, M. J. (2020). Current understanding and challenges in high temperature additive manufacturing of engineering thermoplastic polymers. Additive Manufacturing, 101218.

[309] Cowley, A., Perrin, J., Meurisse, A., Micallef, A., Fateri, M., Rinaldo, L., ... & Sperl, M. (2019). Effects of variable gravity conditions on additive manufacture by fused filament fabrication using polylactic acid thermoplastic filament. Additive Manufacturing, 28, 814-820.

[310] Maurel, A., Haukka, M., MacDonald, E., Kivijärvi, L., Lahtinen, E., Kim, H., ... & Dupont, L. (2020). Considering lithium-ion battery 3D-printing via thermoplastic material extrusion and polymer powder bed fusion. Additive Manufacturing, 101651.

[311] Yuan, S., Li, J., Yao, X., Zhu, J., Gu, X., Gao, T., ... & Zhang, W. (2020). Intelligent optimization system for powder bed fusion of processable thermoplastics. Additive Manufacturing, 101182.

[312] Schmid, M., Amado, A., & Wegener, K. (2015, May). Polymer powders for selective laser sintering (SLS). In AIP Conference proceedings (Vol. 1664, No. 1, p. 160009). AIP Publishing LLC.

[313] Pilipovic, A., Raos, P., & Sercer, M. (2011). EXPERIMENTAL TESTING OF QUALITY OF POLYMER PARTS PRODUCED BY LAMINATED OBJECT MANUFACTURING- LOM. Tehnicki Vjesnik, 18(2), 253-260.

[314] Kumar, S. R., Sridhar, S., Venkatraman, R., & Venkatesan, M. (2020). Polymer additive manufacturing of ASA structure: Influence of printing parameters on mechanical properties. Materials Today: Proceedings.

[315] Cooke, S., Ahmadi, K., Willerth, S., & Herring, R. (2020). Metal additive manufacturing: Technology, metallurgy and modelling. Journal of Manufacturing Processes, 57, 978-1003.

[316] Galante, R., Figueiredo-Pina, C. G., & Serro, A. P. (2019). Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. Dental Materials, 35(6), 825-846.

[317] Fasel, U., Keidel, D., Baumann, L., Cavolina, G., Eichenhofer, M., & Ermanni, P. (2020). Composite additive manufacturing of morphing aerospace structures. Manufacturing Letters, 23, 85-88.

[318] Jacobs, P. F., Fedchenko, R. P., & Jacobs, P. F. (1996). Special applications of RP&M. Stereolithography and other RP&M Technologies. Dearborn, MI: Society of Manufacturing Engineers, 317-66.

[319] Jiang, F., & Drummer, D. (2020). Curing kinetic analysis of acrylate photopolymer for additive manufacturing by Photo-DSC. Polymers, 12(5), 1080.

[320] Peerzada, M., Abbasi, S., Lau, K. T., & Hameed, N. (2020). Additive Manufacturing of Epoxy Resins: Materials, Methods, and Latest Trends. Industrial & Engineering Chemistry Research, 59(14), 6375-6390.

[321] Augsburg, M., Storch, S., Nissen, F., & Witt, G. (2004). Rapid prototyping with ceramic-filled epoxy resin by optoforming. Rapid Prototyping Journal.

[322] Kok, Y., Tan, X. P., Wang, P., Nai, M. L. S., Loh, N. H., Liu, E., & Tor, S. B. (2018). Anisotropy and heterogeneity of microstructure and mechanical properties in metal additive manufacturing: A critical review. Materials & Design, 139, 565-586.

[323] Bikas, H., Stavropoulos, P., & Chryssolouris, G. (2016). Additive manufacturing methods and modelling approaches: a critical review. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 83(1-4), 389-405.

[324] Yap, C. Y., Chua, C. K., Dong, Z. L., Liu, Z. H., Zhang, D. Q., Loh, L. E., & Sing, S. L. (2015). Review of selective laser melting: Materials and applications. Applied physics reviews, 2(4), 041101.

[325] Muller, P., Mognol, P., & Hascoet, J. Y. (2013). Modeling and control of a direct laser powder deposition process for Functionally Graded Materials (FGM) parts manufacturing. journal of materials processing technology, 213(5), 685-692.

[326] Karunakaran, K. P., Suryakumar, S., Pushpa, V., & Akula, S. (2010). Low cost integration of additive and subtractive processes for hybrid layered manufacturing. Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 26(5), 490-499.

[327] Friel, R. J., & Harris, R. A. (2013). Ultrasonic additive manufacturing–a hybrid production process for novel functional products. Procedia CIRP, 6, 35-40.

[328] Dehoff, R. R., & Babu, S. S. (2010). Characterization of interfacial microstructures in 3003 aluminum alloy blocks fabricated by ultrasonic additive manufacturing. Acta Materialia, 58(13), 4305-4315.

[329] Deckers, J., Shahzad, K., Vleugels, J., & Kruth, J. P. (2012). Isostatic pressing assisted indirect selective laser sintering of alumina components. Rapid Prototyping Journal.

[330] Deckers, J., Vleugels, J., & Kruth, J. P. (2014). Additive manufacturing of ceramics: a review. Journal of Ceramic Science and Technology, 5(4), 245-260.

[331] Ferraris, E., Vleugels, J., Guo, Y., Bourell, D., Kruth, J. P., & Lauwers, B. (2016). Shaping of engineering ceramics by electro, chemical and physical processes. CIRP Annals, 65(2), 761-784.

[332] Halloran, J. W. (1999). Freeform fabrication of ceramics. British ceramic transactions, 98(6), 299-303.

[333] Mahdavinejad, R., Tolouei-Rad, M., & Sharifi-Bidgoli, H. (2005). Heat transfer analysis of EDM process on silicon carbide. International Journal of Numerical Methods for Heat & Fluid Flow.

[334] Wilkes, J., Hagedorn, Y. C., Meiners, W., & Wissenbach, K. (2013). Additive manufacturing of ZrO2-Al2O3 ceramic components by selective laser melting. Rapid Prototyping Journal.

[335] Clare, A. T., Chalker, P. R., Davies, S., Sutcliffe, C. J., & Tsopanos, S. (2008). Selective laser sintering of barium titanate–polymer composite films. Journal of materials science, 43(9), 3197-3202.

[336] Balla, V. K., Bose, S., & Bandyopadhyay, A. (2008). Processing of bulk alumina ceramics using laser engineered net shaping. International Journal of Applied Ceramic Technology, 5(3), 234-242.

[337] Hagedorn, Y. C., Balachandran, N., Meiners, W., Wissenbach, K., & Poprawe, R. (2011, August). SLM of net-shaped high strength ceramics: new opportunities for producing dental restorations. In Proc. Solid Freeform Fabrication Symp. (Austin, TX) (pp. 8-10).

[338] McIntosh, J. J., Danforth, S. C., & Jamalabad, V. R. (1997). Shrinkage and deformation in components manufactured by fused deposition of ceramics. In 1997 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[339] McMillen, D., Li, W., Leu, M. C., Hilmas, G., & Watts, J. L. (2016). Designed extrudate for additive manufacturing of zirconium diboride by ceramic on-demand extrusion.

[340] Shahzad, K., Deckers, J., Boury, S., Neirinck, B., Kruth, J. P., & Vleugels, J. (2012). Preparation and indirect selective laser sintering of alumina/PA microspheres. Ceramics International, 38(2), 1241-1247.

[341] Vaezi, M., Chianrabutra, S., Mellor, B., & Yang, S. (2013). Multiple material additive manufacturing–Part 1: a review: this review paper covers a decade of

research on multiple material additive manufacturing technologies which can produce complex geometry parts with different materials. Virtual and Physical Prototyping, 8(1), 19-50.

[342] Ashby, M. F., & Bréchet, Y. J. (2003). Designing hybrid materials. Acta materialia, 51(19), 5801-5821.

[343] Espalin, D., Ramirez, J. A., Medina, F., & Wicker, R. (2014). Multi-material, multi-technology FDM: exploring build process variations. Rapid Prototyping Journal.

[344] Elomaa, L., Kokkari, A., Närhi, T., & Seppälä, J. V. (2013). Porous 3D modeled scaffolds of bioactive glass and photocrosslinkable poly (ε-caprolactone) by stereolithography. Composites Science and Technology, 74, 99-106.

[345] Idaszek, J., Bruinink, A., & Święszkowski, W. (2015). Ternary composite scaffolds with tailorable degradation rate and highly improved colonization by human bone marrow stromal cells. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 103(7), 2394-2404.

[346] Roodgari, M. R., Jamaati, R., & Aval, H. J. (2020). Fabrication of a 2-layer laminated steel composite by friction stir additive manufacturing. Journal of Manufacturing Processes, 51, 110-121.

[347] Mostafaei, A., Heidarzadeh, A., & Brabazon, D. (2021). Additive Manufacturing of Metal Matrix Composites. Reference Module in Materials Science and Materials Engineering. doi:10.1016/b978-0-12-803581-8.11884-3

[348] Varma, M. V., Kandasubramanian, B., & Ibrahim, S. M. (2020). 3D printed scaffolds for biomedical applications. Materials Chemistry and Physics, 255, 123642.

[349] Bose, S., Ke, D., Sahasrabudhe, H., & Bandyopadhyay, A. (2018). Additive manufacturing of biomaterials. Progress in Materials Science, 93, 45-111.

[350] Lewin, S., Fleps, I., Åberg, J., Ferguson, S. J., Engqvist, H., Öhman-Mägi, C., ... & Persson, C. (2020). Additively manufactured mesh-type titanium structures for cranial implants: E-PBF vs. L-PBF. Materials & Design, 197, 109207.

[351] Pu'ad, N. M., Haq, R. A., Noh, H. M., Abdullah, H. Z., Idris, M. I., & Lee, T. C. (2020). Review on the fabrication of fused deposition modelling (FDM) composite filament for biomedical applications. Materials Today: Proceedings, 29, 228-232.

[352] Jhavar, S., & Jain, N. (2014). Development of micro-plasma wire deposition process for layered manufacturing. Daaam international scientific book, 20, 239-256.

[353] Xu, X., Awad, A., Martinez, P. R., Gaisford, S., Goyanes, A., & Basit, A. W. (2020). Vat photopolymerization 3d printing for advanced drug delivery and medical device applications. Journal of Controlled Release.

[354] Mueller, J., & Shea, K. (2018). Buckling, build orientation, and scaling effects in 3D printed lattices. Materials Today Communications, 17, 69-75.

[355] Wilts, E. M., Gula, A., Davis, C., Chartrain, N., Williams, C. B., & Long, T. E. (2020). Vat photopolymerization of liquid, biodegradable PLGA-based oligomers as tissue scaffolds. European Polymer Journal, 109693.

[356] Mele, M., Campana, G., & D'Avino, G. (2020). Life cycle impact assessment of desktop stereolithography. Journal of Cleaner Production, 244, 118743.

[357] Krkobabić, M., Medarević, D., Cvijić, S., Grujić, B., & Ibrić, S. (2019). Hydrophilic excipients in digital light processing (DLP) printing of sustained release tablets: Impact on internal structure and drug dissolution rate. International Journal of Pharmaceutics, 572, 118790.

[358] Clark, E. A., Alexander, M. R., Irvine, D. J., Roberts, C. J., Wallace, M. J., Yoo, J., & Wildman, R. D. (2020). Making tablets for delivery of poorly soluble drugs using photoinitiated 3D inkjet printing. International Journal of Pharmaceutics, 578, 118805.

[359] Chua, C. K., Wong, C. H., & Yeong, W. Y. (2017). Standards, quality control, and measurement sciences in 3D printing and additive manufacturing. Academic Press.

[360] Zhang, X., Fan, W., & Liu, T. (2020). Fused deposition modeling 3D printing of polyamide-based composites and its applications. Composites Communications, 21, 100413.

[361] Gomes, C. M., Rambo, C. R., De Oliveira, A. P. N., Hotza, D., Gouveˆa, D., Travitzky, N., & Greil, P. (2009). Colloidal processing of glass–ceramics for laminated object manufacturing. Journal of the American Ceramic Society, 92(6), 1186-1191.

[362] Konta, A. A., García-Piña, M., & Serrano, D. R. (2017). Personalised 3D printed medicines: which techniques and polymers are more successful? . Bioengineering, 4(4), 79.

[363] Hagedorn, Y. (2017). Laser additive manufacturing of ceramic components: materials, processes, and mechanisms. In Laser Additive Manufacturing (pp. 163-180). Woodhead Publishing.

[364] Tuncer, N., & Bose, A. (2020). Solid-state metal additive manufacturing: a review. JOM, 1-22.

[365] Schoinochoritis, B., Chantzis, D., & Salonitis, K. (2017). Simulation of metallic powder bed additive manufacturing processes with the finite element method: A critical review. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture, 231(1), 96-117.

[366] Deradjat, D., & Minshall, T. (2018). Decision trees for implementing rapid manufacturing for mass customisation. CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology, 23, 156-171.

[367] Chenot, J. L., & Wagoner, R. H. (1997). Fundamentals of metal forming. John Wiley & Sons Inc.

[368] Youssef, H. A., & El-Hofy, H. (2008). Machining technology: machine tools and operations. CRC Press.

[369] Wong, K. V., & Hernandez, A. (2012). A review of additive manufacturing, ISRN Mech. Eng, 1, 1-10.

[370] Flynn, J. M., Shokrani, A., Newman, S. T., & Dhokia, V. (2016). Hybrid additive and subtractive machine tools–Research and industrial developments. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 101, 79-101.

[371] Standard, A. S. T. M. (2012). Standard terminology for additive manufacturing technologies. ASTM International F2792-12a.

[372] Astm, I. S. O. (2015). ASTM52900-15 Standard Terminology for Additive Manufacturing—General Principles—Terminology. ASTM International, West Conshohocken, PA, 3(4), 5.

[373] Peko, I., Gjeldum, N., & Bilić, B. (2018). Application of AHP, fuzzy AHP and PROMETHEE method in solving additive manufacturing process selection problem. Tehnički vjesnik, 25(2), 453-461.

[374] Ibanez, C., Lecamp, L., Boust, F., Lebaudy, P., & Burel, F. (2020). Elaboration of epoxy/silica composites by cationic photopolymerization: Kinetic study, optical and mechanical characterization. Journal ofPhotochemistry and Photobiology A: Chemistry, 112798.

[375] Bártolo, P. J., & Gibson, I. (2011). History of stereolithographic processes. In Stereolithography (pp. 37-56). Springer, Boston, MA.

[376] Horvath J. (2014) A Brief History of 3D Printing. In: Mastering 3D Printing. Apress, Berkeley, CA.

[377] Nomoto, R., McCabe, J. F., Nitta, K., & Hirano, S. (2009). Relative efficiency of radiation sources for photopolymerization. Odontology, 97(2), 109-114.

[378] Xie, R., & Chao, S. (2011). An inexpensive stereolithography technology with high power UV-LED light. Rapid Prototyping Journal - Rapıd Prototypıng J.

[379] Tumbleston, J. R., Shirvanyants, D., Ermoshkin, N., Janusziewicz, R., Johnson, A. R., Kelly, D., ... & Samulski, E. T. (2015). Continuous liquid interface production of 3D objects. Science, 347(6228), 1349-1352.

[380] Ahrens, C. H. (2017). Processos de AM por fotopolimerização em cuba. Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão D, 3, 129-144.

[381] Lee, K. S., Kim, R. H., Prabhakaran, P., Yang, D. Y., Lim, T. W., & Park, S. H. (2007). Two-photon stereolithography. Journal of Nonlinear Optical Physics & Materials, 16(01), 59-73.

[382] Wang, Y., Chen, R., & Liu, Y. (2020). A double mask projection exposure method for stereolithography. Sensors and Actuators A: Physical, 314, 112228.

[383] Schmidleithner, C., & Kalaskar, D. M. (2018). Stereolithography. IntechOpen.

[384] Herzberger, J., Sirrine, J. M., Williams, C. B., & Long, T. E. (2019). Polymer design for 3D printing elastomers: Recent advances in structure, properties, and printing. Progress in Polymer Science, 97, 101-144

[385] Pan, Y., He, H., Xu, J., & Feinerman, A. (2017). Study of separation force in constrained surface projection stereolithography. Rapid Prototyping Journal.

[386] Pan, Y., Zhou, C., & Chen, Y. (2012). A fast mask projection stereolithography process for fabricating digital models in minutes. Journal of Manufacturing Science and Engineering, 134(5).

[387] Waheed, S., Cabot, J. M., Macdonald, N. P., Lewis, T., Guijt, R. M., Paull, B., & Breadmore, M. C. (2016). 3D printed microfluidic devices: enablers and barriers. Lab on a Chip, 16(11), 1993-2013.

[388] Moritz, T., & Maleksaeedi, S. (2018). Additive manufacturing of ceramic components. In Additive Manufacturing (pp. 105-161). Butterworth-Heinemann.

[389] Kalkal, A., Packirisamy, G. & Vinogradov, A. (2019). 3D Printing in Medicine: Current Challenges and Potential Applications.

[390] Bhattacharjee, N., Urrios, A., Kang, S., & Folch, A. (2016). The upcoming 3D-printing revolution in microfluidics. Lab on a Chip, 16(10), 1720-1742.

[391] Gross, B. C., Erkal, J. L., Lockwood, S. Y., Chen, C., & Spence, D. M. (2014). Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences.

[392] Chia, H. N., & Wu, B. M. (2015). Recent advances in 3D printing of biomaterials. Journal of biological engineering, 9(1), 1-14.

[393] Waheed, S., Cabot, J. M., Macdonald, N. P., Lewis, T., Guijt, R. M., Paull, B., & Breadmore, M. C. (2016). 3D printed microfluidic devices: enablers and barriers. Lab on a Chip, 16(11), 1993-2013.

[394] Brooks, M. (2016). The day the world became 3D. New Scientist, 232(3096), 40-41.

[395] Öngül, B.S. (2017). ''Stereolitografi Yönteminde Kullanılan UV Lazerlerin Kontrolü ve Güç Optimizasyonu'', Yüksek Lisans Tezi, Gebze Teknik Üniversitesi, 45

[396] Stampfl, J., Baudis, S., Heller, C., Liska, R., Neumeister, A., Kling, R., ... & Spitzbart, M. (2008). Photopolymers with tunable mechanical properties processed by laser-based high-resolution stereolithography. Journal of Micromechanics and Microengineering, 18(12), 125014.

[397] Mele, M., Campana, G., & D'Avino, G. (2020). Life cycle impact assessment of desktop stereolithography. Journal of Cleaner Production, 244, 118743.

[398] Huang, S., Heywood, M., Young, R. C. ., Farsari, M., & Chatwin, C. . (1998). Systems control for a micro-stereolithography prototype. Microprocessors and Microsystems, 22(2), 67–77.

[399] Licciulli, A., Corcione, C. E., Greco, A., Amicarelli, V., & Maffezzoli, A. (2005). Laser stereolithography of ZrO2 toughened Al2O3. Journal of the European Ceramic Society, 25(9), 1581-1589.

[400] Redwood, B., Schffer, F., & Garret, B. (2017). The 3D printing handbook: technologies, design and applications. 3D Hubs.

[401] Taormina, G., Sciancalepore, C., Messori, M., & Bondioli, F. (2018). 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. Journal of applied biomaterials &functional materials, 16(3), 151-160.

[402] Kruth, J. P., Leu, M. C., & Nakagawa, T. (1998). Progress in additive manufacturing and rapid prototyping. CIRP Annals-Manufacturing Technology, 47(2), 525-540.

[403] Murphy, E. J., Ansel, R. E., & Krajewski, J. J. (1988). Stereolithography User Group Meeting. Austin, Texas, USA.

[404] Gargiulo, E. P. (1992, June). Stereolithography Process Accuracy: Further User Experience. In Proceedings of the Third International Conference on Rapid Prototyping, University of Dayton RPDL (pp. 239-243)

[405] Nickel, A. H., Barnett, D. M., & Prinz, F. B. (2001). Thermal stresses and deposition patterns in layered manufacturing. Materials Science and Engineering: A, 317(1-2), 59-64.

[406] Konig, W., Celi, L., & Nokan, S. T. (1994, June). Stereolithography process technology. In Proceedings of the 3rd European conference on rapid prototyping. Nottingham (UK): University of Nottingham Press (pp. 191-208).

[407] Jacobs, P. F. (1992). Rapid prototyping & manufacturing: fundamentals of stereolithography. Society of Manufacturing Engineers.

[408] Venuvinod, P. K., & Ma, W. (2013). Rapid prototyping: laser-based and other technologies. Springer Science & Business Media.

[409] Hon, K. K. B., Han, C., & Edwardson, S. P. (2006). Investigations on new scanning pattern for stereolithography. CIRP annals, 55(1), 217-220.

[410] Onuh, S. O., & Hon, K. K. B. (1998). An experimental investigation into the effect of hatch pattern in stereolithography. CIRP Annals, 47(1), 157-160.

[411] Liao, H. (1998). Stereolithography using compositions containing ceramic powders. University of Toronto.

[412] Rahmati, S., & Ghadami, F. (2014). Process Parameters optimization to improve dimensional accuracy of stereolithography parts.

[413] Hon, K. K. B., Han, C., & Edwardson, S. P. (2006). Investigations on new scanning pattern for stereolithography. CIRP annals, 55(1), 217-220.

[414] Jacobs, P. F., Fedchenko, R. P., & Jacobs, P. F. (1996). Special applications of RP&M. Stereolithography and other RP&M Technologies. Dearborn, MI: Society of Manufacturing Engineers, 317-66.

[415] Chen, C. C., & Sullivan, P. A. (1996). Predicting total build-time and the resultant cure depth of the 3D stereolithography process. Rapid Prototyping Journal.

[416] Ebert-Uphoff, I., Gosselin, C. M., Rosen, D. W., & Laliberte, T. (2005). Rapid prototyping for robotics. Cutting Edge Robotics, 17-46.

[417] Renap, K., & Kruth, J. P. (1995). Recoating issues in stereolithography. Rapid Prototyping Journal.

[418] Emami, M. M., Barazandeh, F., & Yaghmaie, F. (2014). Scanning-projection based stereolithography: Method and structure. Sensors and Actuators A: Physical, 218, 116-124.

[419] Selimis, A., & Farsari, M. (2017). Laser-Based 3D Printing and Surface Texturing.

[420] Lee, I. H., & Cho, D. W. (2003). Micro-stereolithography photopolymer solidification patterns for various laser beam exposure conditions. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 22(5-6), 410-416.

[421] Young Jr, A. C. (1999). U.S. Patent No. 5,922,364. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[422] Barros, M. L., Scarparo, M. A. F., Kiel, A., Gerck, E., & Hurtak, J. J. (1994). Stereolithography with thermosensitive resins using a CO2 laser. Journal of applied polymer science, 54(10), 1575-1578.

[423] Scarparo, M. A. F., Kiel, A., Zhiyao, Z., Ferrari, C. A., Chen, Q. J., Miller, A. S., & Allen, S. D. (1997). Study of resin based materials using CO2 laser stereolithography. Polymer, 38(9), 2175-2181.

[424] Ready, J., (1979) Lasers: Their Unusual Properties and Their Influence on Applications, Lasers in Modern Industry, Society of Manufacturing Engineers Marketing Services Dept., Dearborn, MI, pp. 17–38.

[425] Jardini, A. L., Filho, R. M., Scarparo, M. A., Andrade, S. R., & Moura, L. F. M. (2004). Infrared laser stereolithography: prototype construction using special combination of compounds and laser parameters in localised curingprocess. International Journal of Materials and Product Technology, 21(4), 241-254

[426] Stratakis, E., Ranella, A., Farsari, M., & Fotakis, C. (2009). Laser-based micro/nanoengineering for biological applications. Progress in Quantum Electronics, 33(5), 127-163.

[427] Wu, S., Serbin, J., & Gu, M. (2006). Two-photon polymerisation for three-dimensional micro-fabrication. Journal of Photochemistry and Photobiology A: Chemistry, 181(1), 1-11.

[428] Lim, T. W., Park, S. H., & Yang, D. Y. (2005). Contour offset algorithm for precise patterning in two-photon polymerization. Microelectronic engineering, 77(3-4), 382-388.

[429] Stratakis, E., Ranella, A., Farsari, M., & Fotakis, C. (2009). Laser-based micro/nanoengineering for biological applications. Progress in Quantum Electronics, 33(5), 127-163.

[430] Maruo, S. and K. Ikuta. (1999). Movable microstructures made by two -photon three dimensional microfabrication. In International symposium on micromechatronics and human science

[431] Galajda, P., & Ormos, P. (2001). Complex micromachines produced and driven by light. Applied Physics Letters, 78(2), 249-251.

[432] Miwa, M., Juodkazis, S., Kawakami, T., Matsuo, S., & Misawa, H. (2001). Femtosecond two-photon stereo-lithography. Applied Physics A, 73(5), 561-566.

[433] Teh, W. H., Dürig, U., Drechsler, U., Smith, C. G., & Güntherodt, H. J. (2005). Effect of low numerical-aperture femtosecond two-photon absorption on (SU-8) resist for ultrahigh-aspect-ratio microstereolithography. Journal of applied physics, 97(5), 054907.

[434] Yu, T., Ober, C. K., Kuebler, S. M., Zhou, W., Marder, S. R., & Perry, J. W. (2003). Chemically amplified positive resists for two-photon three-dimensional microfabrication. Advanced Materials, 15(6), 517-521.

[435] Maruo, S., & Inoue, H. (2006). Optically driven micropump produced by three-dimensional two-photon microfabrication. Applied Physics Letters, 89(14), 144101.

[436] Ikuta, K., Maruo, S., & Kojima, S. (1998, January). New micro stereo lithography for freely movable 3D micro structure-super IH process with submicron resolution. In Proceedings MEMS 98. IEEE. Eleventh Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems. An Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Systems (Cat. No. 98CH36176 (pp. 290-295). IEEE.

[437] Maruo, S., & Ikuta, K. (2002). Submicron stereolithography for the production of freely movable mechanisms by using single-photon polymerization. Sensors and Actuators A: Physical, 100(1), 70-76.

[438] Bertsch, A., Jézéquel, J. Y., & André, J. C. (1997). Study of the spatial resolution of a new 3D microfabrication process: the microstereophotolithography using a dynamic mask-generator technique. Journal of Photochemistry and Photobiology A: Chemistry, 107(1-3), 275-281.

[439] Mao, M., He, J., Li, X., Zhang, B., Lei, Q., Liu, Y., & Li, D. (2017). The emerging frontiers and applications of high-resolution 3D printing. Micromachines, 8(4), 113.

[440] Cailliet, S., Roumanie, M., Croutxé-Barghorn, C., Bernard-Granger, G., & Laucournet, R. (2020). Y-TZP, Ce-TZP and as-synthesized Ce-TZP/Al2O3 materials in the development of high loading rate digital light processing formulations. Ceramics International.

[441] Meenakshisundaram, V., Sturm, L. D., & Williams, C. B. (2020). Modeling A Scanning-Mask Projection Vat Photopolymerization System For Multiscale

Additive Manufacturing. Journal of Materials Processing Technology, 279, 116546.

[442] Aduba Jr, D. C., Margaretta, E. D., Marnot, A. E., Heifferon, K. V., Surbey, W. R., Chartrain, N. A., ... & Williams, C. B. (2019). Vat photopolymerization 3D printing of acid-cleavable PEG-methacrylate networks for biomaterial applications. Materials Today Communications, 19, 204-211.

[443] Sun, C., Fang, N., Wu, D. M., & Zhang, X. (2005). Projection micro-stereolithography using digital micro-mirror dynamic mask. Sensors and Actuators A: Physical, 121(1), 113-120.

[444] Schönberger, M., & Hoffstetter, M. (2016). Emerging Trends in Medical Plastic Engineering and Manufacturing. William Andrew.

[445] Pan, Y., Zhao, X., Zhou, C., & Chen, Y. (2012). Smooth surface fabrication in mask projection based stereolithography. Journal of Manufacturing Processes, 14(4), 460-470.

[446] Jerome, J., Foehring, R. C., Armstrong, W. E., Spain, W., & Heck, D. H. (2011). Parallel optical control of spatiotemporal neuronal spike activity using high-speed digital light processing. Frontiers in systems neuroscience, 5, 70.

[447] Bártolo, P. J. (2011). Stereolithographic processes. In Stereolithography (pp. 1-36). Springer, Boston, MA.

[448] Cullen, A. T., & Price, A. D. (2018). Digital light processing for the fabrication of 3D intrinsically conductive polymer structures. Synthetic Metals, 235, 34-41.

[449] Dean, D., Wallace, J., Siblani, A., Wang, M. O., Kim, K., Mikos, A. G., & Fisher, J. P. (2012). Continuous digital light processing (cDLP): Highly accurate additive manufacturing of tissue engineered bone scaffolds: This paper highlights the main issues regarding the application of Continuous Digital Light Processing (cDLP) for the production of highly accurate PPF scaffolds with layers as thin as 60 μm for bone tissue engineering. Virtual and physical prototyping, 7(1), 13-24.

[450] Tumbleston, J. R., Shirvanyants, D., Ermoshkin, N., Janusziewicz, R., Johnson, A. R., Kelly, D., ... & Samulski, E. T. (2015). Continuous liquid interface production of 3D objects. Science, 347(6228), 1349-1352.

[451] Ligon, S. C., Husar, B., Wutzel, H., Holman, R., & Liska, R. (2014). Strategies to reduce oxygen inhibition in photoinduced polymerization. Chemical reviews, 114(1), 557-589.

[452] SÜRMEN, H. K. EKLEMELİ İMALAT (3B BASKI): TEKNOLOJİLER VE UYGULAMALAR. Uludağ University Journal of the Faculty of Engineering, 24(2), 373-392.

[453] Bertsch, A., Zissi, S., Jézéquel, J. Y., Corbel, S., & André, J. C. (1995). Nouveau procédé de microstéréolithographie utilisant des filtrages dynamiques. In Proceedings of the 4èmes assises européennes du prototypage rapide (p. 12).

[454] Loubère, V., Monneret, S., & Corbel, S. (1998, October). Microstereolithography using a mask-generator display. In Proc. of the 4th Japan-France Congress and 2nd Asia-Europe Congress on Mechatronics (pp. 160-163).

[455] Monneret, S., Loubere, V., & Corbel, S. (1999, March). Microstereolithography using a dynamic mask generator and a noncoherent visible light source. In Design, Test, and Microfabrication of MEMS and MOEMS (Vol. 3680, pp. 553-561). International Society for Optics and Photonics.

[456] Hornbeck, L. J. (2001). The DMD TM projection display chip: a MEMS-based technology. Mrs Bulletin, 26(4), 325-327.

[457] SparkMaker 3D. (2020). https://www.sparkmaker3d.com/

[458] Beaman, J. J., Barlow, J. W., Bourell, D. L., Crawford, R. H., Marcus, H. L., & McAlea, K. P. (1997). Solid freeform fabrication: a new direction in manufacturing. Kluwer Academic Publishers, Norwell, MA, 2061, 25-49.

[459] Yagci, Y., Jockusch, S., & Turro, N. J. (2010). Photoinitiated polymerization: advances, challenges, and opportunities. Macromolecules, 43(15), 6245-6260.

[460] Oytun, F. (2013). Fotobaşlatıcı Serbest Radikal Polimerizasyonda Oksijen İnhibisyonunun Önlenmesi (Doctoral dissertation, Fen Bilimleri Enstitüsü).

[461] Jacobs, P. F. (1992). Rapid prototyping & manufacturing: fundamentals of stereolithography. Society of Manufacturing Engineers.

[462] Shen, L., Li, Y., Zheng, J., Lu, M., & Wu, K. (2015). Modified epoxy acrylate resin for photocurable temporary protective coatings. Progress in Organic Coatings, 89, 17-25.

[463] Bae, C. J., Ramachandran, A., Chung, K., & Park, S. (2017). Ceramic stereolithography: additive manufacturing for 3D complex ceramic structures. Journal of the Korean Ceramic Society, 54(6), 470-477.

[464] Andrzejewska, E. (2016). Free Radical Photopolymerization of Multifunctional Monomers. Three-Dimensional Microfabrication Using Two-Photon Polymerization, 62–81.

[465] Christmann, J., Ley, C., Allonas, X., Ibrahim, A., & Croutxé-Barghorn, C. (2018). Experimental and theoretical investigations of free radical photopolymerization: Inhibition and termination reactions. Polymer.

[466] Pitsikalis, M. (2013). Ionic Polymerization. Reference Module in Chemistry, Molecular Sciences and Chemical Engineering.

[467] Higashi, F., & Mijs, W. I. (1992). New method for polymer synthesis. WJ Mijs, Ed.

[468] Brönsted, J. N. (1923). Einige bemerkungen über den begriff der säuren und basen. Recueil des Travaux Chimiques des Pays-Bas, 42(8), 718-728.

[469] Dumur, F. (2020). Recent Advances on Pyrene-Based Photoinitiators of Polymerization. European Polymer Journal, 109564. doi:10.1016/j.eurpolymj.2020.109564

[470] Zakeri, S., Vippola, M., & Levänen, E. (2020). A comprehensive review of the photopolymerization of ceramic resins used in stereolithography. Additive Manufacturing, 101177.

[471] Mark, H. F. (2013). Encyclopedia of polymer science and technology, concise. John Wiley & Sons.

[472] Manapat, J. Z., Chen, Q., Ye, P., & Advincula, R. C. (2017). 3D printing of polymer nanocomposites via stereolithography. Macromolecular Materials and Engineering, 302(9), 1600553.

[473] Hull, C. W. (1990). U.S. Patent No. 4,929,402. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[474] Murphy, E. J., Ansel, R. E., & Krajewski, J. J. (1989). U.S. Patent No. 4,844,144. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[475] Lu, L., Fuh, J. Y. H., Nee, A. Y. C., Kang, E. T., Miyazawa, T., & Cheah, C. M. (1995). Origin of shrinkage, distortion and fracture of photopolymerized material. Materials research bulletin, 30(12), 1561-1569.

[476] Karalekas, D. & Aggelopoulos, A. (2003). Study of shrinkage strains in a stereolithography cured acrylic photopolymer resin. Journal of Materials Processing Technology. 136. 146-150.

[477] Denka JP A. (1998). U.S. Patent No 2,138,471

[478] Denka JP A. (1998). U.S. Patent No 2,590,216

[479] Crivello, J. V. (1998). Photoinitiators for free radical cationic and anionic photopolymerization. Surface and coatings technology, 168.

[480] Dufour, P. (1993). State-of-the-art and trends in radiation curing. In: Fouassier JP, Rabek JF (eds) Radiation curing in polymer science and technology, vol I, Fundamentals and methods. Elsevier Applied Science, London, p P1

[481] Jacobs, PF. (1996). Stereolithography and other RP & M technologies. SME, Dearborn

[482] Klaerner, G., & Padmanabhan, R. (2016). Multi-Step/Step-Wise Polymerization of Well-Defined Oligomers. Reference Module in Materials Science and Materials Engineering.

[483] Licari, J. J., & Swanson, D. W. (2011). Chemistry, Formulation, and Properties of Adhesives. Adhesives Technology for Electronic Applications, 75–141.

[484] Schwalm, R. (2001). Photoinitiators and Photopolymerization. Encyclopedia of Materials: Science and Technology, 6946–6951.

[485] Andrzejewska, E. (2001). Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. Prog Polym Sci 26:605

[486] Hageman, H. J. (1989). Photoinitiators and photoinitiation mechanisms of free-radical polymerization processes. In: Allen NS (ed) Photopolymerization and photoimaging science and technology. Elsevier Science, London, p P1

[487] Crivello, J. V. (1993). Latest developments in the chemistry of onium salts. In: Fouassier JP, Rabek JF (eds) Radiation curing in polymer science and technology, vol II, Photoinitiated systems. Elsevier Applied Science, London, p P435

[488] Bassi, G. L. (1993). Formulation of UV-curable coatings—how to design specific properties. In: Fouassier JP, Rabek JF (eds) Radiation curing in polymer science and technology, vol II, Photoinitiated systems. Elsevier Applied Science, London, p P239

[489] Yagci, Y., Durmaz, Y. Y., & Aydogan, B. (2007). Phenacyl onium salt photoinitiators: synthesis, photolysis, and applications. The Chemical Record, 7(2), 78-90.

[490] Czajlik, I., Hedvig, P., Ille, A., & Dobó, J. (1996). Calorimetric study of cationic photopolymerization. Radiation Physics and Chemistry, 47(3), 453–455.

[491] Sartomer Europe. (2020). https://emea.sartomer.com/en/

[492] Gibson, I., Rosen, D. W., & Stucker, B. (2014). Additive manufacturing technologies (Vol. 17). New York: Springer.

[493] Melisaris, A. P., Renyi W., Pang T. H. (2000). Liquid, radiation-curable composition, especially for producing flexible cured articles by stereolithography. Vantico Inc., US Patent 6,136,497

[494] Steinmann, B., Wolf, J. P., Schulthess, A., & Hunziker, M. (1995). U.S. Patent No. 5,476,748. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[495] Hagiwara, T., & Tamura, Y. (2000). U.S. Patent No. 6,162,576. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[496] Halloran, J. W., Griffith, M., & Chu, T. M. (2000). U.S. Patent No. 6,117,612. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[497] Halloran, J. W. (2016). Ceramic stereolithography: additive manufacturing for ceramics by photopolymerization. Annual Review of Materials Research, 46, 19-40.

[498] Bartolo, P. J., & Gaspar, J. (2008). Metal filled resin for stereolithography metal part. CIRP annals, 57(1), 235-238.

[499] Schwentenwein, M., & Homa, J. (2015). Additive manufacturing of dense alumina ceramics. International Journal of Applied Ceramic Technology, 12(1), 1-7.

[500] Hinczewski, C., Corbel, S., & Chartier, T. (1998). Ceramic suspensions suitable for stereolithography. Journal of the European Ceramic Society, 18(6), 583-590.

[501] de Blas Romero, A., Pfaffinger, M., Mitteramskogler, G., Schwentenwein, M., Jellinek, C., Homa, J., ... & Stampfl, J. (2017). Lithography-based additive manufacture of ceramic biodevices with design-controlled surface topographies. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 88(5-8), 1547-1555.

[502] Wu, K. C., Seefeldt, K. F., Solomon, M. J., & Halloran, J. W. (2005). Prediction of ceramic stereolithography resin sensitivity from theory and measurement of diffusive photon transport. Journal of applied physics, 98(2), 024902

[503] Wang, X., Jiang, M., Zhou, Z., Gou, J., & Hui, D. (2017). 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. Composites Part B: Engineering, 110, 442-458.

[504] Manjubala, I., Woesz, A., Pilz, C., Rumpler, M., Fratzl-Zelman, N., Roschger, P., ... & Fratzl, P. (2005). Biomimetic mineral-organic composite scaffolds with controlled internal architecture. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 16(12), 1111-1119.

[505] Farahani, R. D., Dubé, M., & Therriault, D. (2016). Three-dimensional printing of multifunctional nanocomposites: manufacturing techniques and applications. Advanced Materials, 28(28), 5794-5821.

[506] Lin, D., Jin, S., Zhang, F., Wang, C., Wang, Y., Zhou, C., & Cheng, G. J. (2015). 3D stereolithography printing of graphene oxide reinforced complex architectures. Nanotechnology, 26(43), 434003.

[507] Credi, C., Fiorese, A., Tironi, M., Bernasconi, R., Magagnin, L., Levi, M., & Turri, S. (2016). 3D printing of cantilever-type microstructures by stereolithography of ferromagnetic photopolymers. ACS applied materials & interfaces, 8(39), 26332-26342.

[508] Huang, Y. M., & Jiang, C. P. (2005). On-line force monitoring of platform ascending rapid prototyping system. Journal of materials processing technology, 159(2), 257-264.

[509] Tomeckova, V., & Halloran, J. W. (2011). Flow behavior of polymerizable ceramic suspensions as function of ceramic volume fraction and temperature. Journal of the European Ceramic Society, 31(14), 2535-2542.

[510] Melchels, F. P., Feijen, J., & Grijpma, D. W. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. Biomaterials, 31(24), 6121-6130.

[511] De Hazan, Y., Heinecke, J., Weber, A., & Graule, T. (2009). High solids loading ceramic colloidal dispersions in UV curable media via comb-polyelectrolyte surfactants. Journal of colloid and interface science, 337(1), 66-74.

[512] Teng, W. D., Edirisinghe, M. J., & Evans, J. R. (1997). Optimization of dispersion and viscosity of a ceramic jet printing ink. Journal of the American Ceramic Society, 80(2), 486-494.

[513] Li, K., & Zhao, Z. (2017). The effect of the surfactants on the formulation of UV-curable SLA alumina suspension. Ceramics International, 43(6), 4761-4767.

[514] Laughlin, R. G. (1965). The synthesis of unsymmetrical aliphatic phosphine oxides via diphenyl alkylphosphonates and Grignard reagents.

[515] ANYCUBIC 3D Printing. (2020). https://www.anycubic.com/

[516] PEOPOLY 3D. (2020). https://peopoly.net/

[517] PRUSA 3D. (2020). https://www.prusa3d.com/

[518] Zortrax 3D. (2020). https://zortrax.com/

[519] Formlabs 3D. (2020). https://formlabs.com/

[520] SprintRay Inc. (2020). https://sprintray.com/

[521] UNIZ TECHNOLOGY LLC. (2020). https://www.uniz.com/us_en/

[522] Zhejiang Flashforge 3D Technology Co., Ltd. (2020). https://www.flashforge.com/

[523] 3D Systems, Inc. (2020). https://www.3dsystems.com/

[524] Asiga Inc. (2020). https://www.asiga.com/

[525] DWS Systems 3D. (2017). https://www.dwssystems.com/

[526] B9 Creations. (2020) .https://www.b9c.com/

[527] Photocentric Ltd. (2020). https://photocentricgroup.com/

[528] ENVISIONTEC GMBH. (2020). https://envisiontec.com/

[529] Carbon, Inc. (2020). https://www.carbon3d.com/

[530] King, W., Anderson, A. T., Ferencz, R. M., Hodge, N. E., Kamath, C., & Khairallah, S. A. (2015). Overview of modelling and simulation of metal powder bed fusion process at Lawrence Livermore National Laboratory. Materials Science and Technology, 31(8), 957-968.

[531] Deckard, C. R. (1989). U.S. Patent No. 4,863,538. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[532] Subhedar, P. (2018). Additive Manufacturing: A next gen fabrication, International Journal of Current Engineering and Technology, Vol.8, No.1, DOI: https://doi.org/10.14741/ijcet.v8i01.10893,PP. 75-78

[533] Dhanesh, A. D. et al. (2017). A Review on Types of Powder Bed Fusion Process in Additive Manufacturing Technology, International Journal of Engineering Technology Science and Research (IJETSR), SSN 2394 – 3386, Volume 4, Issue 11, PP:991-995

[534] Habib, F. N., Iovenitti, P., Masood, S. H., & Nikzad, M. (2018). Fabrication of polymeric lattice structures for optimum energy absorption using Multi Jet Fusion technology. Materials & Design, 155, 86-98.

[535] Khaing, M. W., Fuh, J. Y. H., & Lu, L. (2001). Direct metal laser sintering for rapid tooling: processing and characterisation of EOS parts. Journal of Materials Processing Technology, 113(1-3), 269-272.

[536] Goodridge, R. D., Tuck, C. J., & Hague, R. J. M. (2012). Laser sintering of polyamides and other polymers. Progress in Materials science, 57(2), 229-267.

[537] Keshavarzkermani, A., Sadowski, M., & Ladani, L. (2018). Direct metal laser melting of Inconel 718: process impact on grain formation and orientation. Journal of Alloys and Compounds, 736, 297-305.

[538] Berzins, M., Childs, T. H. C., & Ryder, G. R. (1996). The selective laser sintering of polycarbonate. CIRP annals, 45(1), 187-190.

[539] Dickens Jr, E. D., Lee, B. L., Taylor, G. A., Magistro, A. J., Ng, H., McAlea, K. P., & Forderhase, P. F. (1997). U.S. Patent No. 5,648,450. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[540] Zadi-Maad, A., Rohib, R., & Irawan, A. (2018, January). Additive manufacturing for steels: A review. In IOP Conf. Series: Mater. Sci. Eng (Vol. 285, p. 12028).

[541] Velu, R., Fernyhough, A., Smith, D. A., Guen, M., & Singamneni, S. (2016). Selective laser sintering of biocomposite materials. Lasers in Engineering (Old City Publishing), 35.

[542] Sun, S., Brandt, M., & Easton, M. (2017). Powder bed fusion processes: An overview. In Laser Additive Manufacturing (pp. 55-77). Woodhead Publishing.

[543] Vyas, C., Poologasundarampillai, G., Hoyland, J., & Bartolo, P. (2017). 3D printing of biocomposites for osteochondral tissue engineering. In Biomedical Composites (pp. 261-302). Woodhead Publishing.

[544] Arısoy, Y. M., Criales, L. E., Özel, T., Lane, B., Moylan, S., & Donmez, A. (2017). Influence of scan strategy and process parameters on microstructure and its optimization in additively manufactured nickel alloy 625 via laser powder bed fusion. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 90(5), 1393-1417.

[545] King, W., Anderson, A. T., Ferencz, R. M., Hodge, N. E., Kamath, C., & Khairallah, S. A. (2015). Overview of modelling and simulation of metal powder bed fusion process at Lawrence Livermore National Laboratory. Materials Science and Technology, 31(8), 957-968.

[546] Galarraga, H., Lados, D. A., Dehoff, R. R., Kirka, M. M., & Nandwana, P. (2016). Effects of the microstructure and porosity on properties of Ti-6Al-4V ELI alloy fabricated by electron beam melting (EBM). Additive Manufacturing, 10, 47-57.

[547] Galati, M., & Iuliano, L. (2018). A literature review of powder-based electron beam melting focusing on numerical simulations. Additive Manufacturing, 19, 1-20.

[548] Singh, R., Gupta, A., Tripathi, O., Srivastava, S., Singh, B., Awasthi, A., ... & Saxena, K. K. (2020). Powder bed fusion process in additive manufacturing: An overview. Materials Today: Proceedings.

[549] Kruth, J. P., Mercelis, P., Vaerenbergh, J. V., Froyen, L., & Rombouts, M. (2005). Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. Rapid prototyping journal, 11(1), 26-36.

[550] Canaran, M. (2002). Mekanik Alaşımlamanın Volfram Ağır Alaşımlarının Yüksek Sıcaklık Sinterleme Davranışlarına Olan Etkilerinin İncelenmesi (Doctoral dissertation, Fen Bilimleri Enstitüsü).

[551] Toz Üretim Yöntemleri ve Sinterleme. (2009). Sakarya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Ders Notu.

[552] AlMangour, B., Grzesiak, D., & Yang, J. M. (2017). Selective laser melting of TiB2/316L stainless steel composites: The roles of powder preparation and hot isostatic pressing post-treatment. Powder Technology, 309, 37-48.

[553] Rahimian, M., Ehsani, N., Parvin, N., & reza Baharvandi, H. (2009). The effect of particle size, sintering temperature and sintering time on the properties of Al–Al2O3 composites, made by powder metallurgy. Journal of Materials Processing Technology, 209(14), 5387-5393.

[554] Moshiri, M. (2020). Integrated process chain for first-time-right mould components production using laser powder bed fusion metal additive manufacturing.

[555] Udroiu, R. (2012). Powder bed addıtıve manufacturıng systems and ıts applıcatıons. Academic journal of manufacturing engineering, 10(4).

[556] Bidare, P., Bitharas, I., Ward, R. M., Attallah, M. M., & Moore, A. J. (2018). Fluid and particle dynamics in laser powder bed fusion. Acta Materialia, 142, 107-120.

[557] Muñiz-Lerma, J. A., Nommeots-Nomm, A., Waters, K. E., & Brochu, M. (2018). A comprehensive approach to powder feedstock characterization for powder bed fusion additive manufacturing: A case study on AlSi7Mg. Materials, 11(12), 2386.

[558] Meier, C., Weissbach, R., Weinberg, J., Wall, W. A., & Hart, A. J. (2019). Critical influences of particle size and adhesion on the powder layer uniformity in metal additive manufacturing. Journal of Materials Processing Technology, 266, 484-501.

[559] Dong, L., Correia, J. P. M., Barth, N., & Ahzi, S. (2017). Finite element simulations of temperature distribution and of densification of a titanium powder during metal laser sintering. Additive Manufacturing, 13, 37-48.

[560] Sindinger, S. L., Kralovec, C., Tasch, D., & Schagerl, M. (2020). Thickness dependent anisotropy of mechanical properties and inhomogeneous porosity characteristics in laser-sintered polyamide 12 specimens. Additive Manufacturing, 33, 101141.

[561] Flodberg, G., Pettersson, H., & Yang, L. (2018). Pore analysis and mechanical performance of selective laser sintered objects. Additive Manufacturing, 24, 307-315.

[562] Hunter, L. W., Brackett, D., Brierley, N., Yang, J., & Attallah, M. M. (2020). Assessment of trapped powder removal and inspection strategies for powder bed fusion techniques. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 106(9), 4521-4532.

[563] Qian, B., & Shen, Z. (2013). Laser sintering of ceramics. Journal of Asian Ceramic Societies, 1(4), 315-321.

[564] Dillon, S. J., & Harmer, M. P. (2008). Demystifying the role of sintering additives with “complexion”. Journal of the European Ceramic Society, 28(7), 1485-1493.

[565] Agarwala, M., Bourell, D., Beaman, J., Marcus, H., & Barlow, J. (1995). Direct selective laser sintering of metals. Rapid Prototyping Journal.

[566] Kruth, J. P., Levy, G., Klocke, F., & Childs, T. H. C. (2007). Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. CIRP annals, 56(2), 730-759.

[567] Huber, A., & Sigl, L. S. (2020). On the sintering of molybdenum with two liquid phases. Materialia, 9, 100600.

[568] Kang, S. L. (2010). Liquid phase sintering. In Sintering of advanced materials (pp. 110-129). Woodhead Publishing.

[569] Savitskii, A. (1999). Liquid-Phase Sintering of the Systems with Interacting Components. In Advanced Science and Technology of Sintering (pp. 19-28). Springer, Boston, MA.

[570] Gupta, R. K., Kumar, V. A., & Khanra, G. P. (2018). Reactive and liquid-phase sintering techniques. In Intermetallic Matrix Composites (pp. 303-318). Woodhead Publishing.

[571] Jin, J., Yan, M., Ma, T., Li, W., Liu, Y., Zhang, Z., & Fu, S. (2020). Balancing the microstructure and chemical heterogeneity of multi-main-phase Nd-Ce-La-Fe-B sintered magnets by tailoring the liquid-phase-sintering. Materials & Design, 186, 108308.

[572] German, R. M., Farooq, S., & Kipphut, C. M. (1988). Kinetics of liquid sintering. Materials Science and Engineering: A, 105, 215-224.

[573] German, R.M. (1985). Liquid phase sintering, Plenum Press, New York, US.

[574] Gibson, I., Rosen, D., & Stucker, B. (2015). Powder bed fusion processes. In Additive Manufacturing Technologies (pp. 107-145). Springer, New York, NY.

[575] Bhavar, V., Kattire, P., Patil, V., Khot, S., Gujar, K., & Singh, R. (2014, September). A review on powder bed fusion technology of metal additive manufacturing. In 4th International conference and exhibition on Additive Manufacturing Technologies-AM-2014 (pp. 1-2).

[576] Aghajanian, M. K., Rocazella, M. A., Burke, J. T., & Keck, S. D. (1991). The fabrication of metal matrix composites by a pressureless infiltration technique. Journal of Materials Science, 26(2), 447-454.

[577] Fina, F., Gaisford, S., & Basit, A. W. (2018). Powder bed fusion: The working process, current applications and opportunities. In 3D printing of pharmaceuticals (pp. 81-105). Springer, Cham.

[578] Deckers, J., Vleugels, J., & Kruth, J. P. (2014). Additive manufacturing of ceramics: a review. Journal of Ceramic Science and Technology, 5(4), 245-260.

[579] Sing, S. L., Yeong, W. Y., Wiria, F. E., Tay, B. Y., Zhao, Z., Zhao, L., ... & Yang, S. (2017). Direct selective laser sintering and melting of ceramics: a review. Rapid Prototyping Journal.

[580] Juste, E., Petit, F., Lardot, V., & Cambier, F. (2014). Shaping of ceramic parts by selective laser melting of powder bed. Journal of Materials Research, 29(17), 2086.

[581] Gong, H., Rafi, K., Gu, H., Starr, T., & Stucker, B. (2014). Analysis of defect generation in Ti–6Al–4V parts made using powder bed fusion additive manufacturing processes. Additive Manufacturing, 1, 87-98.

[582] Hossain, M. S., Gonzalez, J. A., Hernandez, R. M., Shuvo, M. A. I., Mireles, J., Choudhuri, A., ... & Wicker, R. B. (2016). Fabrication of smart parts using powder bed fusion additive manufacturing technology. Additive Manufacturing, 10, 58-66.

[583] Bayram, A. (2019). Seçici Lazer Sinterleme Yöntemi ile Katmanlı Olarak Üretilmiş Termoplastik ve Kompozit Malzemelerin Bilgisayar Destekli Analizi İçin Malzeme Modelinin Oluşturulması (Yüksek Lisans Tezi), Bursa Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü

[584] Shirazi, S. F. S., Gharehkhani, S., Mehrali, M., Yarmand, H., Metselaar, H. S. C., Kadri, N. A., & Osman, N. A. A. (2015). A review on powder-based additive manufacturing for tissue engineering: selective laser sintering and inkjet 3D printing. Science and technology of advanced materials.

[585] Narayanan, S. (2005). GCMM 2004: 1st international conference on manufacturing and management. Alpha Science Int'l Ltd.

[586] Bertrand, P., Bayle, F., Combe, C., Gœuriot, P., & Smurov, I. (2007). Ceramic components manufacturing by selective laser sintering. Applied Surface Science, 254(4), 989-992.

[587] Rajesh, R., Sudheer, S., & Mithun, V. K. (2015). Selective laser sintering process–a review. International journal of current engineering and scientific research (10), 91-100.

[588] Agarwala, M., Bourell, D., Beaman, J., Marcus, H., & Barlow, J. (1995). Direct selective laser sintering of metals. Rapid Prototyping Journal.

[589] Manfredi, D., Calignano, F., Krishnan, M., Canali, R., Ambrosio, E. P., & Atzeni, E. (2013). From powders to dense metal parts: Characterization of a commercial AlSiMg alloy processed through direct metal laser sintering. Materials, 6(3), 856-869.

[590] Das, S., Wohlert, M., Beaman, J. J., & Bourell, D. L. (1998). Producing metal parts with selective laser sintering/hot isostatic pressing. JoM, 50(12), 17-20.

[591] Sereni, J. G. R. (2016). Reference module in materials science and materials engineering.

[592] Duda, T., & Raghavan, L. V. (2016). 3D metal printing technology. IFAC-PapersOnLine, 49(29), 103-110.

[593] Martelli, N., Serrano, C., van den Brink, H., Pineau, J., Prognon, P., Borget, I., & El Batti, S. (2016). Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: a systematic review. Surgery, 159(6), 1485-1500.

[594] Simchi, A., Petzoldt, F., & Pohl, H. (2003). On the development of direct metal laser sintering for rapid tooling. Journal of Materials Processing Technology, 141(3), 319-328.

[595] Kruth, J. P., Froyen, L., Van Vaerenbergh, J., Mercelis, P., Rombouts, M., & Lauwers, B. (2004). Selective laser melting of iron-based powder. Journal of materials processing technology, 149(1-3), 616-622.

[596] Yap, C. Y., Chua, C. K., Dong, Z. L., Liu, Z. H., Zhang, D. Q., Loh, L. E., & Sing, S. L. (2015). Review of selective laser melting: Materials and applications. Applied physics reviews, 2(4), 041101.

[597] Kurzynowski, T., Chlebus, E., Kuźnicka, B., & Reiner, J. (2012, February). Parameters in selective laser melting for processing metallic powders. In High Power Laser Materials Processing: Lasers, Beam Delivery, Diagnostics, and Applications (Vol. 8239, p. 823914). International Society for Optics and Photonics.

[598] Amato, K. N., Gaytan, S. M., Murr, L. E., Martinez, E., Shindo, P. W., Hernandez, J., ... & Medina, F. (2012). Microstructures and mechanical behavior of Inconel 718 fabricated by selective laser melting. Acta Materialia, 60(5), 2229-2239.

[599] Na, T. W., Kim, W. R., Yang, S. M., Kwon, O., Park, J. M., Kim, G. H., ... & Kim, H. G. (2018). Effect of laser power on oxygen and nitrogen concentration of commercially pure titanium manufactured by selective laser melting. Materials Characterization, 143, 110-117.

[600] Childs, T. H. C., Hauser, C., & Badrossamay, M. (2004). Mapping and modelling single scan track formation in direct metal selective laser melting. CIRP Annals, 53(1), 191-194.

[601] Manfredi, D., Calignano, F., Krishnan, M., Canali, R., Ambrosio, E. P., & Atzeni, E. (2013). From powders to dense metal parts: Characterization of a commercial AlSiMg alloy processed through direct metal laser sintering. Materials, 6(3), 856-869.

[602] Kamsky, G. V., Kolomiets, A. A., & Popov, V. V. (2016). Review of the main producers of 3D-machines for metals, characteristics of the machines, and directions of development. (8-3 (50)).

[603] Tan, C., Zhou, K., Ma, W., Attard, B., Zhang, P., & Kuang, T. (2018). Selective laser melting of high-performance pure tungsten: parameter design, densification behavior and mechanical properties. Science and Technology of advanced Materials, 19(1), 370-380.

[604] Zhou, P. F., Xiao, D. H., Wu, Z., & Ou, X. Q. (2019). Al0. 5FeCoCrNi high entropy alloy prepared by selective laser melting with gas-atomized pre-alloy powders. Materials Science and Engineering: A, 739, 86-89.

[605] Croteau, J. R., Griffiths, S., Rossell, M. D., Leinenbach, C., Kenel, C., Jansen, V., ... & Vo, N. Q. (2018). Microstructure and mechanical properties of Al-Mg-Zr alloys processed by selective laser melting. Acta Materialia, 153, 35-44.

[606] Pasebani, S., Ghayoor, M., Badwe, S., Irrinki, H., & Atre, S. V. (2018). Effects of atomizing media and post processing on mechanical properties of 17-4 PH stainless steel manufactured via selective laser melting. Additive Manufacturing, 22, 127-137.

[607] Li, R., Shi, Y., Wang, Z., Wang, L., Liu, J., & Jiang, W. (2010). Densification behavior of gas and water atomized 316L stainless steel powder during selective laser melting. Applied surface science, 256(13), 4350-4356.

[608] Kruth, J. P., Wang, X., Laoui, T., & Froyen, L. (2003). Lasers and materials in selective laser sintering. Assembly Automation.

[609] Bertrand, P., Bayle, F., Combe, C., Gœuriot, P., Smurov, I. (2007). Ceramic components

[610] Tian, X., Sun, B., Heinrich, J. G., & Li, D. (2013). Scan pattern, stress and mechanical strength of laser directly sintered ceramics. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 64(1-4), 239-246.

[611] Triantafyllidis, D., Li, L., & Stott, F. H. (2006). Investigation of the effects of nonconventional beam geometries in laser surface treatment of ceramics: Experimental analysis. Journal of laser applications, 18(3), 267-274.

[612] Wu, Y., Du, J., Choy, K. L., & Hench, L. L. (2007). Laser densification of alumina powder beds generated using aerosol assisted spray deposition. Journal of the European Ceramic Society, 27(16), 4727-4735.

[613] Juste, E., Petit, F., Lardot, V., & Cambier, F. (2014). Shaping of ceramic parts by selective laser melting of powder bed. Journal of Materials Research, 29(17), 2086.

[614] Zhang, H., & LeBlanc, S. (2018). Processing Parameters for Selective Laser Sintering or Melting of Oxide Ceramics. Additive Manufacturing of High-performance Metals and Alloys-Modeling and Optimization; Igor V. Shishkovsky Ed, 89-124.

[615] Aboulkhair, N. T., Everitt, N. M., Ashcroft, I., & Tuck, C. (2014). Reducing porosity in AlSi10Mg parts processed by selective laser melting. Additive Manufacturing, 1, 77-86.

[616] Liu, Y. J., Li, S. J., Wang, H. L., Hou, W. T., Hao, Y. L., Yang, R., ... & Zhang, L. C. (2016). Microstructure, defects and mechanical behavior of beta-type titanium porous structures manufactured by electron beam melting and selective laser melting. Acta Materialia, 113, 56-67.

[617] Li, R., Liu, J., Shi, Y., Du, M., & Xie, Z. (2010). 316L stainless steel with gradient porosity fabricated by selective laser melting. Journal of Materials Engineering and Performance, 19(5), 666-671.

[618] Weingarten, C., Buchbinder, D., Pirch, N., Meiners, W., Wissenbach, K., & Poprawe, R. (2015). Formation and reduction of hydrogen porosity during selective laser melting of AlSi10Mg. Journal of Materials Processing Technology, 221, 112-120.

[619] Trapp, J., Rubenchik, A. M., Guss, G., & Matthews, M. J. (2017). In situ absorptivity measurements of metallic powders during laser powder-bed fusion additive manufacturing. Applied Materials Today, 9, 341-349.

[620] Yeung, H., Lane, B. M., Donmez, M. A., Fox, J. C., & Neira, J. (2018). Implementation of advanced laser control strategies for powder bed fusion systems. Procedia Manufacturing, 26, 871-879.

[621] Murr, L. E., Gaytan, S. M., Medina, F., Lopez, H., Martinez, E., Machado, B. I., ... & Bracke, J. (2010). Next-generation biomedical implants using additive manufacturing of complex, cellular and functional mesh arrays. Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 368(1917), 1999-2032.

[622] Ma, J., Franco, B., Tapia, G., Karayagiz, K., Johnson, L., Liu, J., ... & Elwany, A. (2017). Spatial control of functional response in 4D-printed active metallic structures. Scientific reports, 7, 46707.

[623] Bormann, T., Müller, B., Schinhammer, M., Kessler, A., Thalmann, P., & de Wild, M. (2014). Microstructure of selective laser melted nickel–titanium. Materials characterization, 94, 189-202.

[624] Withers, P. J., & Bhadeshia, H. K. D. H. (2001). Residual stress. Part 2–Nature and origins. Materials science and technology, 17(4), 366-375.

[625] Ye, C., Suslov, S., Fei, X., & Cheng, G. J. (2011). Bimodal nanocrystallization of NiTi shape memory alloy by laser shock peening and post-deformation annealing. Acta materialia, 59(19), 7219-7227.

[626] Denlinger, E. R., Gouge, M., Irwin, J., & Michaleris, P. (2017). Thermomechanical model development and in situ experimental validation of the Laser Powder-Bed Fusion process. Additive Manufacturing, 16, 73-80.

[627] Oliveira, J. P., LaLonde, A. D., & Ma, J. (2020). Processing parameters in laser powder bed fusion metal additive manufacturing. Materials & Design, 193, 108762.

[628] Larsson, M., Lindhe, U., & Harrysson, O. L. A. (2003). Rapid Manufacturing with Electron Beam Melting (EBM)–A Manufacturing Revolution? 433. In 2003 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[629] Milberg, J., & Sigl, M. (2008). Electron beam sintering of metal powder. Production Engineering, 2(2), 117-122.

[630] Biamino, S., Penna, A., Ackelid, U., Sabbadini, S., Tassa, O., Fino, P., ... & Badini, C. (2011). Electron beam melting of Ti–48Al–2Cr–2Nb alloy: Microstructure and mechanical properties investigation. Intermetallics, 19(6), 776-781.

[631] Galati, M., & Iuliano, L. (2018). A literature review of powder-based electron beam melting focusing on numerical simulations. Additive Manufacturing, 19, 1-20.

[632] Murr, L. E., Gaytan, S. M., Ramirez, D. A., Martinez, E., Hernandez, J., Amato, K. N., ... & Wicker, R. B. (2012). Metal fabrication by additive manufacturing using laser and electron beam melting technologies. Journal of Materials Science & Technology, 28(1), 1-14.

[633] Murr, L. E., Gaytan, S. M., Ceylan, A., Martinez, E., Martinez, J. L., Hernandez, D. H., ... & Wicker, R. B. (2010). Characterization of titanium aluminide alloy components fabricated by additive manufacturing using electron beam melting. Acta materialia, 58(5), 1887-1894.

[634] Harrysson, O. L., Cansizoglu, O., Marcellin-Little, D. J., Cormier, D. R., & West II, H. A. (2008). Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials and mechanical properties using electron beam melting technology. Materials Science and Engineering: C, 28(3), 366-373.

[635] Liu, Y. J., Li, S. J., Wang, H. L., Hou, W. T., Hao, Y. L., Yang, R., ... & Zhang, L. C. (2016). Microstructure, defects and mechanical behavior of beta-type titanium porous structures manufactured by electron beam melting and selective laser melting. Acta Materialia, 113, 56-67.

[636] Antonysamy, A. A., Meyer, J., & Prangnell, P. B. (2013). Effect of build geometry on the β-grain structure and texture in additive manufacture of Ti6Al4V by selective electron beam melting. Materials characterization, 84, 153-168.

[637] Draper, S. L., Das, G., Locci, I., Whittenberger, J. D., Lerch, B. A., & Kestler, H. (2003). Microstructure and mechanical properties of extruded Gamma Met PX.

[638] Duarte, A., Viana, F., & Santos, H. M. (1999). As-cast titanium aluminides microstructure modification. Materials research, 2(3), 191-195.

[639] Mitchell, A. (1998). Melting, casting and forging problems in titanium alloys. Materials Science and Engineering: A, 243(1-2), 257-262.

[640] Heinl, P., Müller, L., Körner, C., Singer, R. F., & Müller, F. A. (2008). Cellular Ti–6Al–4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting. Acta biomaterialia, 4(5), 1536-1544.

[641] Cormier, D., Harrysson, O. L. A., Mahale, T., & West, H. (2007). Freeform fabrication of titanium aluminide via electron beam melting using prealloyed and blended powders. Research letters in materials science, 2007.

[642] Heinl, P., Rottmair, A., Körner, C., & Singer, R. F. (2007). Cellular titanium by selective electron beam melting. Advanced Engineering Materials, 9(5), 360-364.

[643] Heinl, P., Körner, C., & Singer, R. F. (2008). Selective electron beam melting of cellular titanium: mechanical properties. Advanced Engineering Materials, 10(9), 882-888.

[644] Clemens, H., & Kestler, H. (2000). Processing and applications of intermetallic γ-TiAl-based alloys. Advanced engineering materials, 2(9), 551-570.

[645] Dimiduk, D. M. (1999). Gamma titanium aluminide alloys—an assessment within the competition of aerospace structural materials. Materials Science and Engineering: A, 263(2), 281-288.

[646] Knippscheer, S., & Frommeyer, G. (1999). Intermetallic TiAl (Cr, Mo, Si) alloys for lightweight engine parts. Advanced Engineering Materials, 1(3-4), 187-191.

[647] Tang, H. P., Qian, M., Liu, N., Zhang, X. Z., Yang, G. Y., & Wang, J. (2015). Effect of powder reuse times on additive manufacturing of Ti-6Al-4V by selective electron beam melting. Jom, 67(3), 555-563.

[648] Kim, Y. W., & Dimiduk, D. M. (1991). Progress in the understanding of gamma titanium aluminides. Jom, 43(8), 40-47.

[649] Gong, X., Anderson, T., & Chou, K. (2012, June). Review on powder-based electron beam additive manufacturing technology. In International Symposium on Flexible Automation (Vol. 45110, pp. 507-515). American Society of Mechanical Engineers.

[650] Gaytan, S. M., Murr, L. E., Medina, F., Martinez, E., Lopez, M. I., & Wicker, R. B. (2009). Advanced metal powder based manufacturing of complex components by electron beam melting. Materials technology, 24(3), 180-190.

[651] Neira-Arce, A. (2012). Thermal Modeling and Simulation of Electron Beam Melting for Rapid Prototyping on Ti6Al4V Alloys.

[652] Körner, C. (2016). Additive manufacturing of metallic components by selective electron beam melting—a review. International Materials Reviews, 61(5), 361-377.

[653] Attar, E. (2011). Simulation of selective electron beam melting processes.

[654] Milberg, J., & Sigl, M. (2008). Electron beam sintering of metal powder. Production Engineering, 2(2), 117-122.

[655] Weiwei, H., Wenpeng, J., Haiyan, L., Huiping, T., Xinting, K., & Yu, H. (2011). Research on preheating of titanium alloy powder in electron beam melting technology. Rare Metal Materials and Engineering, 40(12), 2072-2075.

[656] Vayre, B., Vignat, F., & Villeneuve, F. (2013). Identification on some design key parameters for additive manufacturing: application on electron beam melting. Procedia CIRP, 7, 264-269.

[657] Kim, H., Zhao, Y., & Zhao, L. (2016, April). Process-level modeling and simulation for HP's Multi Jet Fusion 3D printing technology. In 2016 1st International Workshop on Cyber-Physical Production Systems (CPPS) (pp. 1-4). IEEE.

[658] O'Connor, H. J., Dickson, A. N., & Dowling, D. P. (2018). Evaluation of the mechanical performance of polymer parts fabricated using a production scale multi jet fusion printing process. Additive Manufacturing, 22, 381-387.

[659] Zhu, W., Yan, C., Shi, Y., Wen, S., Liu, J., Wei, Q., & Shi, Y. (2016). A novel method based on selective laser sintering for preparing high-performance carbon fibres/polyamide12/epoxy ternary composites. Scientific reports, 6, 33780.

[660] Vasquez, G. M., Majewski, C. E., Haworth, B., & Hopkinson, N. (2014). A targeted material selection process for polymers in laser sintering. Additive Manufacturing, 1, 127-138.

[661] Salazar, A., Rico, A., Rodríguez, J., Escudero, J. S., Seltzer, R., & de la Escalera Cutillas, F. M. (2014). Monotonic loading and fatigue response of a bio-based polyamide PA11 and a petrol-based polyamide PA12 manufactured by selective laser sintering. European polymer journal, 59, 36-45.

[662] Hon, K. K. B., & Gill, T. J. (2003). Selective laser sintering of SiC/polyamide composites. CIRP Annals, 52(1), 173-176.

[663] Goodridge, R. D., Shofner, M. L., Hague, R. J., McClelland, M., Schlea, M. R., Johnson, R. B., & Tuck, C. J. (2011). Processing of a Polyamide-12/carbon nanofibre composite by laser sintering. Polymer Testing, 30(1), 94-100.

[664] Mazzoli, A., Moriconi, G., & Pauri, M. G. (2007). Characterization of an aluminum-filled polyamide powder for applications in selective laser sintering. Materials & Design, 28(3), 993-1000.

[665] Sachs, E. M., Haggerty, J. S., Cima, M. J., & Williams, P. A. (1994). U.S. Patent No. 5,340,656. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[666] HP Development Company, L.P. (2020). https://www8.hp.com/us/en/printers/3d-printers.html

[667] Khoshnevis, B., Asiabanpour, B., Mojdeh, M., & Palmer, K. (2003). SIS–a new SFF method based on powder sintering. Rapid Prototyping Journal.

[668] Asiabanpour, B. (2003) An Experimental Study of Factors Affecting the Selective Inhibition of Sintering Process, PhD Thesis, University of Southern California, California, p. 168.

[669] Baumers, M., Tuck, C., & Hague, R. (2015). Selective heat sintering versus laser sintering: comparison of deposition rate, process energy consumption and cost performance. In SFF

[670] Tolochko, N. K., Arshinov, M. K., Gusarov, A. V., Titov, V. I., Laoui, T., & Froyen, L. (2003). Mechanisms of selective laser sintering and heat transfer in Ti powder. Rapid prototyping journal.

[671] Gingter, Philipp & Kramer, Michael & Wätjen, Anja & Telle, Rainer. (2013). Selective mask sintering: a novel solid freeform fabrication technique for ceramics.

[672] Khoshnevis, B., Yoozbashizadeh, M. and Chen, Y. (2012), "Metallic part fabrication using selective inhibition sintering (SIS)", Rapid Prototyping Journal, Vol. 18 No. 2, pp. 144-153.

[673] Ellis, A., Noble, C. J., & Hopkinson, N. (2014). High Speed Sintering: Assessing the influence of print density on microstructure and mechanical properties of nylon parts. Additive Manufacturing, 1-4, 48–51.

[674] Hermann, D. S., & Larson, R. (2008, January). Selective mask sintering for rapid production of parts, implemented by digital printing of optical toner masks. In NIP & digital fabrication conference (Vol. 2008, No. 2, pp. 885-889). Society for Imaging Science and Technology.

[675] Khoshnevis, B., Yoozbashizadeh, M., & Chen, Y. (2012). Metallic part fabrication using selective inhibition sintering (SIS). Rapid Prototyping Journal.

[676] Rajamani, D., & Esakki, B. (2017, September). Examining mechanical strength characteristics of selective inhibition sintered HDPE specimens using RSM and desirability approach. In IOP Conf Ser: Mater Sci Eng (Vol. 234, p. 012002).

[677] Asiabanpour, B., Khoshnevis, B., & Palmer, K. (2006). Advancements in the selective inhibition sintering process development. Virtual and Physical Prototyping, 1(1), 43-52.

[678] Hopkinson, N., & Erasenthiran, P. (2004). High Speed Sintering–Early Research into a New Rapid Manufacturing Process 312. In 2004 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[679] Thomas, H. R., Hopkinson, N., Erasenthiran, P.(2006) In Solid Freeform Fabrication Symposium University of Texas, Austin, USA, p 682.

[680] Chatham, C. A., Long, T. E., & Williams, C. B. (2019). A Review of the Process Physics and Material Screening Methods for Polymer Powder Bed Fusion Additive Manufacturing. Progress in Polymer Science.

[681] Matthews, M. J., Guss, G., Khairallah, S. A., Rubenchik, A. M., Depond, P. J., & King, W. E. (2016). Denudation of metal powder layers in laser powder bed fusion processes. Acta Materialia, 114, 33–42.

[682] Chueh, Y., Zhang, X., Wei, C., Sun, Z., and Li, L. (March 20, 2020). "Additive Manufacturing of Polymer-Metal/Ceramic Functionally Graded Composite Components via Multiple Material Laser Powder Bed Fusion." ASME. J. Manuf. Sci. Eng. May 2020; 142(5): 051003.

[683] Seeger, A., Freitag, D., Freidel, F., & Luft, G. (2009). Melting point of polymers under high pressure: Part II. Influence of gases. Thermochimica acta, 486(1-2), 46-51.

[684] Schmid, M., & Wegener, K. (2016). Additive manufacturing: polymers applicable for laser sintering (LS). Procedia Engineering, 149, 457-464.

[685] Schmid, M., & Levy, G. (2009). Lasersintermaterialien–aktueller Stand und Entwicklungspotential. Fachtagung Additive Fertigung, Lehrstuhl für Kunststofftechnik, Universität Erlangen, 43-55.

[686] Ligon, S. C., Liska, R., Stampfl, J., Gurr, M., & Mülhaupt, R. (2017). Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. Chemical reviews, 117(15), 10212-10290.

[687] Strobbe, D., Dadbakhsh, S., Verbelen, L., Van Puyvelde, P., & Kruth, J. P. (2018). Selective laser sintering of polystyrene: A single-layer approach. Plastics, Rubber and Composites, 47(1), 2-8.

[688] Garcia-Leiner, M., Ghita, O., McKay, R., & Kurtz, S. M. (2019). Additive Manufacturing of Polyaryletherketones. In PEEK Biomaterials Handbook (pp. 89-103). William Andrew Publishing.

[689] Schmidt, M., Pohle, D., & Rechtenwald, T. (2007). Selective laser sintering of PEEK. CIRP annals, 56(1), 205-208.

[690] Yeong, W. Y., Sudarmadji, N., Yu, H. Y., Chua, C. K., Leong, K. F., Venkatraman, S. S., ... & Tan, L. P. (2010). Porous polycaprolactone scaffold for cardiac tissue engineering fabricated by selective laser sintering. Acta biomaterialia, 6(6), 2028-2034.

[691] Yan, D., Zeng, B., Han, Y., Dai, H., Liu, J., Sun, Y., & Li, F. (2020). Preparation and Laser Powder Bed Fusion of Composite Microspheres Consisting of Poly (lactic acid) and Nano-Hydroxyapatite. Additive Manufacturing, 101305.

[692] Dechet, M. A., Demina, A., Roemling, L., Bonilla, J. S. G., Lanyi, F. J., Schubert, D. W., ... & Schmidt, J. (2020). Development of poly (L-lactide)(PLLA) microspheres precipitated from triacetin for application in powder bed fusion of polymers. Additive Manufacturing, 32, 100966.

[693] Yang, Y., Wang, G., Liang, H., Gao, C., Peng, S., Shen, L., & Shuai, C. (2019). Additive manufacturing of bone scaffolds. International Journal of Bioprinting, 5(1).

[694] Tsai, C. H., Hung, C. H., Kuo, C. N., Chen, C. Y., Peng, Y. N., & Shie, M. Y. (2019). Improved bioactivity of 3D printed porous titanium alloy scaffold with chitosan/magnesium-calcium silicate composite for orthopaedic applications. Materials, 12(2), 203.

[695] Wei, L. C., Ehrlich, L. E., Powell-Palm, M. J., Montgomery, C., Beuth, J., & Malen, J. A. (2018). Thermal conductivity of metal powders for powder bed additive manufacturing. Additive Manufacturing, 21, 201-208.

[696] Uzunsoy, D., Chang, I. T. H., & Bowen, P. (2003). Fracture behaviour of selective laser sintered rapidsteel 2.0 under static and dynamic loading. Materials science and technology, 19(7), 897-901.

[697] Kenzari, S., Bonina, D., Dubois, J. M., & Fournée, V. (2014). Complex metallic alloys as new materials for additive manufacturing. Science and technology of advanced materials, 15(2), 024802.

[698] Uzunsoy, D., & Chang, I. T. H. (2005). The effect of infiltrant choice on the microstructure and mechanical properties of Rapidsteel2. 0. Materials Letters, 59(22), 2812-2817.

[699] Ravi, B. (2009). Effects of injection molding parameters on shrinkage and weight of plastic part produced by DMLS mold. Rapid Prototyping Journal.

[700] Ikeshoji, T. T., Nakamura, K., Yonehara, M., Imai, K., & Kyogoku, H. (2018). Selective laser melting of pure copper. Jom, 70(3), 396-400.

[701] Harrison, N. J., Todd, I., & Mumtaz, K. (2015). Reduction of micro-cracking in nickel superalloys processed by Selective Laser Melting: A fundamental alloy design approach. Acta Materialia, 94, 59-68.

[702] Haynes International. (2007). Haynes 230 Alloy. Kokomo, Indiana.

[703] Bauer, T., Dawson, K., Spierings, A. B., & Wegener, K. (2015). Microstructure and mechanical characterisation of SLM processed Haynes® 230®. In Proceedings of the 26th annual international solid freeform fabrication symposium (pp. 813-822). Laboratory for Freeform Fabrication and University of Texas at Austin.

[704] Kreitcberg, A., Brailovski, V., & Turenne, S. (2017). Effect of heat treatment and hot isostatic pressing on the microstructure and mechanical properties of Inconel 625 alloy processed by laser powder bed fusion. Materials Science and Engineering: A, 689, 1–10.

[705] Caiazzo, F., Alfieri, V., Corrado, G., & Argenio, P. (2017). Laser powder-bed fusion of Inconel 718 to manufacture turbine blades. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 93(9-12), 4023-4031.

[706] Muñiz-Lerma, J. A., Tian, Y., Wang, X., Gauvin, R., & Brochu, M. (2019). Microstructure evolution of Inconel 738 fabricated by pulsed laser powder bed fusion. Progress in Additive Manufacturing, 4(2), 97-107.

[707] Huber, F., Bischof, C., Hentschel, O., Heberle, J., Zettl, J., Nagulin, K. Y., & Schmidt, M. (2019). Laser beam melting and heat-treatment of 1.2343 (AISI H11) tool steel–microstructure and mechanical properties. Materials Science and Engineering: A, 742, 109-115.

[708] Shakerin, S., Hadadzadeh, A., Amirkhiz, B. S., Shamsdini, S., Li, J., & Mohammadi, M. (2019). Additive manufacturing of maraging steel-H13 bimetals using laser powder bed fusion technique. Additive Manufacturing, 29

[709] Kudzal, A., McWilliams, B., Hofmeister, C., Kellogg, F., Yu, J., Taggart-Scarff, J., & Liang, J. (2017). Effect of scan pattern on the microstructure and mechanical properties of Powder Bed Fusion additive manufactured 17-4 stainless steel. Materials & Design, 133, 205–215.

[710] Ferreri, N. C., Ghorbanpour, S., Bhowmik, S., Lussier, R., Bicknell, J., Patterson, B. M., & Knezevic, M. (2019). Effects of build orientation and heat treatment on the evolution of microstructure and mechanical properties of alloy Mar-M-509 fabricated via laser powder bed fusion. International Journal of Plasticity.

[711] Sing, S. L., Huang, S., & Yeong, W. Y. (2019). Effect of solution heat treatment on microstructure and mechanical properties of laser powder bed fusion produced cobalt-28chromium-6molybdenum. Materials Science and Engineering: A, 138511.

[712] Gradl, P. R., Greene, S. E., Protz, C., Bullard, B., Buzzell, J., Garcia, C., ... & Cooper, K. G. (2018). Additive Manufacturing of Liquid Rocket Engine Combustion Devices: A Summary of Process Developments and Hot-Fire Testing Results. In 2018 Joint Propulsion Conference (p. 4625).

[713] Masoomi, M., Thompson, S. M., & Shamsaei, N. (2017). Laser powder bed fusion of Ti-6Al-4V parts: Thermal modeling and mechanical implications. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 118-119, 73–90.

[714] Rafi, H. K., Karthik, N. V., Gong, H., Starr, T. L., & Stucker, B. E. (2013). Microstructures and mechanical properties of Ti6Al4V parts fabricated by selective laser melting and electron beam melting. Journal of materials engineering and performance, 22(12), 3872-3883.

[715] Huang, S., Sing, S. L., Delooze, G., Wilson, R., & Yeong, W. Y. (2020). Laser powder bed fusion of titanium-tantalum alloys: Compositions and designs for biomedical applications. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 103775.

[716] Koike, M., Martinez, K., Guo, L., Chahine, G., Kovacevic, R., & Okabe, T. (2011). Evaluation of titanium alloy fabricated using electron beam melting system for dental applications. Journal of Materials Processing Technology, 211(8), 1400–1408.

[717] Wilkes, J., & Wissenbach, K. (2006, November). Rapid manufacturing of ceramic components for medical and technical applications via selective laser melting. In Conferences Euro-uRapid (p. A4). 240* Wilkes, J.: Fraunhofer ILT annual report: Manufacturing of ceramic components by selective laser melting, Fraunhofer ILT, 2006.

[718] Wilkes, J. (2009). Selective laser melting for generative production of components from high-strength oxide ceramics, (in German), PhD thesis, Fraunhofer ILT

[719] Hagedorn, Y. C., Wilkes, J., Meiners, W., Wissembach, K., & Poprawe, R. (2010). Additive manufacturing of Al2O3-ZrO2-ceramic parts by selective laser melting. In Proceedings of the 5th International Conference on Additive Manufacturing, Loughborough University.

[720] Tang, H. (2010). Method and apparatus for making three-dimensional parts U.S. Patent, Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[721] Tang, H. H. (2002). Direct laser fusing to form ceramic parts. Rapid Prototyping Journal.

[722] Tang, H. H., Yen, H. C., & Len, W. H. (2003). On Ceramic Parts Fabricated Rapid Prototyping Machine Based on Ceramic Laser Fusion 456. In 2003 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[723] Tang, H. H., Yen, H. C., Su, S. M., & Lin, Z. Y. (2004, September). Prospect of Making Ceramic Shell Mold by Ceramic Laser Fusion 268. In 2004 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[724] Wu, Y., Du, J., Choy, K. L., & Hench, L. L. (2007). Laser densification of alumina powder beds generated using aerosol assisted spray deposition. Journal of the European Ceramic Society, 27(16), 4727-4735.

[725] Lakshminarayan, U., Ogrydiziak, S., & Marcus, H. L. (1990). Selective laser sintering of ceramic materials. In 1990 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[726] Lakshminarayan, U., & Marcus, H. L. (1991). Microstructural and Mechanical Properties of Al2O3/P2O5 AND Al2O3/B2O3 Composties Fabricated by

Selective Laser Sintering. In 1991 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[727] Lorrison, J. C., Dalgarno, K. W., & Wood, D. J. (2005). Processing of an apatite-mullite glass-ceramic and a hydroxyapatite/phosphate glass composite by selective laser sintering. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 16(8), 775-781.

[728] Gu, D., & Shen, Y. (2008). Direct laser sintered WC-10Co/Cu nanocomposites. Applied Surface Science, 254(13), 3971-3978.

[729] Heinrich, J.G. (2009). LSD-based selective laser sintering, cfi/ Ber.DKG, 86, [10], E129-E130.

[730] Tian, X., Li, D., & Heinrich, J. G. (2012). Rapid prototyping of porcelain products by layer-wise slurry deposition (LSD) and direct laser sintering. Rapid prototyping journal.

[731] Heinrich, J. G., Gahler, A., Günster, J., Schmücker, M., Zhang, J., Jiang, D., & Ruan, M. (2007). Microstructural evolution during direct laser sintering in the Al 2 O 3–SiO 2 system. Journal of materials science, 42(14), 5307-5311.

[732] Exner, H. (2006, May). Lasermikrosintern von keramischen Materialien. In RTejournal-Forum für Rapid Technologie (Vol. 3, No. 1).

[733] Regenfuss, P., Streek, A., Ullmann, F., Kühn, C., & Hartwig, L. (2008). Laser micro sintering of ceramic materials, part 2. Interceram, 57(1), 6-9.

[734] Regenfuss, P., Ebert, R., & Exner, H. (2007). Laser micro sintering–a versatile instrument for the generation of microparts. Laser Technik Journal, 4(1), 26-31.

[735] Streek, A., Regenfuss, P., Ullmann, F., Hartwig, L., Ebert, R., & Exner, H. (2006, September). Processing of silicon carbide by laser micro sintering. In 2006 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[736] Birmingham, B. R., & Marcus, H. L. (1995). Solid freeform fabrication of silicon nitride shapes by selective laser reaction sintering (SLRS). In SFF Symposium, Texas.

[737] Yasa, E., Craeghs, T., & Kruth, J. P. (2012). Selective Laser Sintering/Melting and Selective Laser Erosion with Nd: YAG Lasers. Journal of Optics Research, 14(3/4), 211.

[738] Barlow, J.W., Vail, N.K. (1993). International patent WO 93/19019: Producing high-temperature parts by low-temperature sintering

[739] Sinterit SP. (2020). https://www.sinterit.com/

[740] Sintratec AG. (2020). https://sintratec.com/

[741] Natural Robotics. (2017). https://natubots.com/vit-sls/?lang=en

[742] Formlabs. (2020). https://formlabs.com/

[743] 3D Systems Inc. (2020). https://www.3dsystems.com/on-demand-manufacturing/selective-laser-sintering

[744] EOS GmbH. (2020). https://www.eos.info/en/additive-manufacturing/3d-printing-metal

[745] EOS GmbH. (2020). https://www.eos.info/en/additive-manufacturing/3d-printing-plastic

[746] Coherent 3D Metal Printing. (2020). https://coherent.com/

[747] Renishaw PLC. (2020). https://www.renishaw.com/

[748] SLM Solutions. (2020). https://www.slm-solutions.com/

[749] Xact Metal, Inc. (2020). https://xactmetal.com/

[750] General Electric. (2020). https://www.ge.com/additive/

[751] HP Development Company, L.P. (2020). https://www8.hp.com/tr/tr/printers/3d-printers.html

[752] General Electric, GE Additive. (2020). https://www.ge.com/additive/additive-manufacturing/information/direct-metal-laser-melting-technology

[753] AddUp Solutions. (2020). https://www.addupsolutions.com/en/

[754] Turner, B. N., Strong, R., & Gold, S. A. (2014). A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. Process design and modeling. Rapid Prototyping Journal.

[755] Guo, N., & Leu, M. C. (2013). Additive manufacturing: technology, applications and research needs. Frontiers of Mechanical Engineering, 8(3), 215-243.

[756] Wang, X., Du, J., Wei, Z., Fang, X., Zhao, G., Bai, H., ... & Yao, Y. (2016). Morphology analysis of a multilayer single pass via novel metal thin-wall coating forming. Metals, 6(12), 313.

[757] Turner, B. N., & Gold, S. A. (2015). A review of melt extrusion additive manufacturing processes: II. Materials, dimensional accuracy, and surface roughness. Rapid Prototyping Journal.

[758] Kianian, B. (2016). Wohlers Report 2016: 3D Printing and Additive Manufacturing State of the Industry, Annual Worldwide Progress Report: Chapter title: The Middle East.

[759] Valkenaers, H., Vogeler, F., Ferraris, E., Voet, A., & Kruth, J. P. (2013). A novel approach to additive manufacturing: screw extrusion 3D-printing. In Proceedings of the 10th International Conference on Multi-Material Micro Manufacture (pp. 235-238). Research Publishing; Singapore.

[760] Gonzalez-Gutierrez, J., Cano, S., Schuschnigg, S., Kukla, C., Sapkota, J., & Holzer, C. (2018). Additive manufacturing of metallic and ceramic components by the material extrusion of highly-filled polymers: A review and future perspectives. Materials, 11(5), 840..

[761] Crump, S. S. S. I. (1989). Apparatus and method for creating three-dimensional objects (US Patent US5121329A).

[762] Neff, M., & Pawelczyk, L. (2019). Resilient Hard-soft Combinations with Plastic Freeforming. ATZproduction worldwide, 6(2), 36-39.

[763] Sells, E., Bailard, S., Smith, Z., Bowyer, A., & Olliver, V. (2010). RepRap: the replicating rapid prototyper: maximizing customizability by breeding the means of production. In Handbook of Research in Mass Customization and Personalization: (In 2 Volumes) (pp. 568-580).

[764] Spoerk, M., Gonzalez-Gutierrez, J., Sapkota, J., Schuschnigg, S., & Holzer, C. (2018). Effect of the printing bed temperature on the adhesion of parts produced by fused filament fabrication. Plastics, Rubber and Composites, 47(1), 17-24.

[765] Agarwala, M. K., Jamalabad, V. R., Langrana, N. A., Safari, A., Whalen, P. J., & Danforth, S. C. (1996). Structural quality of parts processed by fused deposition. Rapid prototyping journal.

[766] Elkins, K., Nordby, H., Janak, C., Gray IV, R. W., Helge Bohn, J., & Baird, D. G. (1997). Soft elastomers for fused deposition modeling. In 1997 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[767] Jiang, D. (2017). Three dimensional topology optimization with orthotropic material orientation design for additive manufacturing structures (Doctoral dissertation).

[768] Kampker, A., Triebs, J., Kawollek, S., Ayvaz, P., & Hohenstein, S. (2019). Review on Machine Designs of Material Extrusion based Additive Manufacturing (AM) Systems-Status-Quo and Potential Analysis for Future AM Systems. Procedia CIRP, 81, 815-819.

[769] Brajlih, T., Valentan, B., Balic, J., & Drstvensek, I. (2011). Speed and accuracy evaluation of additive manufacturing machines. Rapid prototyping journal.

[770] Jin, Y. A., He, Y., Fu, J. Z., Gan, W. F., & Lin, Z. W. (2014). Optimization of tool-path generation for material extrusion-based additive manufacturing technology. Additive manufacturing, 1, 32-47.7

[771] Wulle, F., Coupek, D., Schäffner, F., Verl, A., Oberhofer, F., & Maier, T. (2017). Workpiece and machine design in additive manufacturing for multi-axis fused deposition modeling. Procedia CIRP, 60, 229-234.

[772] Derossi, A., Caporizzi, R., Ricci, I., & Severini, C. (2019). Critical Variables in 3D Food Printing. In Fundamentals of 3D food printing and applications (pp. 41-91). Academic Press.

[773] Taufik, M., & Jain, P. K. (2020). Part surface quality improvement studies in fused deposition modelling process: a review. Australian Journal of Mechanical Engineering, 1-25.

[774] Ng, C. C., Ong, S. K., & Nee, A. Y. (2006). Design and development of 3–DOF modular micro parallel kinematic manipulator. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 31(1-2), 188-200.

[775] He, K., Yang, Z., Bai, Y., Long, J., & Li, C. (2018). Intelligent fault diagnosis of delta 3D printers using attitude sensors based on support vector machines. Sensors, 18(4), 1298.

[776] Baskaran, S., Niaki, F. A., Tomaszewski, M., Gill, J. S., Chen, Y., Jia, Y., ... & Krovi, V. (2019). Digital human and robot simulation in automotive assembly using siemens process simulate: a feasibility study. Procedia Manuf, 34, 986-994.

[777] Tsarouchi, P., Makris, S., Michalos, G., Stefos, M., Fourtakas, K., Kaltsoukalas, K., ... & Chryssolouris, G. (2014). Robotized assembly process using dual arm robot. Procedia CIrP, 23(3), 47-52.

[778] Capote, G. A. M., Rudolph, N. M., Osswald, P. V., & Osswald, T. A. (2019). Failure surface development for ABS fused filament fabrication parts. Additive Manufacturing, 28, 169-175.

[779] Wu, C., Dai, C., Fang, G., Liu, Y. J., & Wang, C. C. (2017, May). RoboFDM: A robotic system for support-free fabrication using FDM. In 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) (pp. 1175-1180). IEEE.

[780] Weck, M. (2006). Werkzeugmaschinen 2: Konstruktion und Berechnung. Springer-Verlag.

[781] Soni, S., & Taufik, M. (2020). Design and assembly of fused filament fabrication (FFF) 3D printers. Materials Today: Proceedings.

[782] Guo, J., Li, X., Liu, Z., Zhang, S., Wu, J., Li, C., & Long, J. (2020). A novel doublet extreme learning machines for Delta 3D printer fault diagnosis using attitude sensor. ISA transactions.

[783] Singh, D., & Rahul, G. (2018). Design and Development Of Cartesian Co-Ordinate Based 3d Printer. Power, 12, 10A.

[784] Prakash, C., Senthil, P., & Sathies, T. (2020). Fused deposition modeling fabricated PLA dielectric substrate for microstrip patch antenna. Materials Today: Proceedings.

[785] Corapi, D., Morettini, G., Pascoletti, G., & Zitelli, C. (2019). Characterization of a Polylactic acid (PLA) produced by Fused Deposition Modeling (FDM) technology. Procedia Structural Integrity, 24, 289-295.

[786] Vishwas, M., & Basavaraj, C. K. (2017). Studies on optimizing process parameters of fused deposition modelling technology for abs. Materials Today: Proceedings, 4(10), 10994-11003.

[787] Dul, S., Fambri, L., & Pegoretti, A. (2016). Fused deposition modelling with ABS–graphene nanocomposites. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 85, 181-191.

[788] Bellini, A., & Güçeri, S. (2003). Mechanical characterization of parts fabricated using fused deposition modeling. Rapid Prototyping Journal.

[789] Roach, D. J., Roberts, C., Wong, J., Kuang, X., Kovitz, J., Zhang, Q., ... & Qi, H. J. (2020). Surface modification of fused filament fabrication (FFF) 3D printed substrates by inkjet printing polyimide for printed electronics. Additive Manufacturing, 36, 101544.

[790] Farcas, M. T., Stefaniak, A. B., Knepp, A. K., Bowers, L., Mandler, W. K., Kashon, M., ... & Qi, C. (2019). Acrylonitrile butadiene styrene (ABS) and polycarbonate (PC) filaments three-dimensional (3-D) printer emissions-induced cell toxicity. Toxicology Letters, 317, 1-12.

[791] Go, J., Schiffres, S. N., Stevens, A. G., & Hart, A. J. (2017). Rate limits of additive manufacturing by fused filament fabrication and guidelines for high-throughput system design. Additive Manufacturing, 16, 1-11.

[792] Forés-Garriga, A., Pérez, M. A., Gómez-Gras, G., & Reyes-Pozo, G. (2020). Role of infill parameters on the mechanical performance and weight reduction of PEI Ultem processed by FFF. Materials & Design, 108810.

[793] De León, A. S., Domínguez-Calvo, A., & Molina, S. I. (2019). Materials with enhanced adhesive properties based on acrylonitrile-butadiene-styrene (ABS)/thermoplastic polyurethane (TPU) blends for fused filament fabrication (FFF). Materials & Design, 182, 108044.

[794] Zander, N. E., Gillan, M., & Lambeth, R. H. (2018). Recycled polyethylene terephthalate as a new FFF feedstock material. Additive Manufacturing, 21, 174-182.

[795] Lin, X., Coates, P., Hebda, M., Wang, R., Lu, Y., & Zhang, L. (2020). Experimental analysis of the tensile property of FFF-printed elastomers. Polymer Testing, 106687.

[796] Arif, M. F., Alhashmi, H., Varadarajan, K. M., Koo, J. H., Hart, A. J., & Kumar, S. (2020). Multifunctional performance of carbon nanotubes and graphene nanoplatelets reinforced PEEK composites enabled via FFF additive manufacturing. Composites Part B: Engineering, 184, 107625.

[797] Savi, M., Andrade, M. A., & Potiens, M. P. (2020). Commercial filament testing for use in 3D printed phantoms. Radiation Physics and Chemistry, 108906.

[798] Manganiello, C., Naso, D., Cupertino, F., Fiume, O., & Percoco, G. (2019). Investigating the Potential of Commercial-Grade Carbon Black-Filled TPU for the 3D Printing of Compressive Sensors. Micromachines, 10(1), 46.

[799] Gupta, B., Revagade, N., & Hilborn, J. (2007). Poly (lactic acid) fiber: An overview. Progress in polymer science, 32(4), 455-482.

[800] Üner, İ., & Koçak, E. D. (2012). Poli (laktik asit)'in kullanım alanları ve nano lif üretimdeki uygulamaları.

[801] Bouamer, A., Benrekaa, N., Younes, A., & Amar, H. (2018, December). Characterization of the Polylactic acid stretched uniaxial and annealed by Raman spectrometry and Differential scanning calorimetry. In International Conference on Advanced Functional Materials and Composites.

[802] Ultimaker BV. (2020). https://ultimaker.com/materials/pla

[803] SD3D Printing. (2020). https://www.sd3d.com/

[804] BASF SE. (2020). https://www.basf.com/global/en.html

[805] Šafka, J., Ackermann, M., Bobek, J., Seidl, M., Habr, J., & Běhálek, L. (2016). Use of composite materials for FDM 3D print technology. In Materials Science Forum (Vol. 862, pp. 174-181). Trans Tech Publications Ltd.

[806] Osman, M. A., & Atia, M. R. (2018). Investigation of ABS-rice straw composite feedstock filament for FDM. Rapid Prototyping Journal.

[807] Prof. Dr. Bilsen Beşergil, WebBlog. (2020). http://bilsenbesergil.blogspot.com/p/akrilonitril-butadienstiren-abs-abs.html

[808] AIRWOLF 3D PRINTERS. (2020). https://airwolf3d.com/

[809] Eastman Kodak Company. (2020). https://www.kodak.com/en/consumer/product/printing-scanning/3d-printer-and-filaments

[810] 3D4Makers Filament 3D Printing. (2020). https://www.3d4makers.com/collections/abs

[811] Fang, L., Yan, Y., Agarwal, O., Yao, S., Seppala, J. E., & Kang, S. H. (2020). Effects of Environmental Temperature and Humidity on the Geometry and Strength of Polycarbonate Specimens Prepared by Fused Filament Fabrication. Materials, 13(19), 4414.

[812] Domingo-Espin, M., Borros, S., Agullo, N., Garcia-Granada, A. A., & Reyes, G. (2014). Influence of building parameters on the dynamic mechanical properties of polycarbonate fused deposition modeling parts. 3D Printing and Additive Manufacturing, 1(2), 70-77.

[813] Sojiphan, K. (2008). Finite element modeling of residual stress formation in polycarbonate welds (Doctoral dissertation, Ohio State University)..

[814] Polymaker 3D. (2020). https://eu.polymaker.com/product/polymax-pc/

[815] Ultimaker BV. (2020). https://ultimaker.com/materials/pc

[816] Raise 3D Technologies, Inc. (2020). https://www.raise3d.com/filaments/?materials=pc

[817] Zhang, Y., Purssell, C., Mao, K., & Leigh, S. (2020). A physical investigation of wear and thermal characteristics of 3D printed nylon spur gears. Tribology International, 141, 105953.

[818] Ma, Y., Zhou, T., Su, G., Li, Y., & Zhang, A. (2016). Understanding the crystallization behavior of polyamide 6/polyamide 66 alloys from the perspective of hydrogen bonds: projection moving-window 2D correlation FTIR spectroscopy and the enthalpy. RSC advances, 6(90), 87405-87415.

[819] Peng, Y., Wu, Y., Wang, K., Gao, G., & Ahzi, S. (2019). Synergistic reinforcement of polyamide-based composites by combination of short and continuous carbon fibers via fused filament fabrication. Composite Structures, 207, 232-239.

[820] Lai, C. C., Chen, S. Y., Chen, M. H., Chen, H. L., Hsiao, H. T., Liu, L. C., & Chen, C. M. (2019). Preparation and characterization of heterocyclic polyamide 6 (PA 6)

with high transparencies and low hygroscopicities. Journal of Molecular Structure, 1175, 836-843.

[821] Singh, R., Garg, H., & Singh, S. (2018). Process capability comparison of fused deposition modelling for ABS and Fe-nylon (6) feedstock filaments. Materials Today: Proceedings, 5(2), 4258-4268.

[822] Vishwas, M., Basavaraj, C. K., & Vinyas, M. (2018). Experimental investigation using taguchi method to optimize process parameters of fused deposition Modeling for ABS and nylon materials. Materials Today: Proceedings, 5(2), 7106-7114.

[823] BCN3D Technologies, Inc. (2020). https://www.bcn3d.com/product/pa-bcn3d-filaments/

[824] Polymaker 3D. (2020). https://eu.polymaker.com/product/polymide-copa/

[825] Goyanes, A., Kobayashi, M., Martínez-Pacheco, R., Gaisford, S., & Basit, A. W. (2016). Fused-filament 3D printing of drug products: microstructure analysis and drug release characteristics of PVA-based caplets. International journal of pharmaceutics, 514(1), 290-295.

[826] Farris, S., & Piergiovanni, L. (2012). Emerging coating technologies for food and beverage packaging materials. In Emerging Food Packaging Technologies (pp. 274-302). Woodhead Publishing.

[827] Tanikella, N. G., Wittbrodt, B., & Pearce, J. M. (2017). Tensile strength of commercial polymer materials for fused filament fabrication 3D printing. Addit. Manuf. 15, 40–47.

[828] Chonga, S., Chiub, H. L., Liaob, Y. C., Hungc, S. T., & Pand, G. T. (2015). Cradle to Cradle® design for 3D printing. CHEMICAL ENGINEERING, 45.

[829] Saeidnia, S., & Gohari, A. R. (2012). Trypanocidal monoterpenes: lead compounds to design future trypanocidal drugs. In Studies in Natural Products Chemistry (Vol. 37, pp. 173-190). Elsevier.

[830] Srinivasan, R., Kumar, K. N., Ibrahim, A. J., Anandu, K. V., & Gurudhevan, R. (2020). Impact of fused deposition process parameter (infill pattern) on the strength of PETG part. Materials Today: Proceedings.

[831] Durgashyam, K., Reddy, M. I., Balakrishna, A., & Satyanarayana, K. (2019). Experimental investigation on mechanical properties of PETG material processed by fused deposition modeling method. Materials Today: Proceedings, 18, 2052-2059.

[832] 3D4Makers Filament 3D Printing. (2020). https://www.3d4makers.com/products/petg-filament

[833] Rigid.Ink 3D. (2020). https://rigid.ink/products/petg-1-75-mm-0-03-mm-tolerance-filament

[834] Kuznetsov, V. E., Tavitov, A. G., Urzhumtsev, O. D., Mikhalin, M. V., & Moiseev, A. I. (2019). Hardware Factors Influencing Strength of Parts Obtained by Fused Filament Fabrication. Polymers, 11(11), 1870.

[835] Moetazedian, A., Budisuharto, A. S., Silberschmidt, V. V., & Gleadall, A. (2020). CONVEX (CONtinuously Varied EXtrusion): A new scale of design for additive manufacturing. Additive Manufacturing, 101576.

[836] Derossi, A., Paolillo, M., Caporizzi, R., & Severini, C. (2020). Extending the 3D food printing tests at high speed. Material deposition and effect of non-printing movements on the final quality of printed structures. Journal of Food Engineering, 275, 109865.

[837] Hsiang Loh, G., Pei, E., Gonzalez-Gutierrez, J., & Monzón, M. (2020). An Overview of Material Extrusion Troubleshooting. Applied Sciences, 10(14), 4776.

[838] Yedige, T., Soon, H. G., & Feng, L. W. (2018). Nozzle condition monitoring in 3D printing. Robotics and Computer Integrated Manufacturing, 54, 45-55.

[839] Farstad, J. M. G., Netland, Ø., & Welo, T. (2017). Surface friction of rapidly prototyped wheels from 3D-printed thermoplastic elastomers: An experimental study. Procedia Cirp, 60, 247-252.

[840] Herzberger, J., Sirrine, J. M., Williams, C. B., & Long, T. E. (2019). Polymer design for 3D printing elastomers: Recent advances in structure, properties, and printing. Progress in Polymer Science, 97, 101144.

[841] Zhou, F., Zhang, M., Cao, X., Zhang, Z., Chen, X., Xiao, Y., ... & Xu, Z. (2019). Fabrication and modeling of dielectric elastomer soft actuator with 3D printed thermoplastic frame. Sensors and Actuators A: Physical, 292, 112-120.

[842] Mäkinen, H., & Jussila, K. (2014). Cold-protective clothing: types, design and standards. In Protective Clothing (pp. 3-38). Woodhead Publishing.

[843] Gao, C., Kuklane, K., & Holmér, I. (2011). Cooling vests with phase change materials: the effects of melting temperature on heat strain alleviation in an extremely hot environment. European journal of applied physiology, 111(6), 1207-1216.

[844] Itani, M., Ouahrani, D., Ghaddar, N., Ghali, K., & Chakroun, W. (2016). The effect of PCM placement on torso cooling vest for an active human in hot environment. Building and Environment, 107, 29-42.

[845] Drobny, J. G. (2014). Handbook of thermoplastic elastomers. Elsevier.

[846] Bates, S. R., Farrow, I. R., & Trask, R. S. (2016). 3D printed polyurethane honeycombs for repeated tailored energy absorption. Materials & Design, 112, 172-183.

[847] Szykiedans, K., Credo, W., & Osiński, D. (2017). Selected mechanical properties of PETG 3-D prints. Procedia Engineering, 177, 455-461.

[848] Angelopoulos, P. M., Samouhos, M., & Taxiarchou, M. (2020). Functional fillers in composite filaments for fused filament fabrication; a review. Materials Today: Proceedings.

[849] Shofner, M. L., Lozano, K., Rodríguez-Macías, F. J., & Barrera, E. V. (2003). Nanofiber-reinforced polymers prepared by fused deposition modeling. Journal of applied polymer science, 89(11), 3081-3090.

[850] Tekinalp, H. L., Kunc, V., Velez-Garcia, G. M., Duty, C. E., Love, L. J., Naskar, A. K., ... & Ozcan, S. (2014). Highly oriented carbon fiber–polymer composites via additive manufacturing. Composites Science and Technology, 105, 144-150.

[851] Ning, F., Cong, W., Qiu, J., Wei, J., & Wang, S. (2015). Additive manufacturing of carbon fiber reinforced thermoplastic composites using fused deposition modeling. Composites Part B: Engineering, 80, 369-378.

[852] Plymill, A., Minneci, R., Greeley, D. A., & Gritton, J. (2016). Graphene and carbon nanotube PLA composite feedstock development for fused deposition modeling.

[853] Patanwala, H. S., Hong, D., Vora, S. R., Bognet, B., & Ma, A. W. (2018). The microstructure and mechanical properties of 3D printed carbon nanotube-polylactic acid composites. Polymer Composites, 39(S2), E1060-E1071.

[854] Yamamoto, B. E., Trimble, A. Z., Minei, B., & Ghasemi Nejhad, M. N. (2019). Development of multifunctional nanocomposites with 3-D printing additive manufacturing and low graphene loading. Journal of Thermoplastic Composite Materials, 32(3), 383-408.

[855] Sudan, K., Singh, P., Gökçe, A., Balla, V. K., & Kate, K. H. (2020). Processing of hydroxyapatite and its composites using ceramic fused filament fabrication (CF3). Ceramics International, 46(15), 23922-23931.

[856] Perez, A. R. T., Roberson, D. A., & Wicker, R. B. (2014). Fracture surface analysis of 3D-printed tensile specimens of novel ABS-based materials. Journal of Failure Analysis and Prevention, 14(3), 343-353.

[857] Singh, R., Bedi, P., Fraternali, F., & Ahuja, I. P. S. (2016). Effect of single particle size, double particle size and triple particle size Al2O3 in Nylon-6 matrix on mechanical properties of feed stock filament for FDM. Composites Part B: Engineering, 106, 20-27.

[858] Aw, Y. Y., Yeoh, C. K., Idris, M. A., Teh, P. L., Hamzah, K. A., & Sazali, S. A. (2018). Effect of printing parameters on tensile, dynamic mechanical, and thermoelectric properties of FDM 3D printed CABS/ZnO composites. Materials, 11(4), 466.

[859] Çanti, E., Aydin, M., & Yildirim, F. (2017). Production and characterization of composite filaments for 3D printing. In International symposium on 3d printing technologies 3d-pts2017 (Vol. 361, p. 368).

[860] Nikzad, M., Masood, S. H., & Sbarski, I. (2011). Thermo-mechanical properties of a highly filled polymeric composites for fused deposition modeling. Materials & Design, 32(6), 3448-3456.

[861] Hwang, S., Reyes, E. I., Moon, K. S., Rumpf, R. C., & Kim, N. S. (2015). Thermo-mechanical characterization of metal/polymer composite filaments and printing parameter study for fused deposition modeling in the 3D printing process. Journal of Electronic Materials, 44(3), 771-777.

[862] Shemelya, C. M., Rivera, A., Perez, A. T., Rocha, C., Liang, M. I. N., Yu, X., ... & Wicker, R. B. (2015). Mechanical, electromagnetic, and X-ray shielding

characterization of a 3D printable tungsten–polycarbonate polymer matrix composite for space-based applications. Journal of Electronic Materials, 44(8), 2598-2607.

[863] Fafenrot, S., Grimmelsmann, N., Wortmann, M., & Ehrmann, A. (2017). Three-dimensional (3D) printing of polymer-metal hybrid materials by fused deposition modeling. Materials, 10(10), 1199.

[864] Jiang, D., & Ning, F. (2020). Fused Filament Fabrication of Biodegradable PLA/316L Composite Scaffolds: Effects of Metal Particle Content. Procedia Manufacturing, 48, 755-762.

[865] Zhong, W., Li, F., Zhang, Z., Song, L., & Li, Z. (2001). Short fiber reinforced composites for fused deposition modeling. Materials Science and Engineering: A, 301(2), 125-130.

[866] Spoerk, M., Arbeiter, F., Raguž, I., Weingrill, G., Fischinger, T., Traxler, G., ... & Holzer, C. (2018). Polypropylene filled with glass spheres in extrusion-based additive manufacturing: effect of filler size and printing chamber temperature. Macromolecular Materials and Engineering, 303(7), 1800179.

[867] Sodeifian, G., Ghaseminejad, S., & Yousefi, A. A. (2019). Preparation of polypropylene/short glass fiber composite as Fused Deposition Modeling (FDM) filament. Results in Physics, 12, 205-222.

[868] Yuzay, I. E., Auras, R., Soto-Valdez, H., & Selke, S. (2010). Effects of synthetic and natural zeolites on morphology and thermal degradation of poly (lactic acid) composites. Polymer Degradation and Stability, 95(9), 1769-1777.

[869] Weng, Z., Wang, J., Senthil, T., & Wu, L. (2016). Mechanical and thermal properties of ABS/montmorillonite nanocomposites for fused deposition modeling 3D printing. Materials & Design, 102, 276-283.

[870] Coppola, B., Cappetti, N., Di Maio, L., Scarfato, P., & Incarnato, L. (2017). Layered silicate reinforced polylactic acid filaments for 3D printing of polymer nanocomposites. In 2017 IEEE 3rd International Forum on Research and Technologies for Society and Industry (RTSI) (pp. 1-4). IEEE.

[871] Spoerk, M., Sapkota, J., Weingrill, G., Fischinger, T., Arbeiter, F., & Holzer, C. (2017). Shrinkage and Warpage Optimization of Expanded-Perlite-Filled Polypropylene Composites in Extrusion-Based Additive Manufacturing. Macromolecular Materials and Engineering, 302(10), 1700143.

[872] Yu, W., Wang, X., Ferraris, E., & Zhang, J. (2019). Melt crystallization of PLA/talc in fused filament fabrication. Materials & Design, 182, 108013.

[873] Boparai, K., Singh, R., & Singh, H. (2015). Comparison of tribological behaviour for Nylon6-Al-Al2O3 and ABS parts fabricated by fused deposition modelling: This paper reports a low cost composite material that is more wear-resistant than conventional ABS. Virtual and Physical Prototyping, 10(2), 59-66.

[874] Singh, R., Singh, N., Amendola, A., & Fraternali, F. (2017). On the wear properties of Nylon6-SiC-Al2O3 based fused deposition modelling feed stock filament. Composites Part B: Engineering, 119, 125-131.

[875] Mastoid, S. H., & Song, W. Q. (2004). Development of new metal/polymer materials for rapid tooling using fused deposition modeling. Mater Des, 25(7), 587-594.

[876] Ryder, M. A., Lados, D. A., Iannacchione, G. S., & Peterson, A. M. (2018). Fabrication and properties of novel polymer-metal composites using fused deposition modeling. Composites Science and Technology, 158, 43-50.

[877] Garg, H., & Singh, R. (2017). Tribological Properties of Fe–Nylon6 Composite Parts Prepared Using Fused Deposition Modelling. Transactions of the Indian Institute of Metals, 70(5), 1241-1244.

[878] Çantı, E., & Aydın, M. (2018). Effects of micro particle reinforcement on mechanical properties of 3D printed parts. Rapid Prototyping Journal.

[879] Singh, R., Singh, N., Fabbrocino, F., Fraternali, F., & Ahuja, I. P. S. (2016). Waste management by recycling of polymers with reinforcement of metal powder. Composites Part B: Engineering, 105, 23-29.

[880] Kalita, S., Finley, J., Bose, S., Hosick, H., & Bandyopadhyay, A. (2002). Development of porous polymer-ceramic composites as bone grafts. MRS Online Proceedings Library Archive, 726.

[881] Ansari, M. H. B. M., & Ibrahim, M. H. I. B. (2017, January). Thermal characteristic of waste-derived hydroxyapatite (HA) reinforced ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) composites for fused deposition modeling (FDM) process. In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering (Vol. 165, No. 1, p. 012014). IOP Publishing.

[882] Abdul Haq, R. H. (2015). Characterization and development of polycaprolactone (PCL)/montmorillonite (MMT)/hydroxapaptite (HA) nanocomposites for fused deposition modelling (FDM) process (Doctoral dissertation, Universiti Tun Hussein Onn Malaysia).

[883] Drummer, D., Cifuentes-Cuéllar, S., & Rietzel, D. (2012). Suitability of PLA/TCP for fused deposition modeling. Rapid Prototyping Journal.

[884] Rahim, T. N. A. T., Abdullah, A. M., Akil, H. M., Mohamad, D., & Rajion, Z. A. (2017). The improvement of mechanical and thermal properties of polyamide 12 3D printed parts by fused deposition modelling. Express Polymer Letters, 11(12), 963-982.

[885] Caminero, M. Á., Chacón, J. M., García-Plaza, E., Núñez, P. J., Reverte, J. M., & Becar, J. P. (2019). Additive manufacturing of PLA-based composites using fused filament fabrication: Effect of graphene nanoplatelet reinforcement on mechanical properties, dimensional accuracy and texture. Polymers, 11(5), 799.

[886] Yang, L., Li, S., Zhou, X., Liu, J., Li, Y., Yang, M., ... & Zhang, W. (2019). Effects of carbon nanotube on the thermal, mechanical, and electrical properties of PLA/CNT printed parts in the FDM process. Synthetic Metals, 253, 122-130.

[887] Le Duigou, A., Castro, M., Bevan, R., & Martin, N. (2016). 3D printing of wood fibre biocomposites: From mechanical to actuation functionality. Materials & Design, 96, 106-114.

[888] Osman, M. A., & Atia, M. R. (2018). Investigation of ABS-rice straw composite feedstock filament for FDM. Rapid Prototyping Journal.

[889] Stoof, D., & Pickering, K. L. (2017). 3D printing of natural fibre reinforced recycled polypropylene. In Processing and Fabrication of Advanced Materials-XXV (pp. 668-691). The University of Auckland.

[890] Matsuzaki, R., Ueda, M., Namiki, M., Jeong, T. K., Asahara, H., Horiguchi, K., ... & Hirano, Y. (2016). Three-dimensional printing of continuous-fiber composites by in-nozzle impregnation. Scientific reports, 6, 23058.

[891] Singh, S., Singh, G., Prakash, C., & Ramakrishna, S. (2020). Current status and future directions of fused filament fabrication. Journal of Manufacturing Processes, 55, 288-306.

[892] Penumakala, P. K., Santo, J., & Thomas, A. (2020). A critical review on the fused deposition modeling of thermoplastic polymer composites. Composites Part B: Engineering, 108336.

[893] Wohlers, T. (2017). Desktop Metal: A Rising Star of Metal AM Targets Speed, Cost and High-Volume Production. Metal AM [Online], 89-92.

[894] Campbell, R. I., & Wohlers, T. (2017). Markforged: Taking a different approach to metal Additive Manufacturing.

[895] Gonzalez-Gutierrez, J., Cano, S., Schuschnigg, S., Kukla, C., Sapkota, J., & Holzer, C. (2018). Additive manufacturing of metallic and ceramic components by the material extrusion of highly-filled polymers: A review and future perspectives. Materials, 11(5), 840.

[896] Li, W., Ghazanfari, A., Leu, M. C., & Landers, R. G. (2017). Extrusion-on-demand methods for high solids loading ceramic paste in freeform extrusion fabrication. Virtual and Physical Prototyping, 12(3), 193-205.

[897] Cesarano, J. (1997, August). Robocasting: Direct fabrication of ceramics from colloidal suspensions. In Proceedings of solid freeform fabrication symposium (pp. 25-36).

[898] Li, Q., & Lewis, J. A. (2003). Nanoparticle inks for directed assembly of three-dimensional periodic structures. Advanced Materials, 15(19), 1639-1643.

[899] Xu, M., & Lewis, J. A. (2007). Phase behavior and rheological properties of polyamine-rich complexes for direct-write assembly. Langmuir, 23(25), 12752-12759.

[900] Huang, T., Mason, M. S., Hilmas, G. E., & Leu, M. C. (2006). Freeze-form extrusion fabrication of ceramic parts. Virtual and Physical Prototyping, 1(2), 93-100.

[901] R. Vaidyanathan, J. Walish, J.L. Lombardi, S. Kasichainula, P. Calvert, K.C. Cooper, (2000). The extrusion freeforming of functional ceramic prototypes, J. Mater. 52 (2000) 34–37. doi:10.1007/s11837-000- 0066-4.

[902] Ghazanfari, A., Li, W., Leu, M. C., & Hilmas, G. (2016). Novel Extrusion-Based Additive Manufacturing Process for Ceramic Parts. Solid Freeform Fabrication.

[903] Feilden, E. (2017). Additive manufacturing of ceramics and ceramic composites via robocasting.

[904] Smay, J. E., Gratson, G. M., Shepherd, R. F., Cesarano III, J., & Lewis, J. A. (2002). Directed colloidal assembly of 3D periodic structures. Advanced Materials, 14(18), 1279-1283.

[905] Valkenaers, H., Vogeler, F., Ferraris, E., Voet, A., & Kruth, J. P. (2013). A novel approach to additive manufacturing: screw extrusion 3D-printing. In Proceedings of the 10th International Conference on Multi-Material Micro Manufacture (pp. 235-238). Research Publishing; Singapore.

[906] Tseng, J. W., Liu, C. Y., Yen, Y. K., Belkner, J., Bremicker, T., Liu, B. H., ... & Wang, A. B. (2018). Screw extrusion-based additive manufacturing of PEEK. Materials & Design, 140, 209-221.

[907] Justino Netto, J. M., & Silveira, Z. D. C. (2018). Design of an innovative three-dimensional print head based on twin-screw extrusion. Journal of Mechanical Design, 140(12).

[908] Bellini, A., Shor, L., & Guceri, S. I. (2005). New developments in fused deposition modeling of ceramics. Rapid Prototyping Journal.

[909] Cruz, N., Santos, L., Vasco, J., & Barreiros, F. M. (2013, September). Binder system for fused deposition of metals. In Proceedings of the Euro PM2013, Congress & Exhibition, Gothenburg, Sweden (pp. 15-18).

[910] Bellini, A. (2002). Fused deposition of ceramics: a comprehensive experimental, analytical and computational study of material behavior, fabrication process and equipment design (Doctoral dissertation, Drexel University).

[911] Drescher, P.; Lieberwirth, C.; Seitz, H. (2014). Process and Installation for Manufacturing the Additive of Amorphous Crystalline and/or Semi-Crystalline Metal Components—Selective Amorphous Metal Extrusion (SAME). DE Patent 201410018080.

[912] Koslow, T. (2017). Pollen Introduces Pam: Their New Professional-Grade Multi-Material 3D Printer. Available online: https://3dprint.com/140595/pollen-pam-multi-material/

[913] Li, L., Tirado, A., Nlebedim, I. C., Rios, O., Post, B., Kunc, V., ... & Lograsso, T. A. (2016). Big area additive manufacturing of high performance bonded NdFeB magnets. Scientific reports, 6, 36212.

[914] Patil, H., Tiwari, R. V., & Repka, M. A. (2016). Hot-melt extrusion: from theory to application in pharmaceutical formulation. Aaps Pharmscitech, 17(1), 20-42.

[915] Creality3D Store. (2020). https://www.creality3dofficial.com/products/creality-ender-5-3d-printer

[916] Monoprice, Inc. (2020). https://www.monoprice.com/product?p_id=33820#specificationsTab

[917] Shenzhen Tenlog 3D Technology Co., Ltd. (2020). https://www.tenlog3d.com/

[918] ANYCUBIC 3D Printing. (2020). https://www.anycubic.com/products/anycubic-kossel-3d-printer

[919] Natural Robotics. (2020). https://natubots.com/delta-black-fdm/?lang=en

[920] Ultimaker BV. (2020). https://ultimaker.com/3d-printers/ultimaker-s5

[921] Fargo Additive Manufacturing Equipment 3D, LLC. (2020). https://www.lulzbot.com/store/printers/lulzbot-taz-pro

[922] Polar3D LLC. (2020). https://polar3d.com/

[923] Markforged (2020). https://markforged.com/3d-printers/metal-x

[924] Desktop Metal, Inc. (2020). https://www.desktopmetal.com/products/studio

[925] AIM3D GmbH. (2020). https://www.aim3d.de/en/products/exam-255/

[926] Pollen AM Inc. (2020). https://www.pollen.am/pam-series-mc/

[927] Tractacus 3D. (2020)., https://tractus3d.com/products/t3000

[928] Tronxy 3D Printer. (2020). https://www.tronxyonline.com/TRONXY-X5SA-Pro-3D-Printer-330-330-400mm-p51410.html

[929] Raise 3D Technologies, Inc. (2020). https://www.raise3d.com/products/pro2-3d-printer/

[930] Prusa Research. (2020). https://shop.prusa3d.com/en/3d-printers/181-original-prusa-i3-mk3s-3d-printer.html

[931] Dikshit, V., Nagalingam, A. P., Yap, Y. L., Sing, S. L., Yeong, W. Y., & Wei, J. (2017). Investigation of quasi-static indentation response of inkjet printed sandwich structures under various indenter geometries. Materials, 10(3), 290.

[932] Yap, Y. L., Lai, Y. M., Zhou, H. F., & Yeong, W. Y. (2014). Compressive strength of thin-walled cellular core by inkjet-based additive manufacturing.

[933] Yap, Y. L., Tan, Y. S. E., Tan, H. K. J., Peh, Z. K., Low, X. Y., Yeong, W. Y., ... & Laude, A. (2017). 3D printed bio-models for medical applications. Rapid Prototyping Journal.

[934] Yeong, W. Y., Chua, C. K., Leong, K. F., Chandrasekaran, M., & Lee, M. W. (2005). Development of scaffolds for tissue engineering using a 3D inkjet. In Virtual Modelling and Rapid Manufacturing: Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping Proc. 2nd Int. Conf. on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping, 28 Sep-1 Oct 2005, Leiria, Portugal (p. 115). CRC Press.

[935] Cazón, A., Morer, P., & Matey, L. (2014). PolyJet technology for product prototyping: Tensile strength and surface roughness properties. Proceedings

of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture, 228(12), 1664-1675.

[936] Ibrahim, D., Broilo, T. L., Heitz, C., de Oliveira, M. G., de Oliveira, H. W., Nobre, S. M. W., ... & Silva, D. N. (2009). Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet™ models in the reproduction of mandibular anatomy. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 37(3), 167-173.

[937] Yu, K., Ritchie, A., Mao, Y., Dunn, M. L., & Qi, H. J. (2015). Controlled sequential shape changing components by 3D printing of shape memory polymer multimaterials. Procedia Iutam, 12(1), 193-203.

[938] De Gans, B. J., Duineveld, P. C., & Schubert, U. S. (2004). Inkjet printing of polymers: state of the art and future developments. Advanced materials, 16(3), 203-213.

[939] Huber, J., Amgoune, A., & Mecking, S. (2008). Patterning of Polymers on a Substrate via Ink-Jet Printing of a Coordination Polymerization Catalyst. Advanced Materials, 20(10), 1978-1981.

[940] Kaydanova, T., Miedaner, A., Perkins, J. D., Curtis, C., Alleman, J. L., & Ginley, D. S. (2007). Direct-write inkjet printing for fabrication of barium strontium titanate-based tunable circuits. Thin Solid Films, 515(7-8), 3820-3824.

[941] Gallage, R., Matsuo, A., Fujiwara, T., Watanabe, T., Matsushita, N., & Yoshimura, M. (2008). On-Site Fabrication of Crystalline Cerium Oxide Films and Patterns by Ink-Jet Deposition Method at Moderate Temperatures. Journal of the American Ceramic Society, 91(7), 2083-2087.

[942] Chen, C. T., Chiu, C. L., Tseng, Z. F., & Chuang, C. T. (2008). Dynamic evolvement and formation of refractive microlenses self-assembled from evaporative polyurethane droplets. Sensors and Actuators A: Physical, 147(2), 369-377.

[943] Wallace, D. B. (2012). Manufacturing of Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS). Inkjet Technology for Digital Fabrication, 141.

[944] Hu, G., Kang, J., Ng, L. W., Zhu, X., Howe, R. C., Jones, C. G., ... & Hasan, T. (2018). Functional inks and printing of two-dimensional materials. Chemical Society Reviews, 47(9), 3265-3300.

[945] Yoo, J. H., & Park, Y. W. (2011). Experimental investigation of magnetostrictive DoD inkjet head for droplet formation. Current Applied Physics, 11(1), S353-S359.

[946] Low, L., Ramadan, S., Coolens, C., & Naguib, H. E. (2018). 3D printing complex lattice structures for permeable liver phantom fabrication. Bioprinting, 10, e00025.

[947] Liu, W., Song, H., & Huang, C. (2020). Maximizing mechanical properties and minimizing support material of PolyJet fabricated 3D lattice structures. Additive Manufacturing, 101257.

[948] Pugalendhi, A., Ranganathan, R., & Ganesan, S. (2020). Impact of process parameters on mechanical behaviour in multi-material jetting. Materials Today: Proceedings.

[949] Anderson, J., Wealleans, J., & Ray, J. (2018). Endodontic applications of 3D printing. International endodontic journal, 51(9), 1005-1018.

[950] Meisel, N., Gaynor, A., Williams, C., & Guest, J. (2013). Multiple-material topology optimization of compliant mechanisms created via polyjet 3d printing. In 24th Annual international solid freeform fabrication symposium an additive manufacturing conference (p. 28).

[951] Oh, Y., Bharambe, V., Mummareddy, B., Martin, J., McKnight, J., Abraham, M. A., ... & MacDonald, E. (2019). Microwave dielectric properties of zirconia fabricated using NanoParticle Jetting™. Additive Manufacturing, 27, 586-594.

[952] Sireesha, M., Lee, J., Kiran, A. S. K., Babu, V. J., Kee, B. B., & Ramakrishna, S. (2018). A review on additive manufacturing and its way into the oil and gas industry. RSC advances, 8(40), 22460-22468.

[953] Saxena, K. K., Das, R., & Calius, E. P. (2017). 3D printable multimaterial cellular auxetics with tunable stiffness. arXiv preprint arXiv:1707.04486.

[954] Strutt, J. W., & Rayleigh, L. (1878). On the instability of jets. Proc. London Math. Soc, 10(4).

[955] Rune, E. (1951). U.S. Patent No. 2,566,443. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[956] Le, H. P. (1998). Progress and trends in ink-jet printing technology. Journal of Imaging Science and Technology, 42(1), 49-62.

[957] Sweet, R. G. (1965). High frequency recording with electrostatically deflected ink jets. Review of scientific instruments, 36(2), 131-136.

[958] Sweet, R. G. (1971). U.S. Patent 3596275. Signal apparatus with fluid drop recorder.

[959] Buehner, W. L., Hill, J. D., Williams, T. H., & Woods, J. W. (1977). Application of ink jet technology to a word processing output printer. IBM Journal of research and development, 21(1), 2-9.

[960] Hellmuth, H. C., & Sven-Inge, S. (1968). U.S. Patent No. 3,416,153. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[961] Zoltan, S. I. (1972). U.S. Patent No. 3,683,212. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[962] Kyser, E. L., & Sears, S. B. (1976). U.S. Patent No. 3,946,398. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[963] The rapid prototyping patent museum. (2013). Basic technology. http://www.additive3d.com/ museum/mus_c.htm.

[964] Wohlers, T. (2001). Wohlers report 2004: Rapid prototyping & tooling state of the industry. Annual Worldwide Progress Report, Wohlers Associates, Fort Collins, Colorado.

[965] Additive 3D. (2020). Inkjet Polyjet Multijet Technolohies, https://additive3d.com/inkjet-polyjet-multijet-technologies/

[966] 3Faktur. (2020). Polyjet Printing Technology, https://3faktur.com/en/3d-printing-materials-technologies/polyjet-3d-printing-technology-overview/#1481032334093-9c9cb5b4-6e92

[967] Stratasys Ltd. (2016). Guide to Basic Post-Printing Processes for PolyJet 3D Models.

[968] Additive Manufacturing. (2020). AM 101: Multi Jet Fusion (MJF), https://www.additivemanufacturing.media/blog/post/am-101-multi-jet-fusion-mjf

[969] 3D Hubs. (2020). Material Jetting, https://www.3dhubs.com/knowledge-base/introduction-material-jetting-3d-printing/

[970] Oh, Y., Bharambe, V., Mummareddy, B., Martin, J., McKnight, J., Abraham, M. A., ... & MacDonald, E. (2019). Microwave dielectric properties of zirconia fabricated using NanoParticle Jetting™. Additive Manufacturing, 27, 586-594.

[971] Additive Manufacturing. (2020). AM 101: Nanoparticle Jetting. https://www.additivemanufacturing.media/blog/post/am-101-nanoparticle-jetting-npj

[972] Derby, B., & Reis, N. (2003). Inkjet printing of highly loaded particulate suspensions. MRS bulletin, 28(11), 815-818.

[973] Paton, A. D., & Kruse, J. M. (1995). U.S. Patent No. 5,463,416. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[974] Gao, F., & Sonin, A. A. (1994). Precise deposition of molten microdrops: the physics of digital microfabrication. Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical and Physical Sciences, 444(1922), 533-554.

[975] XJET 3D Printing Solutions. (2018). https://www.xjet3d.com/wp-content/uploads/2018/04/Xjet_Marketing_brochure_A82.pdf

[976] de Gans, B. J., Kazancioglu, E., Meyer, W., & Schubert, U. S. (2004). Ink-jet printing polymers and polymer libraries using micropipettes. Macromolecular Rapid Communications, 25(1), 292-296.

[977] Shimoda, T., Morii, K., Seki, S., & Kiguchi, H. (2003). Inkjet printing of light-emitting polymer displays. Mrs Bulletin, 28(11), 821-827.

[978] Reis, N., Seerden, K. A. M., Derby, B., Halloran, J. W., & Evans, J. R. G. (1998). Direct inkjet deposition of ceramic green bodies: II–jet behaviour and deposit formation. MRS Online Proceedings Library Archive, 542.

[979] 3D Systems professional printers. (2013). http://www.3dsystems.com/3d-printers/professional/overview.

[980] Leyden, R. N., & Hull, C. W. (1999). U.S. Patent No. 5,855,836. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[981] Calvert, P. (2001). Inkjet printing for materials and devices. Chemistry of materials, 13(10), 3299-3305.

[982] Xu, P., Ruatta, S. A., Schmidt, K. A., & Doan, V. A. (2008). U.S. Patent No. 7,399,796. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[983] Schmidt, K. A. (2005). U.S. Patent No. 6,841,116. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[984] Blazdell, P. F., Evans, J. R. G., Edirisinghe, M. J., Shaw, P. B. A. B., & Binstead, M. J. (1995). The computer aided manufacture of ceramics using multilayer jet printing. Journal of materials science letters, 14(22), 1562-1565.

[985] Xiang, Q. F., Evans, J. R. G., Edirisinghe, M. J., & Blazdell, P. F. (1997). Solid freeforming of ceramics using a drop-on-demand jet printer. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture, 211(3), 211-214.

[986] Zhao, X., Evans, J. R. G., Edirisinghe, M. J., & Song, J. H. (2003). Formulation of a ceramic ink for a wide-array drop-on-demand ink-jet printer. Ceramics International, 29(8), 887-892.

[987] Seerden, K. A., Reis, N., Evans, J. R., Grant, P. S., Halloran, J. W., & Derby, B. (2001). Ink-jet printing of wax-based alumina suspensions. Journal of the American Ceramic Society, 84(11), 2514-2520.

[988] Peymannia, M., Soleimani-Gorgani, A., Ghahari, M., & Jalili, M. (2015). The effect of different dispersants on the physical properties of nano CoAl2O4 ceramic ink-jet ink. Ceramics International, 41(7), 9115-9121.

[989] Seerden, K. A. M., Reis, N., Derby, B., Grant, P. S., Halloran, J. W., & Evans, J. R. G. (1998). Direct ink-jet deposition of ceramic green bodies: I-Formulation of build materials. MRS Online Proceedings Library Archive, 542.

[990] Reis, N., Seerden, K. A. M., Derby, B., Halloran, J. W., & Evans, J. R. G. (1998). Direct inkjet deposition of ceramic green bodies: II–jet behaviour and deposit formation. MRS Online Proceedings Library Archive, 542.

[991] Verwey, E. J. W., & Overbeek, J. T. G. (1955). Theory of the stability of lyophobic colloids. Journal of Colloid Science, 10(2), 224-225.

[992] Chen, Z., Ouyang, J., Liang, W., Yan, Z. C., Stadler, F., & Lao, C. (2018). Development and characterizations of novel aqueous-based LSCF suspensions for inkjet printing. Ceramics International, 44(11), 13381-13388.

[993] Fromm, J. E. (1984). Numerical calculation of the fluid dynamics of drop-on-demand jets. IBM Journal of Research and Development, 28(3), 322-333.

[994] Reis, N., & Derby, B. (2000). Ink jet deposition of ceramic suspensions: Modeling and experiments of droplet formation. In Materials Research Society Symposium Proceedings (Vol. 625, pp. 117-122). Warrendale, Pa.; Materials Research Society; 1999.

[995] Deegan, R. D., Bakajin, O., Dupont, T. F., Huber, G., Nagel, S. R., & Witten, T. A. (1997). Capillary flow as the cause of ring stains from dried liquid drops. Nature, 389(6653), 827-829.

[996] Majumder, M., Rendall, C. S., Eukel, J. A., Wang, J. Y., Behabtu, N., Pint, C. L., ... & Barron, A. R. (2012). Overcoming the “coffee-stain” effect by compositional Marangoni-flow-assisted drop-drying. The Journal of Physical Chemistry B, 116(22), 6536-6542.

[997] Dou, R., Wang, T., Guo, Y., & Derby, B. (2011). Ink-Jet Printing of Zirconia: Coffee Staining and Line Stability. Journal of the American Ceramic Society, 94(11), 3787-3792.

[998] Friederich, A., Binder, J. R., & Bauer, W. (2013). Rheological control of the coffee stain effect for inkjet printing of ceramics. Journal of the American Ceramic Society, 96(7), 2093-2099.

[999] Özkol, E., Wätjen, A. M., Bermejo, R., Deluca, M., Ebert, J., Danzer, R., & Telle, R. (2010). Mechanical characterisation of miniaturised direct inkjet printed 3Y-TZP specimens for microelectronic applications. Journal of the European Ceramic Society, 30(15), 3145-3152.

[1000] Bhatti, A. R., Mott, M., Evans, J. R. G., & Edirisinghe, M. J. (2001). PZT pillars for 1-3 composites prepared by ink-jet printing. Journal of materials science letters, 20(13), 1245-1248.

[1001] Lejeune, M., Chartier, T., Dossou-Yovo, C., & Noguera, R. (2009). Ink-jet printing of ceramic micro-pillar arrays. Journal of the European Ceramic Society, 29(5), 905-911.

[1002] Cappi, B., Özkol, E., Ebert, J., & Telle, R. (2008). Direct inkjet printing of Si3N4: characterization of ink, green bodies and microstructure. Journal of the European Ceramic Society, 28(13), 2625-2628.

[1003] Han, G. D., Neoh, K. C., Bae, K., Choi, H. J., Park, S. W., Son, J. W., & Shim, J. H. (2016). Fabrication of lanthanum strontium cobalt ferrite (LSCF) cathodes for high performance solid oxide fuel cells using a low price commercial inkjet printer. Journal of Power Sources, 306, 503-509.

[1004] Xiang, X. D., & Takeuchi, I. (2003). Combinatorial materials synthesis. CRC Press.

[1005] Zhang, B., Pei, X., Song, P., Sun, H., Li, H., Fan, Y., ... & Zhang, X. (2018). Porous bioceramics produced by inkjet 3D printing: effect of printing ink formulation on the ceramic macro and micro porous architectures control. Composites Part B: Engineering, 155, 112-121.

[1006] Hayes, D. J., Wallace, D. B., & Royall Cox, W. (1999). MicroJet printing of solder and polymers for multi-chip modules and chip-scale packages. In Proceedings-SPIE the International Society for Optical Engineering (pp. 242-247).

[1007] Liu, Q., & Orme, M. (2001). High precision solder droplet printing technology and the state-of-the-art. Journal of materials processing technology, 115(3), 271-283.

[1008] Lee, T. M., Kang, T. G., Yang, J. S., Jo, J., Kim, K. Y., Choi, B. O., & Kim, D. S. (2008). Drop-on-demand solder droplet jetting system for fabricating microstructure. IEEE Transactions on Electronics Packaging Manufacturing, 31(3), 202-210.

[1009] Cheng, S. X., Li, T., & Chandra, S. (2005). Producing molten metal droplets with a pneumatic droplet-on-demand generator. journal of materials processing technology, 159(3), 295-302.

[1010] Park, B. K., Kim, D., Jeong, S., Moon, J., & Kim, J. S. (2007). Direct writing of copper conductive patterns by ink-jet printing. Thin solid films, 515(19), 7706-7711.

[1011] Fuller, S. B., Wilhelm, E. J., & Jacobson, J. M. (2002). Ink-jet printed nanoparticle microelectromechanical systems. Journal of Microelectromechanical systems, 11(1), 54-60.

[1012] Sanchez-Romaguera, V., Madec, M. B., & Yeates, S. G. (2008). Inkjet printing of 3D metal–insulator–metal crossovers. Reactive and Functional Polymers, 68(6), 1052-1058.

[1013] Perelaer, J., Hendriks, C. E., Reinhold, I., Eckardt, R., Van Osch, T. H. J., & Schubert, U. S. (2008). Inkjet Printing of conductive silver tracks in high resolution and the (alternative) sintering thereof. In NIP & Digital Fabrication Conference (Vol. 2008, No. 2, pp. 697-701). Society for Imaging Science and Technology.

[1014] Orme, M. (1993). A novel technique of rapid solidification net-form materials synthesis. Journal of Materials Engineering and Performance, 2(3), 399-405.

[1015] Yamaguchi, K., Sakai, K., Yamanaka, T., & Hirayama, T. (2000). Generation of three-dimensional micro structure using metal jet. Precision Engineering, 24(1), 2-8.

[1016] Furbank, R. J., & Morris, J. F. (2004). An experimental study of particle effects on drop formation. Physics of Fluids, 16(5), 1777-1790.

[1017] Bechtel, S. E., Bogy, D. B., & Talke, F. E. (1981). Impact of a liquid drop against a flat surface. IBM Journal of Research and Development, 25(6), 963-971.

[1018] Thoroddsen, S. T., & Sakakibara, J. (1998). Evolution of the fingering pattern of an impacting drop. Physics of Fluids, 10(6), 1359-1374.

[1019] Attinger, D., Zhao, Z., & Poulikakos, D. (2000). An experimental study of molten microdroplet surface deposition and solidification: transient behavior and wetting angle dynamics. J. Heat Transfer, 122(3), 544-556.

[1020] Zhou, W., Loney, D., Degertekin, F. L., Rosen, D. W., & Fedorov, A. G. (2013). “What controls dynamics of droplet shape evolution upon impingement on a solid surface?”. AIChE Journal, 59(8), 3071-3082.

[1021] Bussmann, M., Chandra, S., & Mostaghimi, J. (2000). Modeling the splash of a droplet impacting a solid surface. Physics of fluids, 12(12), 3121-3132.

[1022] Schiaffino, S., & Sonin, A. A. (1997). Molten droplet deposition and solidification at low Weber numbers. Physics of fluids, 9(11), 3172-3187.

[1023] Orme, M., & Huang, C. (1997). Phase change manipulation for droplet-based solid freeform fabrication.

[1024] Sanders Jr, R. C., Forsyth, J. L., & Philbrook, K. F. (1996). U.S. Patent No. 5,506,607. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1025] Gothait, H. (2005). U.S. Patent No. 6,850,334. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1026] Thayer, J. S., Almquist, T. A., Merot, C. M., Bedal, B. J., Leyden, R. N., Denison, K., ... & Lockard, M. S. (2001). U.S. Patent No. 6,305,769. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1027] Bedal, B. J., & Bui, L. V. (2002). U.S. Patent No. 6,347,257. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1028] Sridhar, A., Blaudeck, T., & Baumann, R. R. (2011). Inkjet printing as a key enabling technology for printed electronics. Material Matters, 6(1), 12-15.

[1029] Zhou, Y., Xi, S., Huang, Y., Kong, M., Yang, Q., & Li, G. (2020). Preparation of near-spherical PA12 particles for selective laser sintering via Plateau-Rayleigh instability of molten fibers. Materials & Design, 190, 108578.

[1030] Tay, B. Y., Evans, J. R. G., & Edirisinghe, M. J. (2003). Solid freeform fabrication of ceramics. International Materials Reviews, 48(6), 341-370.

[1031] Derby, B. (2015). Additive manufacture of ceramics components by inkjet printing. Engineering 1: 113–123.

[1032] Martin, G. D., Hoath, S. D., & Hutchings, I. M. (2008, March). Inkjet printing-the physics of manipulating liquid jets and drops. In J. Phys.: Conf. Ser (Vol. 105, No. 1, p. 012001).

[1033] Hu, G., Kang, J., Ng, L. W., Zhu, X., Howe, R. C., Jones, C. G., ... & Hasan, T. (2018). Functional inks and printing of two-dimensional materials. Chemical Society Reviews, 47(9), 3265-3300.

[1034] Bogy, D. B., & Talke, F. E. (1984). Experimental and theoretical study of wave propagation phenomena in drop-on-demand ink jet devices. IBM Journal of research and development, 28(3), 314-321.

[1035] Antohe, B. V., & Wallace, D. B. (1999). The determination of the speed of sound in liquids using acoustic resonance in piezoelectric tubes. Measurement Science and Technology, 10(11), 994.

[1036] Tijdeman, H. (1975). On the propagation of sound waves in cylindrical tubes. Journal of Sound and Vibration, 39(1), 1-33.

[1037] Wassink, M. G., Bosch, N. J. M., Bosgra, O. H., & Koekebakker, S. (2005, August). Enabling higher jet frequencies for an inkjet printhead using iterative learning control. In Proceedings of 2005 IEEE Conference on Control Applications, 2005. CCA 2005. (pp. 791-796). IEEE.

[1038] Brakke, K. A. (2007). Theoretical analysis of jetting and ink filling processes for TFT LCD colour filters. In Proceedings of the 10th Asian Symposium on Information Display.

[1039] Le, H. P. (1998). Progress and trends in ink-jet printing technology. Journal of Imaging Science and Technology, 42(1), 49-62.

[1040] Orlando, D., & Cariffe, A. (1993). Better resolution with inkjet plotters. Machine Design, 65(17), 90-91.

[1041] Rose, E. (2016). Printing world and history. IJ Basic Training RKC London Office.

[1042] Meng, Z., Zhang, H., Zhu, M., Wei, X., Cao, J., Murtaza, I., ... & Xu, J. (2020). Lead Zirconate Titanate (a piezoelectric ceramic)-Based thermal and tactile bimodal organic transistor sensors. Organic Electronics, 105673.

[1043] Stratasys Ltd. (2020). www.stratasys.com/3d-printers/objet

[1044] 3D Systems, Inc. (2020)., https://www.3dsystems.com/3d-printers/plastic

[1045] XJET 3D Printing Solutions. (2020) https://xjet3d.com/wp-content/uploads/2018/12/Carmel-700-New-Specs..pdf

[1046] XJET 3D Printing Solutions. (2020)., https://xjet3d.com/wp-content/uploads/2018/12/Carmel-1400-Ceramics-print.pdf

[1047] Redwood, B. (2017). 'Additive Manufacturing Technologies: An Overview', 3D HUBS. Viitattu, 25, 2017.

[1048] Additive Manufacturing Research Group. (2017). About Additive Manufacturing. http://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/

[1049] Prodways Technologies. (2020). https://www.solidscape.com/

[1050] Sachs, E., Cima, M., Williams, P., Brancazio, D., & Cornie, J. (1992). Three dimensional printing: rapid tooling and prototypes directly from a CAD model.

[1051] Surmen, H. K. (2019). Eklemeli İmalat (3B): Teknolojiler ve Uygulamalar, Uludağ Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi Dergisi, Cilt 24, Sayı 2

[1052] Nguyen, N. T., Huang, X., & Chuan, T. K. (2002). MEMS-micropumps: a review. J. Fluids Eng., 124(2), 384-392.

[1053] Caffrey, T., & Wohlers, T. (2015). Additive manufacturing state of the industry. Manuf Eng, 154, 67-78.

[1054] Wander, J. M., & Garard, R. S. (2003). "Curing" Low Yields in Photonics Assembly-Microwaves safely and reliably cure adhesives used to bond optical fibers to components. Assembly-Radnor, 46(11), 61-63.

[1055] Bai, Y., & Williams, C. B. (2015). An exploration of binder jetting of copper. Rapid Prototyping Journal.

[1056] Gonzalez, J. A., Mireles, J., Lin, Y., & Wicker, R. B. (2016). Characterization of ceramic components fabricated using binder jetting additive manufacturing technology. Ceramics International, 42(9), 10559-10564.http://dx.doi.org/100.1016/j.ceramint.2016.03.079

[1057] Farzadi, A., Solati-Hashjin, M., Asadi-Eydivand, M., & Osman, N. A. A. (2014). Effect of layer thickness and printing orientation on mechanical properties

and dimensional accuracy of 3D printed porous samples for bonetissue engineering. PloS one, 9(9), e108252.

[1058] Gaytan, S. M., Cadena, M. A., Karim, H., Delfin, D., Lin, Y., Espalin, D., ... & Wicker, R. B. (2015). Fabrication of barium titanate by binder jetting additive manufacturing technology. Ceramics International, 41(5),6610-6619.

[1059] Ziaee, M., Tridas, E. M., & Crane, N. B. (2017). Binder-jet printing of fine stainless steel powder with varied final density. Jom, 69(3), 592-596.

[1060] Baker, P. R. (1997). Three dimensional printing with fine metal powders (Doctoral dissertation, Massachusetts Institute of Technology).

[1061] Kinoshita, T., & Shima, S. (1995). Quasi-Static Simulation of Powder Packing Behavior by Particulate Modeling: 1st Report, Two-Dimensional Calculation. Trans. Jpn. Soc. Mech. Eng., Series A, 61(586), 1331-1336.

[1062] Miyanaji, H., Momenzadeh, N., & Yang, L. (2019). Effect of powder characteristics on parts fabricated via binder jetting process. Rapid Prototyping Journal.

[1063] Romagnoli, M., & Bondioli, F. (2004). POWDER FLOWABILITY CHARACTERISING TECHNIQUES. American Ceramic Society Bulletin.

[1064] Seluga, K. J. (2001). Three dimensional printing by vector printing of fine metal powders (Doctoral dissertation, Massachusetts Institute of Technology).

[1065] Li, L. G., Zhuo, H. X., Zhu, J., & Kwan, A. K. H. (2019). Packing density of mortar containing polypropylene, carbon or basalt fibres under dry and wet conditions. Powder Technology, 342, 433-440.

[1066] Butscher, A., Bohner, M., Roth, C., Ernstberger, A., Heuberger, R., Doebelin, N., ... & Müller, R. (2012). Printability of calcium phosphate powders for three-dimensional printing of tissue engineering scaffolds. Actabiomaterialia, 8(1), 373-385.

[1067] Amado, A., Schmid, M., Levy, G., & Wegener, K. (2011). Advances in SLS powder characterization. Group, 7(10), 12.

[1068] Rogren, P. E. (2017). U.S. Patent No. 9,604.411 B2. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1069] Cao, S., Qiu, Y., Wei, X. F., & Zhang, H. H. (2015). Experimental and theoretical investigation on ultra-thin powder layering in three dimensional printing (3DP) by a novel double-smoothing mechanism. Journal of Materials Processing Technology, 220, 231-242.

[1070] Du, W., Ren, X., Chen, Y., Ma, C., Radovic, M., & Pei, Z. (2018, June). Model guided mixing of ceramic powders with graded particle sizes in binder jetting additive manufacturing. In International Manufacturing Science and Engineering Conference (Vol. 51357, p. V001T01A014). American Society of Mechanical Engineers.

[1071] Furans, C.C. (1931). Ind. Eng. Chem. 23, 1052

[1072] Gregorski, S.J. (1996). High Green Density Metal Parts by Vibrationl Compaction of Dry Powder in the Three Dimensional Printing Process PhD, Mechanical Engineering, MIT, US.

[1073] Li, E. K. H., & Funkenbusch, P. D. (1992). Experimental size ratio and compositional effects on the packing and hot isostatic pressing of spherical powders. Materials Science and Engineering: A, 157(2), 217-224.

[1074] Epstein, N., & Young, M. J. (1962). Random loose packing of binary mixtures of spheres. Nature, 196(4857), 885-886.

[1075] Visscher, W. M., & Bolsterli, M. (1972). Random packing of equal and unequal spheres in two and three dimensions. Nature, 239(5374), 504-507.

[1076] Ye, X., Li, Y., Ai, Y., & Nie, Y. (2018). Novel powder packing theory with bimodal particle size distribution-application in superalloy. Advanced Powder Technology, 29(9), 2280-2287.

[1077] Liu, J., & Ryneson, M. L. (2004). U.S. Patent No. 6,746,506. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1078] Behjani, M. A., Hassanpour, A., Ghadiri, M., & Bayly, A. (2017). Numerical analysis of the effect of particle shape and adhesion on the segregation of powder mixtures. In EPJ Web of Conferences (Vol. 140, p. 06024). EDP Sciences.

[1079] Esnault, V., Michrafy, A., Heitzmann, D., Michrafy, M., & Oulahna, D. (2015). Processing fine powders by roll press. Powder Technology, 270, 484-489.

[1080] Parteli, E. J., & Pöschel, T. (2016). Particle-based simulation of powder application in additive manufacturing. Powder Technology, 288, 96-102.

[1081] Ding, L., Xiang, D. P., Li, Y. Y., Li, C., & Li, J. B. (2012). Effects of sintering temperature on fine-grained tungsten heavy alloy produced by high-energy ball milling assisted spark plasma sintering. International Journal of Refractory Metals and Hard Materials, 33, 65-69.

[1082] Cima, M. J., Yoo, J., Khanuja, S., Rynerson, M., Nammour, D., Giritlioglu, B., ... & Sachs, E. M. (1995). Structural ceramic components by 3D printing. In 1995 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[1083] Hotza, D., & Greil, P. (1995). Aqueous tape casting of ceramic powders. Materials Science and Engineering: A, 202(1-2), 206-217.

[1084] Cima, M. J., Oilveira, M., Wang, H. R., Sachs, E., & Holman, R. (2001). Slurry-based 3DP and fine ceramic components. In 2001 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[1085] Aksay, I., Schilling, C., Mangels, J.A., Messing, G.L. (1984). Forming of Ceramics, Am. Ceram. Soc., Columbus, pp. 85–93.

[1086] Petri, K. L., & Smith, A. E. (1996, May). A hierarchical fuzzy model for predicting casting time in a slip-casting process. In Proceedings of the Fifth Industrial Engineering Research Conference (pp. 217-222).

[1087] Mori, T., Yamada, T., Tanaka, T., Katagiri, A., Tsubaki, J. (2006). Effects of slurry properties on the crack formation in ceramic green sheets during drying, J. Ceram. Soc Jpn.114 (10)

[1088] Saxton, P. C. (1999). Reducing powder bed layer defects in slurry-based three dimensional printing (Doctoral dissertation, Massachusetts Institute of Technology).

[1089] DeBear, B. N. (1999). Slurry deposition of high quality layers for 3D printing (Doctoral dissertation, Massachusetts Institute of Technology).

[1090] Jurisch, M., Studnitzky, T., Andersen, O., & Kieback, B. (2015). 3D screen printing for the fabrication of small intricate Ti-6Al-4V parts. Powder Metallurgy, 58(5), 339-343.

[1091] Sachs, E. M., Cima, M. J., Caradonna, M. A., Grau, J., Serdy, J. G., Saxton, P. C., ... & Moon, J. (2003). U.S. Patent No. 6,596,224. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1092] Grau, J., Moon, J., Uhland, S., Cima, M., & Sachs, E. (1997). High green density ceramic components fabricated by the slurry-based 3DP process. In 1997 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[1093] Wang, H. R., Cima, M. J., Kernan, B. D., & Sachs, E. M. (2004). Alumina-doped silica gradient-index (GRIN) lenses by slurry-based three-dimensional printing (S-3DP™). Journal of non-crystalline solids, 349, 360-367.

[1094] Manogharan, G., Kioko, M., & Linkous, C. (2015). Binder jetting: a novel solid oxide fuel-cell fabrication process and evaluation. Jom, 67(3), 660-667.

[1095] Kernan, B. D., Sachs, E. M., Oliveria, M. A., & Cima, M. J. (2003). Three Dimensional Printing of Tungsten Carbide-Cobalt Using a Cobalt Oxide Precursor 616. In 2003 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[1096] Holman, R. K., Uhland, S. A., Cima, M. J., & Sachs, E. (2002). Surface adsorption effects in the inkjet printing of an aqueous polymer solution on a porous oxide ceramic substrate. Journal of Colloid and Interface Science, 247(2),266-274

[1097] Mistler, R. E., & Twiname, E. R. (2000). Tape casting: theory and practice. American ceramic society.

[1098] Mistler, R. E. (1995). The principles of tape casting and tape casting applications. In Ceramic Processing (pp. 147-173). Springer, Dordrecht.

[1099] Jabbari, M., Bulatova, R., Tok, A. I. Y., Bahl, C. R. H., Mitsoulis, E., & Hattel, J. H. (2016). Ceramic tape casting: a review of current methods and trends with emphasis on rheological behaviour and flow analysis. Materials Science and Engineering: B, 212, 39-61.

[1100] Bredt, J.F. (1995). Binder Stability and Powder/Binder Interaction in Three Dimensional Printing, PhD, MIT, US.

[1101] Utela, B., Storti, D., Anderson, R., & Ganter, M. (2008). A review of process development steps for new material systems in three dimensional printing (3DP). Journal of Manufacturing Processes, 10(2), 96-104.

[1102] Bredt, J. F., Anderson, T. C., & Russell, D. B. (2002). U.S. Patent No. 6,416,850. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1103] Salehi, M., Maleksaeedi, S., Nai, S. M. L., Meenashisundaram, G. K., Goh, M. H., & Gupta, M. (2019). A paradigm shift towards compositionally zero-sum binderless 3D printing of magnesium alloys via capillary-mediated bridging. Acta Materialia, 165, 294-306.

[1104] Nachum, S., Vogt, J., & Raether, F. (2016). Additive manufacturing of ceramics: Stereolithography versus binder jetting. In CFI Ceram. Forum Int (Vol. 93, pp. E27-E33).

[1105] Lee, W. H., Kim, D. S., Kim, J. S., & Lee, M. C. (2006). A study on reduction of processing time and improvement of strength by using photopolymer resin in the 3DP process. In Key Engineering Materials (Vol. 326, pp. 151-154). Trans Tech Publications Ltd.

[1106] De Gans, B. J., Duineveld, P. C., & Schubert, U. S. (2004). Inkjet printing of polymers: state of the art and future developments. Advanced materials, 16(3), 203-213.

[1107] Cima, M., Sachs, E., Fan, T., Bredt, J. F., Michaels, S. P., Khanuja, S., ... & Tuerck, H. (1995). U.S. Patent No. 5,387,380. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1108] Feenstra, F. K. (2005). U.S. Patent No. 6,955,776. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1109] Moon, J., Grau, J. E., Knezevic, V., Cima, M. J., & Sachs, E. M. (2002). Ink-jet printing of binders for ceramic components. Journal of the American Ceramic Society, 85(4), 755-762.

[1110] Sachs, E. M., Hadjiloucas, C., Allen, S., & Yoo, H. J. (2003). U.S. Patent No. 6,508,980. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1111] Kim, H.U.S.S., Koski, J.A., Wu, B.M., Cima, M.J., Sohn, J., Mukai, L.G.G.K., Vacanti J.P. (1998). Article 228, Surg. (1). 8-12

[1112] Suwanprateeb, J., & Chumnanklang, R. (2006). Three-dimensional printing of porous polyethylene structure using water-based binders. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of the Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 78(1), 138-145.

[1113] Bai, J. G., Creehan, K. D., & Kuhn, H. A. (2007). Inkjet printable nanosilver suspensions for enhanced sintering quality in rapid manufacturing. Nanotechnology, 18(18), 185701.

[1114] Bai, Y., & Williams, C. B. (2018). The effect of inkjetted nanoparticles on metal part properties in binder jetting additive manufacturing. Nanotechnology, 29(39), 395706.

[1115] Meisel, N. A., Williams, C. B., & Druschitz, A. (2012, January). Lightweight metal cellular structures via indirect 3D printing and casting. In Proceedings of the international solid freeform fabrication symposium (pp. 162-176).

[1116] Snelling, D., Williams, C., & Druschitz, A. (2014, August). A comparison of binder burnout and mechanical characteristics of printed and chemically bonded sand molds. In SFF Symp (pp. 197-209).

[1117] Acharya, S. G., Vadher, J. A., & Kanjariya, P. V. (2016). Identification and quantification of gases releasing from furan no bake binder. Archives of Foundry Engineering, 16.

[1118] Butscher, A., Bohner, M., Doebelin, N., Galea, L., Loeffel, O., & Müller, R. (2013). Moisture based three-dimensional printing of calcium phosphate structures for scaffold engineering. Acta biomaterialia, 9(2), 5369-5378.

[1119] Utela, B. R., Storti, D., Anderson, R. L., & Ganter, M. (2010). Development process for custom three-dimensional printing (3DP) material systems. Journal of manufacturing science and engineering, 132(1).

[1120] Lu, K., & Reynolds, W. T. (2008). 3DP process for fine mesh structure printing. Powder technology, 187(1), 11-18.

[1121] Bredt, J. F., Clark, S., & Gilchrist, G. (2006). U.S. Patent No. 7,087,109. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1122] Simchi, A. (2004). The role of particle size on the laser sintering of iron powder. Metallurgical and Materials Transactions B, 35(5), 937-948.

[1123] Zhang, W., Melcher, R., Travitzky, N., Bordia, R. K., & Greil, P. (2009). Three-dimensional printing of complex-shaped alumina/glass composites. Advanced Engineering Materials, 11(12), 1039-1043.

[1124] Mostafaei, A., Toman, J., Stevens, E. L., Hughes, E. T., Krimer, Y. L., & Chmielus, M. (2017). Microstructural evolution and mechanical properties of differently heat-treated binder jet printed samples from gas-and water-atomized alloy 625 powders. Acta Materialia, 124, 280-289.

[1125] Cooke, A., & Slotwinski, J. (2012). Properties of metal powders for additive manufacturing: a review of the state of the art of metal powder property testing (p. 7873). US Department of Commerce, National Institute of Standards and Technology.

[1126] Elliott, A. M., Nandwana, P., Siddel, D. H., & Compton, B. (2016). A method for measuring powder bed density in binder jet additive manufacturing process and the powder feedstock characteristics influencing the powder bed density. Oak Ridge National Lab.(ORNL), Oak Ridge, TN (United States). High Temperature Materials Lab.(HTML); Oak Ridge National Lab.(ORNL), Oak Ridge, TN (United States). Manufacturing Demonstration Facility (MDF).

[1127] Doyle, M., Agarwal, K., Sealy, W., & Schull, K. (2015). Effect of layer thickness and orientation on mechanical behavior of binder jet stainless steel 420+ bronze parts. Procedia Manufacturing, 1, 251-262.

[1128] Miyanaji, H., Zhang, S., Lassell, A., Zandinejad, A., & Yang, L. (2016). Process development of porcelain ceramic material with binder jetting process for dental applications. Jom, 68(3), 831-841.

[1129] Chen, H., & Zhao, Y. F. (2016). Process parameters optimization for improving surface quality and manufacturing accuracy of binder jetting additive manufacturing process. Rapid Prototyping Journal.

[1130] Fayazfar, H., Salarian, M., Rogalsky, A., Sarker, D., Russo, P., Paserin, V., & Toyserkani, E. (2018). A critical review of powder-based additive manufacturing of ferrous alloys: Process parameters, microstructure and mechanical properties. Materials & Design, 144, 98-128.

[1131] Jimenez, E. M., Ding, D., Su, L., Joshi, A. R., Singh, A., Reeja-Jayan, B., & Beuth, J. (2019). Parametric analysis to quantify process input influence on the printed densities of binder jetted alumina ceramics. Additive Manufacturing, 30, 100864.

[1132] Pruitt, B. L. (1991). The design of an automated powder deposition system for a three-dimensional printing machine (Doctoral dissertation, Massachusetts Institute of Technology).

[1133] Shrestha, S., & Manogharan, G. (2017). Optimization of binder jetting using Taguchi method. Jom, 69(3), 491-497.

[1134] Parteli, E. J., & Pöschel, T. (2016). Particle-based simulation of powder application in additive manufacturing. Powder Technology, 288, 96-102.

[1135] Miyanaji, H., Momenzadeh, N., & Yang, L. (2018). Effect of printing speed on quality of printed parts in Binder Jetting Process. Additive Manufacturing, 20, 1-10.

[1136] Miyanaji, H., Orth, M., Akbar, J. M., & Yang, L. (2018). Process development for green part printing using binder jetting additive manufacturing. Frontiers of Mechanical Engineering, 13(4), 504-512.

[1137] Lu, K., & Reynolds, W. T. (2008). 3DP process for fine mesh structure printing. Powder technology, 187(1), 11-18.

[1138] Vaezi, M., & Chua, C. K. (2011). Effects of layer thickness and binder saturation level parameters on 3D printing process. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 53(1-4), 275-284.

[1139] Miyanaji, H., Zhang, S., Lassell, A., Zandinejad, A., & Yang, L. (2016). Process development of porcelain ceramic material with binder jetting process for dental applications. Jom, 68(3), 831-841.

[1140] Miyanaji, H., Zhang, S., Lassell, A., Zandinejad, A. A., & Yang, L. (2016). Optimal process parameters for 3D printing of porcelain structures. Procedia Manufacturing, 5, 870-887.

[1141] Salehi, M., Gupta, M., Maleksaeedi, S., & Sharon, N. M. L. (2018, January). Inkjet based 3D additive manufacturing of metals. Materials Research Forum LLC.

[1142] Vlasea, M., Pilliar, R., & Toyserkani, E. (2015). Control of structural and mechanical properties in bioceramic bone substitutes via additive manufacturing layer stacking orientation. Additive Manufacturing, 6, 30-38.

[1143] Shanjani, Y., Hu, Y., Pilliar, R. M., & Toyserkani, E. (2011). Mechanical characteristics of solid-freeform-fabricated porous calcium polyphosphate structures with oriented stacked layers. Acta biomaterialia, 7(4), 1788-1796.

[1144] Asadi-Eydivand, M., Solati-Hashjin, M., Farzad, A., & Osman, N. A. A. (2016). Effect of technical parameters on porous structure and strength of 3D printed calcium sulfate prototypes. Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 37, 57-67.

[1145] Castilho, M., Dias, M., Gbureck, U., Groll, J., Fernandes, P., Pires, I., ... & Vorndran, E. (2013). Fabrication of computationally designed scaffolds by low temperature 3D printing. Biofabrication, 5(3), 035012.

[1146] Gardan, J. (2017). Method for characterization and enhancement of 3D printing by binder jetting applied to the textures quality. Assembly Automation.

[1147] Myers, K., Paterson, A., Iizuka, T., & Klein, A. The Effect of Print Speed on Surface Roughness and Density Uniformity of Parts Produced Using Binder Jet 3D Printing.

[1148] Li, S. J., & Cao, S. (2012). Print Parameters Influence on Parts' Quality and Calibration with 3DP-Part I: Print Parameters Influence on Parts' Surface Topography. In Advanced Materials Research (Vol. 399, pp. 1639-1645). Trans Tech Publications Ltd.

[1149] Cox, S. C., Thornby, J. A., Gibbons, G. J., Williams, M. A., & Mallick, K. K. (2015). 3D printing of porous hydroxyapatite scaffolds intended for use in bone tissue engineering applications. Materials Science and Engineering: C, 47, 237-247.

[1150] Oh, J. W., Nahm, S., Kim, B., & Choi, H. (2019). Anisotropy in green Body bending strength due to additive direction in the Binder-Jetting additive manufacturing process. Korean Journal of Metals and Materials, 57(4), 227-235.

[1151] Nandwana, P., Elliott, A. M., Siddel, D., Merriman, A., Peter, W. H., & Babu, S. S. (2017). Powder bed binder jet 3D printing of Inconel 718: Densification, microstructural evolution and challenges☆. Current Opinion in Solid State and Materials Science, 21(4), 207-218.

[1152] Turker, M., Godlinski, D., & Petzoldt, F. (2008). Effect of production parameters on the properties of IN 718 superalloy by three-dimensional printing. Materials characterization, 59(12), 1728-1735.

[1153] Mostafaei, A., Stevens, E. L., Hughes, E. T., Biery, S. D., Hilla, C., & Chmielus, M. (2016). Powder bed binder jet printed alloy 625: Densification, microstructure and mechanical properties. Materials & Design, 108, 126-135.

[1154] Mostafaei, A., Behnamian, Y., Krimer, Y. L., Stevens, E. L., Luo, J. L., & Chmielus, M. (2016). Effect of solutionizing and aging on the microstructure and mechanical properties of powder bed binder jet printed nickel-based superalloy 625. Materials & Design, 111, 482-491.

[1155] Bai, Y., & Williams, C. B. (2015). An exploration of binder jetting of copper. Rapid Prototyping Journal.

[1156] Kumar, A., Bai, Y., Eklund, A., & Williams, C. B. (2017). Effects of hot isostatic pressing on copper parts fabricated via binder jetting. Procedia Manufacturing, 10, 935-944.

[1157] Wiria, F. E., Shyan, J. Y. M., Lim, P. N., Wen, F. G. C., Yeo, J. F., & Cao, T. (2010). Printing of titanium implant prototype. Materials & Design, 31, S101-S105.

[1158] Polozov, I., Sufiiarov, V., & Shamshurin, A. (2019). Synthesis of titanium orthorhombic alloy using binder jetting additive manufacturing. Materials Letters, 243, 88-91.

[1159] Stevens, E., Schloder, S., Bono, E., Schmidt, D., & Chmielus, M. (2018). Density variation in binder jetting 3D-printed and sintered Ti-6Al-4V. Additive Manufacturing, 22, 746-752.

[1160] Simchi, A., Dourandish, M., & Godlinski, D. (2008). Rapid manufacturing of Co-Cr-Mo implants by three-dimentional printing process for orthopedic applications. Iranian Journal of Pharmaceutical Sciences, 4(1), 31-36.

[1161] Mostafaei, A., De Vecchis, P. R., Buckenmeyer, M. J., Wasule, S. R., Brown, B. N., & Chmielus, M. (2019). Microstructural evolution and resulting properties of differently sintered and heat-treated binder-jet 3D-printed Stellite 6. Materials Science and Engineering: C, 102, 276-288.

[1162] Sufiiarov, V., Polozov, I., Kantykov, A., & Khaidorov, A. (2020). Binder jetting additive manufacturing of 420 stainless steel: Densification during sintering and effect of heat treatment on microstructure and hardness. Materials Today: Proceedings.

[1163] Vangapally, S., Agarwal, K., Sheldon, A., & Cai, S. (2017). Effect of lattice design and process parameters on dimensional and mechanical properties of binder jet additively manufactured stainless steel 316 for bone scaffolds. Procedia Manufacturing, 10, 750-759.

[1164] Díaz-Moreno, C. A., Lin, Y., Hurtado-Macías, A., Espalin, D., Terrazas, C. A., Murr, L. E., & Wicker, R. B. (2019). Binder jetting additive manufacturing of aluminum nitride components. Ceramics International, 45(11), 13620-13627.

[1165] Moghadasi, M., Du, W., Li, M., Pei, Z., & Ma, C. (2020). Ceramic binder jetting additive manufacturing: Effects of particle size on feedstock powder and final part properties. Ceramics International.

[1166] Castilho, M., Dias, M., Gbureck, U., Groll, J., Fernandes, P., Pires, I., ... & Vorndran, E. (2013). Fabrication of computationally designed scaffolds by low temperature 3D printing. Biofabrication, 5(3), 035012.

[1167] Tarafder, S., Balla, V. K., Davies, N. M., Bandyopadhyay, A., & Bose, S. (2013). Microwave-sintered 3D printed tricalcium phosphate scaffolds for bone tissue engineering. Journal of tissue engineering and regenerative medicine, 7(8), 631-641.

[1168] Zhang, S., Miyanaji, H., Yang, L., Ali, A., & Dilip, J. J. S. (2014). An experimental study of ceramic dental porcelain materials using a 3D print (3DP) process. In Proceeding of Solid Freeform Fabrication (SFF) Symposium (pp. 991-1011).

[1169] Asadi-Eydivand, M., Solati-Hashjin, M., Shafiei, S. S., Mohammadi, S., Hafezi, M., & Abu Osman, N. A. (2016). Structure, properties, and in vitro behavior of heat-treated calcium sulfate scaffolds fabricated by 3D printing. PloS one, 11(3), e0151216.

[1170] Zhao, H., Ye, C., Xiong, S., Fan, Z., & Zhao, L. (2020). Fabricating an effective calcium zirconate layer over the calcia grains via binder-jet 3D-printing for improving the properties of calcia ceramic cores. Additive Manufacturing, 32, 101025.

[1171] Astm, I. S. O. (2015). ASTM52900-15 Standard Terminology for Additive Manufacturing—General Principles—Terminology. ASTM International, West Conshohocken, PA, 3(4), 5.

[1172] Cawley, J. D., Heuer, A. H., Newman, W. S., & Mathewson, B. B. (1996). Computer-aided manufacturing of laminated engineering materials. American Ceramic Society Bulletin, 75(5).

[1173] Feygin, M., & Hsieh, B. (1991). Laminated object manufacturing (LOM): a simpler process. In 1991 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[1174] Sriraman, M. R., Babu, S. S., & Short, M. (2010). Bonding characteristics during very high power ultrasonic additive manufacturing of copper. Scripta Materialia, 62(8), 560-563.

[1175] Kong, C. Y., Soar, R. C., & Dickens, P. M. (2004). Optimum process parameters for ultrasonic consolidation of 3003 aluminium. Journal of materials processing technology, 146(2), 181-187.

[1176] Mekonnen, B. G., Bright, G., & Walker, A. (2016). A study on state of the art technology of laminated object manufacturing (LOM). In CAD/CAM, Robotics and Factories of the Future (pp. 207-216). Springer, New Delhi.

[1177] Wimpenny, D. I., Bryden, B., & Pashby, I. R. (2003). Rapid laminated tooling. Journal of materials processing technology, 138(1-3), 214-218.

[1178] Burns, M., Hayworth, K. J., & Thomas, C. L. (1996). Offset® Fabbing. In Solid Freeform Fabrication Symposium.

[1179] Ennex. (2020). http://www.ennex.com/fab/Offset/

[1180] Bournias-Varotsis, A., Friel, R. J., Harris, R. A., & Engstrøm, D. S. (2018). Ultrasonic Additive Manufacturing as a form-then-bond process for

embedding electronic circuitry into a metal matrix. Journal of Manufacturing Processes, 32, 664-675.

[1181] Molitch-Hou, M. (2018). Overview of additive manufacturing process. In Additive Manufacturing (pp. 1-38). Butterworth-Heinemann.

[1182] Feygin, M., & Pak, S. S. (1999). U.S. Patent No. 5,876,550. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1183] Chua, C. K., Leong, K. F., & Lim, C. S. (2010). Rapid prototyping: principles and applications (with companion CD-ROM). World Scientific Publishing Company.

[1184] Wu, Z. Z., Wu, X. Y., Xu, B., Guo, D. J., Tang, Y., & Diao, D. F. (2019). Reverse-polarity PMEDM using self-welding bundled 3D-laminated microelectrodes. Journal of Materials Processing Technology, 273, 116261.

[1185] Rapid Technology' (RT). (2018). www.rtejournal.de/archiv/index_html/filme.

[1186] Paul, B. K., & Voorakarnam, V. (2001). Effect of layer thickness and orientation angle on surface roughness in laminated object manufacturing. Journal of manufacturing processes, 3(2), 94-101.

[1187] Gebhardt, A., & Hötter, J. S. (2016). 3-Machines for Rapid Prototyping, Direct Tooling, and Direct Manufacturing. Additive Manufacturing: Hanser, 93-290.

[1188] Dai, K. R., Yan, M. N., Zhu, Z. A., & Sun, Y. H. (2007). Computer-aided custom-made hemipelvic prosthesis used in extensive pelvic lesions. The Journal of arthroplasty, 22(7), 981-986.

[1189] Yi, S., Liu, F., Zhang, J., & Xiong, S. (2004). Study of the key technologies of LOM for functional metal parts. Journal of materials processing technology, 150(1-2), 175-181.

[1190] Mueller, B., & Kochan, D. (1999). Laminated object manufacturing for rapid tooling and patternmaking in foundry industry. Computers in Industry, 39(1), 47-53.

[1191] Zhang, Y., He, X., Han, J., & Du, S. (1999). Ceramic green tape extrusion for laminated object manufacturing. Materials Letters, 40(6), 275-279.

[1192] Zimmermann. (2019). https://www.f-zimmermann.com/us/

[1193] Mecanumeric. (2020). Charlyrobot, A Mecanumeric Brand, https://www.mecanumeric.com/5-4/company/charlyrobot-a-mecanumeric-brand/

[1194] Luo, X., & Frank, M. C. (2010). A layer thickness algorithm for additive/subtractive rapid pattern manufacturing. Rapid Prototyping Journal.

[1195] Park, J., Tari, M. J., & Hahn, H. T. (2000). Characterization of the laminated object manufacturing (LOM) process. Rapid Prototyping Journal.

[1196] Nguyen, N. T., Wereley, S. T., & Shaegh, S. A. M. (2019). Fundamentals and applications of microfluidics. Artech house.

[1197] Chang, K. H. (2013). Product manufacturing and cost estimating using CAD/CAE: the computer aided engineering design series. Academic Press.

[1198] Schindler, K., & Roosen, A. (2009). Manufacture of 3D structures by cold low pressure lamination of ceramic green tapes. Journal of the European Ceramic Society, 29(5), 899-904.

[1199] Lü, L., Fuh, J., Wong, Y. S., & Wong, Y. S. (2001). Laser-induced materials and processes for rapid prototyping. Springer Science & Business Media.

[1200] Pham, D., & Dimov, S. S. (2012). Rapid manufacturing: the technologies and applications of rapid prototyping and rapid tooling. Springer Science & Business Media.

[1201] Tasarım İmalat Teknolojileri Portalı. (2017). Autofabrication Tech. http://www.turkcadcam.net/rapor/autofab/tech-lamination-bond_cut.html#kinergy

[1202] Inui, E., Morita, S., Sugiyama, K., & Kawaguchi, N. (1994). SAHP-A plain paper 3D printer/plotter process. In The 5th International Conference on Rapid Prototyping, University of Dayton, Ohio, USA (pp. 15-26).

[1203] Prinz, F. B., Atwood, C. L., Aubin, R. F., Beaman, J. J., Brown, R. L., Fussell, P. S., ... & Wozny, M. J. (1997). Rapid prototyping in Europe and Japan. Center for Advanced Technology, 102.

[1204] Chua, C. K., Leong, F. K. and Lim, S. C. (2003). Rapid Prototyping: Principles and Applications 2.

[1205] Olszewski, R., Szymor, P., & Kozakiewicz, M. (2014). Accuracy of three-dimensional, paper-based models generated using a low-cost, three-dimensional printer. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 42(8), 1847-1852.

[1206] The Voice of 3D Printing. (2020). https://3dprint.com/9603/mcor-3d-printers-iris-matrix-300/

[1207] Bell, L. (2013). "Product of the Month: the IRIS Color 3D Printer", Article in NASA Tech Briefs

[1208] Lillington, K. (2008). "Printer plots brave new 3D world", Article in The Irish Times

[1209] CleanGreen 3D Introduction. (2020). CleanGreen 3D

[1210] Wohlers, T. (2001) ‘’Perspective", Time-Compression Technologies

[1211] Solido. (2020). http://www.solido3d.com/

[1212] Houtmann, Y., Delebecque, B., & Barlier, C. (2009). Adaptive local slicing in stratoconception by using critical points. Advances in Production Engineering & Management J, 4, 59-68.

[1213] Thabourey, J., Barlier, C., Bilteryst, F., Lazard, M., & Batoz, J. L. (2010). STRATOCONCEPTION CONTRIBUTION FOR RAPID TOOLING IN DIE CASTING: FROM THE DESIGN TO EXPERIMENTS. Advances in Production Engineering & Management, 5(2).

[1214] Bernard, A., Thompson, M. K., Moroni, G., Vaneker, T., Pei, E., & Barlier, C. (2019). Functional, Technical and Economical Requirements Integration for Additive Manufacturing Design Education. In Additive Manufacturing–Developments in Training and Education (pp. 171-185). Springer, Cham. 95* www.cirtes.fr/orthostrato

[1215] Realmeca. (2020). https://www.realmeca.com/

[1216] Laser Technology, Inc. (2016). https://www.lasertech.com/

[1217] European School of Instrumentation in Particle and Astroparticle Physics. (2018) ESIPAP, Archamps 7-3

[1218] Mecanumeric. (2020). 3 AXIS CNC MACHINE, https://www.mecanumeric.com/solutions/6-1-604/standard-equipment/3-axis-cnc-machine/charly4u-charly2u/

[1219] Hexagon AB. (2020). https://www.sescoi.com

[1220] Hexagon AB.-Worknc. (2020) https://www.worknc.com

[1221] Dikshit, V., Goh, G. D., Nagalingam, A. P., Goh, G. L., & Yeong, W. Y. (2020). Recent progress in 3D printing of fiber-reinforced composite and nanocomposites. In Fiber-Reinforced Nanocomposites: Fundamentals and Applications (pp. 371-394). Elsevier.

[1222] EnvisionTech. (2017). Large Format 3D Printer For Industrial Composites, Available from: ,https://envisiontec.com/3d-printers/slcom-1/..

[1223] Molitch-Hou, M. (2018). Additive Manufacturing Materials, Processes, Quantifications and Applications, pp 1-38

[1224] Impossible-Objects. (2017). Mechanical Properties of CBAM by Impossible Objects,

[1225] Chapiro, M. (2016). Current achievements and future outlook for composites in 3D printing. Reinforced Plastics, 60(6), 372-375.

[1226] Impossible-Objects (2020). The 3D Printer That Prints the Impossible, www.impossible-objects.com

[1227] Molitch-Hou M. (2016). Best 3D Printer Materials: Carbon Fiber Edition. ENGINEERING.com.

[1228] Newman, W. S., Mathewson, B. B., Zheng, Y., & Choi, S. (1996). A novel selective-area gripper for layered assembly of laminated objects. Robotics and computer-integrated manufacturing, 12(4), 293-302.

[1229] Liu, Z. E., Ko, T. C., Best, J., Cawley, J. D., & Heuer, A. H. (1997). CAM-LEM processing: materials flexibility. In Solid Freeform Fabrication Symposium (pp. 379-382).

[1230] Newman, W., Zheng, Y., & Fang, C. C. (1995, October). Trajectory generation from CAD models for computer-aided manufacturing of laminated engineering materials. In Proceedings of the International Symposium on Industrial Robots (Vol. 26, pp. 153-158). INTERNATIONAL FEDERATION OF ROBOTICS, & ROBOTIC INDUSTRIES.

[1231] Mathewson, B. B., Newman, W. S., Heuer, A. H., & Cawley, J. D. (1995). Automated Fabrication ofCeramic Components from Tape-Cast Ceramic. In 1995 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[1232] Zheng, Y., & Newman, W. S. (1997, July). Software design challenges for computer-aided manufacturing of laminated engineering materials (CAM-LEM). In Proc., Sixth European Conference on Rapid Prototyping and Manufacturing.

[1233] Choi, S., Hebbar, R., Zheng, Y., & Newman, W. S. (1997). CAD and Control Technologies for Computer-Aided Manufacturing of Laminated Engineering Materials. In 1997 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[1234] Fessler, J. R., Merz, R., Nickel, A. H., Prinz, F. B., & Weiss, L. E. (1996). Laser deposition of metals for shape deposition manufacturing. In 1996 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[1235] National Science Foundation. (1998). https://www.nsf.gov/awardsearch/showAward?AWD_ID=9800187

[1236] Cawley, J. D., Liu, Z., Newmann, W. S., Mathewson, B. B. And Heuer, H. (1995) , "Alumina Ceramics Made by CAM-LEM (Computer-Aided Manufacturing of Laminated Engineering Materials) Technology," Proc. Solid Freeform Fabrication Symp., Univ. Texas Austin, pgs. 916, (1995).

[1237] Liu, Z. E., Wei, P., Kernan, B., Heuer, A. H., & Cawle, J. D. (1996). Metal and ceramic components made via CAM-LEM technology. In 1996 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[1238] Reed, J. S. (1995), Principles of Ceramic Processing, pgs. 525-534, John Wiley and Sons, New York

[1239] Mark, H. F., & Kroschwitz, J. I. (1985). Encyclopedia of polymer science and engineering.

[1240] White, D. R. (2003). ULTRASONIC CONSOLIDATION OF ALUMINUM TOOLING. Advanced materials & processes, 161(1), 64-65.

[1241] Wolcott, P. J., Hehr, A., & Dapino, M. J. (2014). Optimized welding parameters for Al 6061 ultrasonic additive manufactured structures. Journal of Materials Research, 29(18).

[1242] Schick, D., Babu, S. S., Foster, D. R., Dapino, M., Short, M., & Lippold, J. C. (2011). Transient thermal response in ultrasonic additive manufacturing of aluminum 3003. Rapid Prototyping Journal.

[1243] Sriraman, M. R., Gonser, M., Foster, D., Fujii, H. T., Babu, S. S., & Bloss, M. (2012). Thermal transients during processing of 3003 Al-H18 multilayer build by very high-power ultrasonic additive manufacturing. Metallurgical and Materials Transactions B, 43(1), 133-144.

[1244] Yang, Y., Ram, G. J., & Stucker, B. E. (2009). Bond formation and fiber embedment during ultrasonic consolidation. Journal of Materials Processing Technology, 209(10), 4915-4924.

[1245] Graff, K, Short, M., Norfolk, M. (2010). Very high power ultrasonic additive manufacturing (VHP UAM) for advanced materials, in: Solid freeform fabrication symposium, Austin, TX.

[1246] Han, T., Kuo, C. H., Sridharan, N., Headings, L. M., Babu, S. S., & Dapino, M. J. (2020). Effect of weld power and interfacial temperature on mechanical strength and microstructure of carbon steel 4130 fabricated by ultrasonic additive manufacturing. Manufacturing Letters, 25, 64-69.

[1247] James, S., & Dang, C. (2020). Investigation of shear failure load in ultrasonic additive manufacturing of 3D CFRP/Ti structures. Journal of Manufacturing Processes.

[1248] PREVOROVSKY, Z., KROFTA, J., & KOBER, J. (2017, October). NDT in Additive Manufacturing of Metals. In Proc. of the 9th International Workshop'NDT in Progress.

[1249] Schmidt, M., Merklein, M., Bourell, D., Dimitrov, D., Hausotte, T., Wegener, K., ... & Levy, G. N. (2017). Laser based additive manufacturing in industry and academia. Cirp Annals, 66(2), 561-583.

[1250] Ren, Y. M., Lin, X., Fu, X., Tan, H., Chen, J., & Huang, W. D. (2017). Microstructure and deformation behavior of Ti-6Al-4V alloy by high-power laser solid forming. Acta Materialia, 132, 82-95.

[1251] Wang, Z., Palmer, T. A., & Beese, A. M. (2016). Effect of processing parameters on microstructure and tensile properties of austenitic stainless steel 304L made by directed energy deposition additive manufacturing. Acta Materialia, 110, 226-235.

[1252] Ott, E. A. (2012). Additive Manufacturing for Superalloys–Producibility and Cost. Superalloy 718 and Derivatives.

[1253] Szost, B. A., Terzi, S., Martina, F., Boisselier, D., Prytuliak, A., Pirling, T., ... & Jarvis, D. J. (2016). A comparative study of additive manufacturing techniques: Residual stress and microstructural analysis of CLAD and WAAM printed Ti–6Al–4V components. Materials & Design, 89, 559-567.

[1254] Zhang, Y., Wu, L., Guo, X., Kane, S., Deng, Y., Jung, Y. G., ... & Zhang, J. (2018). Additive manufacturing of metallic materials: a review. Journal of Materials Engineering and Performance, 27(1), 1-13.

[1255] Ramiro, P., Ortiz, M., Alberdi, A., & Lamikiz, A. (2020). Geometrical model and strategy in single and multilayer structures deposited by powder-fed Directed Energy Deposition. Procedia CIRP, 94, 352-356.

[1256] Shin, Y. C., Bailey, N., Katinas, C., & Tan, W. (2018). Predictive modeling capabilities from incident powder and laser to mechanical properties for laser directed energy deposition. Computational Mechanics, 61(5), 617-636.

[1257] Ramani, K., Ramanujan, D., Bernstein, W. Z., Zhao, F., Sutherland, J., Handwerker, C., ... & Thurston, D. (2010). Integrated sustainable life cycle design: a review. Journal of Mechanical Design, 132(9).

[1258] Martin, J. H., Yahata, B. D., Hundley, J. M., Mayer, J. A., Schaedler, T. A., & Pollock, T. M. (2017). 3D printing of high-strength aluminium alloys. Nature, 549(7672), 365-369.

[1259] Nie, P., Ojo, O. A., & Li, Z. (2014). Modeling analysis of laser cladding of a nickel-based superalloy. Surface and Coatings Technology, 258, 1048-1059.

[1260] Tan, H., Zhang, F., Fu, X., Meng, J., Hu, G., Fan, W., & Huang, W. (2016). Development of powder flow model of laser solid forming by analysis method. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 82(5-8), 1421-1431.

[1261] Greer, C., Nycz, A., Noakes, M., Richardson, B., Post, B., Kurfess, T., & Love, L. (2019). Introduction to the design rules for metal big area additive manufacturing. Additive manufacturing, 27, 159-166.

[1262] Heralić, A., Christiansson, A. K., & Lennartson, B. (2012). Height control of laser metal-wire deposition based on iterative learning control and 3D scanning. Optics and lasers in engineering, 50(9), 1230-1241.

[1263] Zhang, L. C., Liu, Y., Li, S., & Hao, Y. (2018). Additive manufacturing of titanium alloys by electron beam melting: a review. Advanced Engineering Materials, 20(5), 1700842.

[1264] Hoefer, K., Haelsig, A., & Mayr, P. (2018). Arc-based additive manufacturing of steel components—Comparison of wire-and powder-based variants. Welding in the World, 62(2), 243-247.

[1265] Moridi, A., Hassani-Gangaraj, S. M., Guagliano, M., & Dao, M. (2014). Cold spray coating: review of material systems and future perspectives. Surface Engineering, 30(6), 369-395.

[1266] Dass, A., & Moridi, A. (2019). State of the art in directed energy deposition: From additive manufacturing to materials design. Coatings, 9(7), 418.

[1267] Cacace, S., Furlan, V., Sorci, R., Semeraro, Q., & Boccadoro, M. (2020). Using recycled material to produce gas-atomized metal powders for additive manufacturing processes. Journal of Cleaner Production, 122218.

[1268] Sun, Z., Chueh, Y. H., & Li, L. (2020). Multiphase mesoscopic simulation of multiple and functionally gradient materials laser powder bed fusion additive manufacturing processes. Additive Manufacturing, 35, 101448.

[1269] Du, W., Ren, X., Ma, C., & Pei, Z. (2019). Ceramic binder jetting additive manufacturing: Particle coating for increasing powder sinterability and part strength. Materials Letters, 234, 327-330.

[1270] Saboori, A., Aversa, A., Bosio, F., Bassini, E., Librera, E., De Chirico, M., ... & Lombardi, M. (2019). An investigation on the effect of powder recycling on the microstructure and mechanical properties of AISI 316L produced by Directed Energy Deposition. Materials Science and Engineering: A, 766, 138360.

[1271] Wen, S., & Shin, Y. C. (2010). Modeling of transport phenomena during the coaxial laser direct deposition process. Journal of Applied Physics, 108(4), 044908.

[1272] Thompson, S. M., Bian, L., Shamsaei, N., & Yadollahi, A. (2015). An overview of Direct Laser Deposition for additive manufacturing; Part I: Transport phenomena, modeling and diagnostics. Additive Manufacturing, 8, 36-62.

[1273] Yan, M., & Yu, P. (2015). An Overview of densification, microstructure and mechanical property of additively manufactured Ti-6Al-4V—Comparison among selective laser melting, electron beam melting, laser metal deposition and selective laser sintering, and with conventional powder. In Sintering techniques of materials. IntechOpen.

[1274] Tabernero, I., Lamikiz, A., Martínez, S., Ukar, E., & De Lacalle, L. L. (2012). Modelling of energy attenuation due to powder flow-laser beam interaction during laser cladding process. Journal of materials processing technology, 212(2), 516-522.

[1275] Wang, J. H., Han, F. Z., Chen, S. F., & Ying, W. S. (2019). A novel model of laser energy attenuation by powder particles for laser solid forming. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 145, 103440.

[1276] Liu, C. Y., & Lin, J. (2003). Thermal processes of a powder particle in coaxial laser cladding. Optics & Laser Technology, 35(2), 81-86.

[1277] Saboori, A., Aversa, A., Marchese, G., Biamino, S., Lombardi, M., & Fino, P. (2019). Application of directed energy deposition-based additive manufacturing in repair. Applied Sciences, 9(16), 3316.

[1278] Louvis, E., Fox, P., & Sutcliffe, C. J. (2011). Selective laser melting of aluminium components. Journal of Materials Processing Technology, 211(2), 275-284.

[1279] Gu, D., Shen, Y., Fang, S., & Xiao, J. (2007). Metallurgical mechanisms in direct laser sintering of Cu–CuSn–CuP mixed powder. Journal of alloys and compounds, 438(1-2), 184-189.

[1280] Simchi, A., Petzoldt, F., & Pohl, H. (2003). On the development of direct metal laser sintering for rapid tooling. Journal of Materials Processing Technology, 141(3), 319-328.

[1281] Haley, J. C., Schoenung, J. M., & Lavernia, E. J. (2018). Observations of particle-melt pool impact events in directed energy deposition. Additive Manufacturing, 22, 368-374.

[1282] Pinkerton, A. J., & Li, L. (2004). The significance of deposition point standoff variations in multiple-layer coaxial laser cladding (coaxial cladding standoff effects). International Journal of Machine Tools and Manufacture, 44(6), 573-584.

[1283] Dobbelstein, H., Thiele, M., Gurevich, E. L., George, E. P., & Ostendorf, A. (2016). Direct metal deposition of refractory high entropy alloy MoNbTaW. Physics Procedia, 83, 624-633.

[1284] Terrassa, K. L., Haley, J. C., MacDonald, B. E., & Schoenung, J. M. (2018). Reuse of powder feedstock for directed energy deposition. Powder Technology, 338, 819-829.

[1285] Singh, A., Kapil, S., & Das, M. (2020). A comprehensive review of the methods and mechanisms for powder feedstock handling in directed energy deposition. Additive Manufacturing, 101388.

[1286] Kumar, A. V., Dutta, A., & Fay, J. E. (2004). Electrophotographic printing of part and binder powders. Rapid Prototyping Journal.

[1287] Yang, S., & Evans, J. R. G. (2007). Metering and dispensing of powder; the quest for new solid freeforming techniques. Powder Technology, 178(1), 56-72.

[1288] Steen, W. M., & Weerasinghe, V. M. (1988). U.S. Patent No. 4,726,715. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1289] Guo, C., Ge, W., & Lin, F. (2015). Dual-material electron beam selective melting: hardware development and validation studies. Engineering, 1(1), 124-130.

[1290] Pan, H., Sparks, T., Thakar, Y. D., & Liou, F. (2006). The investigation of gravity-driven metal powder flow in coaxial nozzle for laser-aided direct metal deposition process.

[1291] Zuriguel, I. (2014). Invited review: Clogging of granular materials in bottlenecks. arXiv preprint arXiv:1412.5806.

[1292] Zuriguel, I., Garcimartín, A., Maza, D., Pugnaloni, L. A., & Pastor, J. M. (2005). Jamming during the discharge of granular matter from a silo. Physical Review E, 71(5), 051303.

[1293] Fornage, M., Hassan-Ali, M., & Omar, T. H. (2013). U.S. Patent No. 8,537,572. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1294] Jeantette, F. P., Keicher, D. M., Romero, J. A., & Schanwald, L. P. (2000). U.S. Patent No. 6,046,426. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1295] Douche, J. P., Coulon, J. C., & Bouttier, P. (1992). U.S. Patent No. 5,104,230. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

[1296] Koebler, N. B., & Scholar, M. (2010). Characterization and optimization of a powder feed nozzle for high deposition laser cladding. The Penn State McNair Journal, 17, 175-187.

[1297] Chen, W., Hou, M., Lu, K., Jiang, Z., & Lam, L. (2001). Granular flows through vertical pipes controlled by an electric field. Physical Review E, 64(6), 061305.

[1298] Balachandran, W., Hu, D., Ghadiri, M., Law, S. E., & Thompson, S. A. (1997). The study of the performance of an electrostatic valve used for bulk transport of particulate materials. IEEE Transactions on Industry Applications, 33(4), 871-878.

[1299] da Silva, M. D., Partes, K., Seefeld, T., & Vollertsen, F. (2012). Comparison of coaxial and off-axis nozzle configurations in one step process laser cladding on aluminum substrate. Journal of Materials Processing Technology, 212(11), 2514-2519.

[1300] Li, Y., Yang, H., Lin, X., Huang, W., Li, J., & Zhou, Y. (2003). The influences of processing parameters on forming characterizations during laser rapid forming. Materials Science and Engineering: A, 360(1-2), 18-25.

[1301] Zhu, G., Li, D., Zhang, A., & Tang, Y. (2011). Numerical simulation of metallic powder flow in a coaxial nozzle in laser direct metal deposition. Optics & Laser Technology, 43(1), 106-113.

[1302] Cortina, M., Arrizubieta, J. I., Ruiz, J. E., Lamikiz, A., & Ukar, E. (2018). Design and manufacturing of a protective nozzle for highly reactive materials processing via Laser Material Deposition. Procedia CIRP, 68, 387-392.

[1303] Govekar, E., Jeromen, A., Kuznetsov, A., Kotar, M., & Kondo, M. (2018). Annular laser beam based direct metal deposition. Procedia CIRP, 74, 222-227.

[1304] Zhong, C., Pirch, N., Gasser, A., Poprawe, R., & Schleifenbaum, J. H. (2017). The influence of the powder stream on high-deposition-rate laser metal deposition with inconel 718. Metals, 7(10), 443.

[1305] Lee, H. K. (2008). Effects of the cladding parameters on the deposition efficiency in pulsed Nd: YAG laser cladding. Journal of materials processing technology, 202(1-3), 321-327.

[1306] Griffith, M. L., Keicher, D. M., & Atwood, C. L. (1996). Free form fabrication of metallic components using laser engineered net shaping (LENS {trademark}) (No. SAND-96-1962C; CONF-9609217-1; CONF-9608128-1). Sandia National Labs., Albuquerque, NM (United States).

[1307] Izadi, M., Farzaneh, A., Mohammed, M., Gibson, I., & Rolfe, B. (2020). A review of laser engineered net shaping (LENS) build and process parameters of metallic parts. Rapid Prototyping Journal.

[1308] Pinkerton, A.J. (2007), "An analytical model of beam attenuation and powder heating during coaxial laser direct metal deposition", Journal of Physics D: Applied Physics, Vol. 40No. 23, p. 7323.

[1309] Gu, D. D., Meiners, W., Wissenbach, K., & Poprawe, R. (2012). Laser additive manufacturing of metallic components: materials, processes and mechanisms. International materials reviews, 57(3), 133-164.

[1310] Balla, V. K., Banerjee, S., Bose, S., & Bandyopadhyay, A. (2010). Direct laser processing of a tantalum coating on titanium for bone replacement structures. Acta biomaterialia, 6(6), 2329-2334.

[1311] Balla, V. K., Bodhak, S., Bose, S., & Bandyopadhyay, A. (2010). Porous tantalum structures for bone implants: fabrication, mechanical and in vitro biological properties. Acta biomaterialia, 6(8), 3349-3359.

[1312] Krishna, B. V., Bose, S., & Bandyopadhyay, A. (2007). Low stiffness porous Ti structures for load-bearing implants. Acta biomaterialia, 3(6), 997-1006.

[1313] Vandenbroucke, B., & Kruth, J. P. (2007). Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. Rapid Prototyping Journal.

[1314] Zhai, Y., Galarraga, H., & Lados, D. A. (2016). Microstructure, static properties, and fatigue crack growth mechanisms in Ti-6Al-4V fabricated by additive manufacturing: LENS and EBM. Engineering failure analysis, 69, 3-14.

[1315] Xiong, Y., Hofmeister, W. H., Smugeresky, J. E., Delplanque, J. P., & Schoenung, J. M. (2012). Investigation of atypical molten pool dynamics in tungsten carbide-cobalt during laser deposition using in-situ thermal imaging. Applied Physics Letters, 100(3), 034101.

[1316] Lewis, G. K., & Schlienger, E. (2000). Practical considerations and capabilities for laser assisted direct metal deposition. Materials & Design, 21(4), 417-423.

[1317] Espana, F.A., Balla, V.K., Bose, S. and Bandyopadhyay, A. (2010), "Design and fabrication of CoCrMo alloy based novel structures for load bearing implants using laser engineered net shaping", Materials Science and Engineeringm: C, Vol. 30 No. 1, pp. 50-57.

[1318] Kobryn, P.A., Moore, E.H. and Semiatin, S.L. (2000), "The effect of laser power and traverse speed on microstructure, porosity, and build height in laser-deposited Ti-6Al-4V", Scripta Materialia, Vol. 43No. 4, pp. 299-305.

[1319] Bandyopadhyay, A., Espana, F., Balla, V.K., Bose, S., Ohgami, Y. and Davies, N.M. (2010), "Influence of porosity on mechanical properties and in vivo response of Ti6Al4V implants", ACTA Biomaterialia, Vol. 6 No. 4, pp. 1640-1648.

[1320] Paul, C.P., Jain, A., Ganesh, P., Negi, J. and Nath, A.K. (2006), "Laser rapid manufacturing of colmonoy-6 components", Optics and Lasers in Engineering, Vol. 44 No. 10, pp. 1096-1109.

[1321] German, R.M. (1992), "Prediction of sintered density for bimodal powder mixtures", Metallurgical Transactions A, Vol. 23No. 5, pp. 1455-1465

[1322] Xiong, Y., Smugeresky, J.E. and Schoenung, J.M. (2009), "The influence of working distance on laser deposited WC– Co", Journal of Materials Processing Technology, Vol. 209 No. 10, pp. 4935-4941

[1323] Yu, J., Lin, X., Ma, L., Wang, J., Fu, X., Chen, J. and Huang, W. (2011), "Influence of laser deposition patterns on part distortion, interior quality and mechanical properties by Laser Solid Forming (LSF)", Materials Science and Engineering: A, Vol. 528 No. 3, pp. 1094-1104.

[1324] Dai, K. and Shaw, L. (2002), "Distortion minimization of laser-processed components through control of laser scanning patterns", Rapid Prototyping Journal, Vol. 8 No. 5, pp. 270-276.

[1325] Zheng, B., Topping, T. and Smugeresky, J.E. (2010), "The influence of Ni-Coated TiC on laser-deposited IN625 metal matrix composites", Metallurgical and Materials Transactions A, Vol. 41No. 3, pp. 568-573.

[1326] Ferguson, J.B., Schultz, B.F., Moghadam, A.D. and Rohatgi, P.K. (2015), "Semi-empirical model of deposit size and porosity in 420 stainless steel and 4140 steel using laser engineered net shaping", Journal oF Manufacturing Processes, Vol. 19, pp. 163-170.

[1327] Hebert, R.J. (2016), "Viewpoint: metallurgical aspects of powder bed metal additive manufacturing", Journal of Materials Science, Vol. 51No. 3, pp. 1165-1175.

[1328] Borkar, T., Gopagoni, S., Nag, S., Hwang, J. Y., Collins, P. C., & Banerjee, R. (2012). In situ nitridation of titanium–molybdenum alloys during laser deposition. Journal of Materials Science, 47(20), 7157-7166.

[1329] Shishkovsky, I. and Smurov, I. (2012), "Titanium base functional graded coating via 3D laser cladding", Materials Letters, Vol. 73, pp. 32-35.

[1330] Shamsaei, N., Yadollahi, A., Bian, L., & Thompson, S. M. (2015). An overview of Direct Laser Deposition for additive manufacturing; Part II: Mechanical behavior, process parameter optimization and control. Additive Manufacturing, 8, 12-35.

[1331] Levy, G. N., Schindel, R., & Kruth, J. P. (2003). Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives. CIRP annals, 52(2), 589-609.

[1332] Karunakaran, K. P., Bernard, A., Suryakumar, S., Dembinski, L., & Taillandier, G. (2012). Rapid manufacturing of metallic objects. Rapid Prototyping Journal.

[1333] Unocic, R. R., & DuPont, J. N. (2004). Process efficiency measurements in the laser engineered net shaping process. Metallurgical and materials transactions B, 35(1), 143-152.

[1334] Rännar, L. E., Glad, A., & Gustafson, C. G. (2007). Efficient cooling with tool inserts manufactured by electron beam melting. Rapid Prototyping Journal.

[1335] DuPont, J. N., & Marder, A. R. (1995). Thermal efficiency of arc welding processes. Welding Journal-Including Welding Research Supplement, 74(12), 406s.

[1336] Stenbacka, N., Choquet, I., & Hurtig, K. (2012). Review of arc efficiency values for gas tungsten arc welding. In IIW Commission IV-XII-SG212, Intermediate Meeting, BAM, Berlin, Germany, 18-20 April, 2012 (pp. 1-21).

[1337] Heralić, A. (2012). Monitoring and controlling of robotized laser metal-wire deposition (Doctoral dissertation, Ph.D. Thesis).

[1338] Moures, F., Cicală, E., Sallamand, P., Grevey, D., Vannes, B., & Ignat, S. (2005). Optimisation of refractory coatings realised with cored wire addition using a high-power diode laser. Surface and Coatings Technology, 200(7), 2283-2292.

[1339] Baufeld, B., Brandl, E., & Van der Biest, O. (2011). Wire based additive layer manufacturing: Comparison of microstructure and mechanical properties of Ti–6Al–4V components fabricated by laser-beam deposition and shaped metal deposition. Journal of Materials Processing Technology, 211(6), 1146-1158.

[1340] Da Silva, A., Wang, S., Volpp, J., & Kaplan, A. F. (2020). Vertical laser metal wire deposition of Al-Si alloys. Procedia CIRP, 94, 341-345.

[1341] Ding, D., Pan, Z., Cuiuri, D., & Li, H. (2015). Wire-feed additive manufacturing of metal components: technologies, developments and future interests. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 81(1-4), 465-481.

[1342] Kim, J. D., & Peng, Y. (2000). Plunging method for Nd: YAG laser cladding with wire feeding. Optics and lasers in engineering, 33(4), 299-309.

[1343] Syed, W. U. H., & Li, L. (2005). Effects of wire feeding direction and location in multiple layer diode laser direct metal deposition. Applied Surface Science, 248(1-4), 518-524.

[1344] Mok, S. H., Bi, G., Folkes, J., Pashby, I., & Segal, J. (2008). Deposition of Ti–6Al–4V using a high power diode laser and wire, Part II: Investigation on the mechanical properties. Surface and Coatings Technology, 202(19), 4613-4619.

[1345] Brandl, E., Michailov, V., Viehweger, B., & Leyens, C. (2011). Deposition of Ti–6Al–4V using laser and wire, part II: Hardness and dimensions of single beads. Surface and Coatings Technology, 206(6), 1130-1141.

[1346] Taminger, K., & Hafley, R. A. (2003). Electron beam freeform fabrication: a rapid metal deposition process.

[1347] Zalameda, J. N., Burke, E. R., Hafley, R. A., Taminger, K. M., Domack, C. S., Brewer, A., & Martin, R. E. (2013, May). Thermal imaging for assessment of electron-beam freeform fabrication (EBF3) additive manufacturing deposits. In Thermosense: Thermal Infrared Applications XXXV (Vol. 8705, p. 87050M). International Society for Optics and Photonics.

[1348] Taminger, K. M., & Hafley, R. A. (2006). Electron beam freeform fabrication for cost effective near-net shape manufacturing.

[1349] Sciaky Inc. (2020). www.sciaky.com

[1350] Ding, D., Pan, Z., Cuiuri, D., & Li, H. (2015). A multi-bead overlapping model for robotic wire and arc additive manufacturing (WAAM). Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 31, 101-110.

[1351] Suryakumar, S., Karunakaran, K. P., Bernard, A., Chandrasekhar, U., Raghavender, N., & Sharma, D. (2011). Weld bead modeling and process optimization in hybrid layered manufacturing. Computer-Aided Design, 43(4), 331-344.

[1352] Aiyiti, W., Zhao, W., Lu, B., & Tang, Y. (2006). Investigation of the overlapping parameters of MPAW-based rapid prototyping. Rapid Prototyping Journal.

[1353] Xiong, J., Zhang, G., Gao, H., & Wu, L. (2013). Modeling of bead section profile and overlapping beads with experimental validation for robotic GMAW-based rapid manufacturing. Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 29(2), 417-423.

[1354] Merz R. (1994) Shape deposition manufacturing. Proceedings of the 5th Symposium on Solid Freeform Fabrication, Austin, Texas, pp. 8–10

[1355] Kwak, Y. M., & Doumanidis, C. C. (2002). Geometry regulation of material deposition in near-net shape manufacturing by thermally scanned welding. Journal of Manufacturing Processes, 4(1), 28-41.

[1356] Song, Y. A., Park, S., & Chae, S. W. (2005). 3D welding and milling: part II—optimization of the 3D welding process using an experimental design approach. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 45(9), 1063-1069.

[1357] Jandric, Z., Labudovic, M., & Kovacevic, R. (2004). Effect of heat sink on microstructure of three-dimensional parts built by welding-based deposition. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 44(7-8), 785-796.

[1358] Almeida PS, et al (2010) Innovative process model of Ti–6Al–4V additive layer manufacturing using cold metal transfer (CMT). Proceedings of 21th Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium, University of Texas at Austin, Austin, TX, USA

[1359] Mannion, B., & Heinzman, J. (1999). Plasma arc welding brings better control. Tooling Prod, 5, 29-30.

[1360] Ding, D., Pan, Z. S., Cuiuri, D., & Li, H. (2014). A tool-path generation strategy for wire and arc additive manufacturing. The international journal of advanced manufacturing technology, 73(1-4), 173-183.

[1361] Fessler, J. R., Merz, R., Nickel, A. H., Prinz, F. B., & Weiss, L. E. (1996). Laser deposition of metals for shape deposition manufacturing. In 1996 International Solid Freeform Fabrication Symposium.

[1362] Nickel, A. H., Barnett, D. M., & Prinz, F. B. (2001). Thermal stresses and deposition patterns in layered manufacturing. Materials Science and Engineering: A, 317(1-2), 59-64.

[1363] Ding, J., Colegrove, P., Mehnen, J., Williams, S., Wang, F., & Almeida, P. S. (2014). A computationally efficient finite element model of wire and arc additive manufacture. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 70(1-4), 227-236.

[1364] Sun, S. H., Chiang, H. W., & Lee, M. I. (2007). Adaptive direct slicing of a commercial CAD model for use in rapid prototyping. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 34(7-8), 689-701.

[1365] Zhang, Y., Chen, Y., Li, P., & Male, A. T. (2003). Weld deposition-based rapid prototyping: a preliminary study. Journal of Materials Processing Technology, 135(2-3), 347-357.

[1366] Alkhimov, A. P., Kosarev, V. F., Nesterovich, N. I., & Papyrin, A. N. (1986). Method of applying coatings (SU 1618778); prio. June 6th.

[1367] Alkhimov, A. P. (1990). A method of cold gas-dynamic deposition. In Sov. Phys. Dokl. (Vol. 35, pp. 1047-1049).

[1368] Kreye, H. (2000). Cold Spray-A Study of Process and coating Characteristics. Proc. of ITSC2000.

[1369] Stoltenhoff, T., Kreye, H., & Richter, H. J. (2002). An analysis of the cold spray process and its coatings. Journal of Thermal spray technology, 11(4), 542-550.

[1370] Assadi, H., Kreye, H., Gärtner, F., & Klassen, T. (2016). Cold spraying–A materials perspective. Acta Materialia, 116, 382-407.

[1371] Lee, K. A., Lee, M. J., Yu, J. S., & Kim, H. J. (2014). Effect of powder preheating temperature on the properties of titanium coating layers manufactured by kinetic spraying. Materials Transactions, 55(3), 622-628.

[1372] Rokni, M. R., Nutt, S. R., Widener, C. A., Champagne, V. K., & Hrabe, R. H. (2017). Review of relationship between particle deformation, coating microstructure, and properties in high-pressure cold spray. Journal of thermal spray technology, 26(6), 1308-1355.

[1373] Schmidt, T., Gärtner, F., Assadi, H., & Kreye, H. (2006). Development of a generalized parameter window for cold spray deposition. Acta materialia, 54(3), 729-742.

[1374] Yin, S., Wang, X., Suo, X., Liao, H., Guo, Z., Li, W., & Coddet, C. (2013). Deposition behavior of thermally softened copper particles in cold spraying. Acta Materialia, 61(14), 5105-5118.

[1375] Hassani-Gangaraj, M., Veysset, D., Nelson, K. A., & Schuh, C. A. (2017). Melting can hinder impact-induced adhesion. Physical review letters, 119(17), 175701.

[1376] Grujicic, M., Zhao, C. L., DeRosset, W. S., & Helfritch, D. (2004). Adiabatic shear instability based mechanism for particles/substrate bonding in the cold-gas dynamic-spray process. Materials & design, 25(8), 681-688.

[1377] Yin, S., Meyer, M., Li, W., Liao, H., & Lupoi, R. (2016). Gas flow, particle acceleration, and heat transfer in cold spray: a review. Journal of Thermal Spray Technology, 25(5), 874-896.

[1378] Yin, S., Cavaliere, P., Aldwell, B., Jenkins, R., Liao, H., Li, W., & Lupoi, R. (2018). Cold spray additive manufacturing and repair: Fundamentals and applications. Additive Manufacturing, 21, 628-650.

[1379] Raoelison, R. N., Xie, Y., Sapanathan, T., Planche, M. P., Kromer, R., Costil, S., & Langlade, C. (2018). Cold gas dynamic spray technology: a comprehensive review of processing conditions for various technological developments till to date. Additive Manufacturing, 19, 134-159.

[1380] Pathak, S., Saha, G. C., Villafuerte, J., Nastic, A., MacDonald, D., Jodoin, B., ... & Perna, A. S. Cold Spray in the Realm of Additive Manufacturing.

[1381] Grigoriev, S., Okunkova, A., Sova, A., Bertrand, P., & Smurov, I. (2015). Cold spraying: From process fundamentals towards advanced applications. Surface and coatings Technology, 268, 77-84.

[1382] Tang, J., Saha, G. C., Richter, P., Kondás, J., Colella, A., & Matteazzi, P. (2018). Effects of post-spray heat treatment on hardness and wear properties of Ti-WC high-pressure cold spray coatings. Journal of Thermal Spray Technology, 27(7), 1153-1164.

[1383] Luzin, V., Spencer, K., & Zhang, M. X. (2011). Residual stress and thermo-mechanical properties of cold spray metal coatings. Acta Materialia, 59(3), 1259-1270.

[1384] Ozdemir, O. C., Widener, C. A., Carter, M. J., & Johnson, K. W. (2017). Predicting the effects of powder feeding rates on particle impact conditions and cold spray deposited coatings. Journal of Thermal Spray Technology, 26(7), 1598-1615.

[1385] Tan, A. W. Y., Sun, W., Phang, Y. P., Dai, M., Marinescu, I., Dong, Z., & Liu, E. (2017). Effects of traverse scanning speed of spray nozzle on the microstructure and mechanical properties of cold-sprayed Ti6Al4V coatings. Journal of Thermal Spray Technology, 26(7), 1484-1497.

[1386] Stier, O. (2014). Fundamental cost analysis of cold spray. Journal of thermal spray technology, 23(1-2), 131-139.

[1387] Phani, P. S., Rao, D. S., Joshi, S. V., & Sundararajan, G. (2007). Effect of process parameters and heat treatments on properties of cold sprayed copper coatings. Journal of Thermal Spray Technology, 16(3), 425-434.

[1388] Sames, W. J., List, F. A., Pannala, S., Dehoff, R. R., & Babu, S. S. (2016). The metallurgy and processing science of metal additive manufacturing. International materials reviews, 61(5), 315-360.

[1389] Zadpoor, A. A. (2017). Design for additive bio-manufacturing: From patient-specific medical devices to rationally designed meta-biomaterials. International journal of molecular sciences, 18(8), 1607.

[1390] Chen, R. K., Jin, Y. A., Wensman, J., & Shih, A. (2016). Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses—a review. Additive Manufacturing, 12, 77-89.

[1391] Yaeger, K. A., Martini, M., Yaniv, G., Oermann, E. K., & Costa, A. B. (2019). United States regulatory approval of medical devices and software applications enhanced by artificial intelligence. Health Policy and Technology, 8(2), 192-197.

[1392] Javaid, M., & Haleem, A. (2018). Additive manufacturing applications in medical cases: A literature based review. Alexandria Journal of Medicine, 54(4), 411-422.

[1393] Cheung, L. K., Wong, M. C., & Wong, L. L. (2002). Refinement of facial reconstructive surgery by stereo-model planning. Annals of the Royal Australasian College of Dental Surgeons, 16, 129-132.

[1394] Kochan, A. (2000). Rapid prototyping gains speed, volume and precision. Assembly Automation.

[1395] Pei, E., Ostuzzi, F., Rognoli, V., Saldien, J., & Levi, M. (2015). + TUO project: low cost 3D printers as helpful tool for small communities with rheumatic diseases. Rapid Prototyping Journal.

[1396] Mallepree, T., & Bergers, D. (2009). Accuracy of medical RP models. Rapid Prototyping Journal.

[1397] Salmi, M., Paloheimo, K. S., Tuomi, J., Wolff, J., & Mäkitie, A. (2013). Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 41(7), 603-609.

[1398] Salmi, M., Tuomi, J., Paloheimo, K. S., Björkstrand, R., Paloheimo, M., Salo, J., ... & Mäkitie, A. A. (2012). Patient-specific reconstruction with 3D modeling and DMLS additive manufacturing. Rapid Prototyping Journal.

[1399] Gibson, I., Cheung, L. K., Chow, S. P., Cheung, W. L., Beh, S. L., Savalani, M., & Lee, S. H. (2006). The use of rapid prototyping to assist medical applications. Rapid Prototyping Journal.

[1400] Singare, S., Dichen, L., Bingheng, L., Zhenyu, G., & Yaxiong, L. (2005). Customized design and manufacturing of chin implant based on rapid prototyping. Rapid Prototyping Journal.

[1401] Pham, C. B., Leong, K. F., Lim, T. C., & Chian, K. S. (2008). Rapid freeze prototyping technique in bio-plotters for tissue scaffold fabrication. Rapid Prototyping Journal.

[1402] Cheng, Y. L., & Lee, M. L. (2009). Development of dynamic masking rapid prototyping system for application in tissue engineering. Rapid Prototyping Journal.

[1403] Ozbolat, I. T., & Yu, Y. (2013). Bioprinting toward organ fabrication: challenges and future trends. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 60(3), 691-699.

[1404] Sanghera, B., Naique, S., Papaharilaou, Y., & Amis, A. (2001). Preliminary study of rapid prototype medical models. Rapid Prototyping Journal.

[1405] Yaxiong, L., Dichen, L., Bingheng, L., Sanhu, H., & Gang, L. (2003). The customized mandible substitute based on rapid prototyping. Rapid Prototyping Journal.

[1406] Dahake, S. W., Kuthe, A. M., Mawale, M. B., & Bagde, A. D. (2016). Applications of medical rapid prototyping assisted customized surgical guides in complex surgeries. Rapid Prototyping Journal.

[1407] Deshmukh, T. R., Kuthe, A. M., Chaware, S. M., Vaibhav, B., & Ingole, D. S. (2011). Rapid prototyping assisted fabrication of the customised temporomandibular joint implant: a case report. Rapid Prototyping Journal.

[1408] Melgoza, E. L., Vallicrosa, G., Serenó, L., Ciurana, J., & Rodríguez, C. A. (2014). Rapid tooling using 3D printing system for manufacturing of customized tracheal stent. Rapid Prototyping Journal.

[1409] Graham, S. (2000). Rapid prototyping: a key to fast tracking design to manufacture. Assembly Automation.

[1410] Ahn, S. H., Lee, C. S., & Jeong, W. (2004). Development of translucent FDM parts by post-processing. Rapid prototyping journal.

[1411] Milovanović, J., & Trajanović, M. (2007). Medical applications of rapid prototyping. Facta universitatis-series: Mechanical Engineering, 5(1), 79-85.

[1412] Eyers, D., & Dotchev, K. (2010). Technology review for mass customisation using rapid manufacturing. Assembly Automation.

[1413] Wake, N., Chandarana, H., Huang, W. C., Taneja, S. S., & Rosenkrantz, A. B. (2016). Application of anatomically accurate, patient-specific 3D printed models from MRI data in urological oncology. Clinical radiology, 71(6), 610-614.

[1414] Bernhard, J. C., Isotani, S., Matsugasumi, T., Duddalwar, V., Hung, A. J., Suer, E., ... & Hu, B. (2016). Personalized 3D printed model of kidney and tumor anatomy: a useful tool for patient education. World journal of urology, 34(3), 337-345.

[1415] Young, J. C., Quayle, M. R., Adams, J. W., Bertram, J. F., & McMenamin, P. G. (2019). Three-dimensional printing of archived human fetal material for teaching purposes. Anatomical sciences education, 12(1), 90-96.

[1416] Yang, L., Shang, X. W., Fan, J. N., He, Z. X., Wang, J. J., Liu, M., ... & Ye, C. (2016). Application of 3D printing in the surgical planning of trimalleolar fracture and doctor-patient communication. BioMed research international, 2016.

[1417] Jacobs, S., Grunert, R., Mohr, F. W., & Falk, V. (2008). 3D-Imaging of cardiac structures using 3D heart models for planning in heart surgery: a preliminary study. Interactive cardiovascular and thoracic surgery, 7(1), 6-9.

[1418] Ping, S. S. Q. L. W. (2009). Rapid prototyping assisted surgery planning and custom implant design Sekou Singare Qin Lian Wei Ping Wang Jue Wang Yaxiong Liu Dichen Li Bingheng Lu. Rapid Prototyping Journal, 19, 23.

[1419] Tymrak, B. M., Kreiger, M., & Pearce, J. M. (2014). Mechanical properties of components fabricated with open-source 3-D printers under realistic environmental conditions. Materials & Design, 58, 242-246.

[1420] Bose, S., Vahabzadeh, S., & Bandyopadhyay, A. (2013). Bone tissue engineering using 3D printing. Materials today, 16(12), 496-504.

[1421] Ventola, C. L. (2014). Medical applications for 3D printing: current and projected uses. Pharmacy and Therapeutics, 39(10), 704.

[1422] Cohen, J., & Reyes, S. A. (2015). Creation of a 3D printed temporal bone model from clinical CT data. American Journal of Otolaryngology, 36(5), 619-624.

[1423] Ripley, B., Kelil, T., Cheezum, M. K., Goncalves, A., Di Carli, M. F., Rybicki, F. J., ... & Blankstein, R. (2016). 3D printing based on cardiac CT assists anatomic visualization prior to transcatheter aortic valve replacement. Journal of cardiovascular computed tomography, 10(1), 28-36.

[1424] Ogden, K. M., Aslan, C., Ordway, N., Diallo, D., Tillapaugh-Fay, G., & Soman, P. (2015). Factors affecting dimensional accuracy of 3-D printed anatomical structures derived from CT data. Journal of digital imaging, 28(6), 654-663.

[1425] Cai, T., Rybicki, F. J., Giannopoulos, A. A., Schultz, K., Kumamaru, K. K., Liacouras, P., ... & Mitsouras, D. (2015). The residual STL volume as a metric to evaluate accuracy and reproducibility of anatomic models for 3D printing: application in the validation of 3D-printable models of maxillofacial bone from reduced radiation dose CT images. 3D printing in medicine, 1(1), 1-9.

[1426] Hochman, J. B., Rhodes, C., Wong, D., Kraut, J., Pisa, J., & Unger, B. (2015). Comparison of cadaveric and isomorphic three-dimensional printed models in temporal bone education. The Laryngoscope, 125(10), 2353-2357.

[1427] Markl, M., Schumacher, R., Küffer, J., Bley, T. A., & Hennig, J. (2005). Rapid vessel prototyping: vascular modeling using 3t magnetic resonance angiography and rapid prototyping technology. Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine, 18(6), 288-292.

[1428] Jamieson, R., Holmer, B., & Ashby, A. (1995). How rapid prototyping can assist in the development of new orthopaedic products-a case study. Rapid prototyping journal.

[1429] Naing, M. W., Chua, C. K., Leong, K. F., & Wang, Y. (2005). Fabrication of customised scaffolds using computer-aided design and rapid prototyping techniques. Rapid Prototyping Journal.

[1430] Pietrabissa, A., Marconi, S., Peri, A., Pugliese, L., Cavazzi, E., Vinci, A., ... & Auricchio, F. (2016). From CT scanning to 3-D printing technology for the preoperative planning in laparoscopic splenectomy. Surgical endoscopy, 30(1), 366-371.

[1431] Culmone, C., Smit, G., & Breedveld, P. (2019). Additive manufacturing of medical instruments: A state-of-the-art review. Additive Manufacturing, 27, 461-473.

[1432] Garcia, J., Yang, Z., Mongrain, R., Leask, R. L., & Lachapelle, K. (2018). 3D printing materials and their use in medical education: a review of current technology and trends for the future. BMJ Simulation and Technology Enhanced Learning, 4(1), 27-40.

[1433] Asadi-Eydivand, M., Solati-Hashjin, M., Farzad, A., & Osman, N. A. A. (2016). Effect of technical parameters on porous structure and strength of 3D printed calcium sulfate prototypes. Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 37, 57-67.

[1434] Qiu, K., Haghiashtiani, G., & McAlpine, M. C. (2018). 3D printed organ models for surgical applications. Annual Review of Analytical Chemistry.

[1435] Cohen, A., Laviv, A., Berman, P., Nashef, R., & Abu-Tair, J. (2009). Mandibular reconstruction using stereolithographic 3-dimensional printing modeling technology. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 108(5), 661-666.

[1436] Whitley III, D., Eidson, R. S., Rudek, I., & Bencharit, S. (2017). In-office fabrication of dental implant surgical guides using desktop stereolithographic printing and implant treatment planning software: A clinical report. The Journal of prosthetic dentistry, 118(3), 256-263.

[1437] Dodziuk, H. (2016). Applications of 3D printing in healthcare. Kardiochirurgia i torakochirurgia polska= Polish journal of cardio-thoracic surgery, 13(3), 283.

[1438] Sing, S. L., An, J., Yeong, W. Y., & Wiria, F. E. (2016). Laser and electron-beam powder-bed additive manufacturing of metallic implants: A review on processes, materials and designs. Journal of Orthopaedic Research, 34(3), 369-385.

[1439] Medtronic case study. (2020). Custom surgical instruments becoming working prototypes using FDM 3D printing technology.

[1440] Ibrahim, D., Broilo, T. L., Heitz, C., de Oliveira, M. G., de Oliveira, H. W., Nobre, S. M. W., ... & Silva, D. N. (2009). Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet™ models in the reproduction of mandibular anatomy. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 37(3), 167-173.

[1441] Juneja, M., Thakur, N., Kumar, D., Gupta, A., Bajwa, B., & Jindal, P. (2018). Accuracy in dental surgical guide fabrication using different 3-D printing techniques. Additive Manufacturing, 22, 243-255.

[1442] Matsumoto, J. S., Morris, J. M., Foley, T. A., Williamson, E. E., Leng, S., McGee, K. P., ... & Vrtiska, T. J. (2015). Three-dimensional physical modeling: applications and experience at Mayo Clinic. Radiographics, 35(7), 1989-2006.

[1443] Auricchio, F., & Marconi, S. (2016). 3D printing: clinical applications in orthopaedics and traumatology. EFORT open reviews, 1(5), 121-127.

[1444] Azarniya, A., Colera, X. G., Mirzaali, M. J., Sovizi, S., Bartolomeu, F., Wits, W. W., ... & Hosseini, H. R. M. (2019). Additive manufacturing of Ti–6Al–4V parts through laser metal deposition (LMD): Process, microstructure, and mechanical properties. Journal of Alloys and Compounds, 804, 163-191.

[1445] Zhang, Z., Kong, F., & Kovacevic, R. (2020). Laser hot-wire cladding of Co-Cr-W metal cored wire. Optics and Lasers in Engineering, 128, 105998.

[1446] Qiu, G., Ding, W., Tian, W., Qin, L., Zhao, Y., Zhang, L., ... & Lu, B. (2020). Medical Additive Manufacturing: From a Frontier Technology to the Research and Development of Products. Engineering.

[1447] George, M., Aroom, K. R., Hawes, H. G., Gill, B. S., & Love, J. (2017). 3D printed surgical instruments: the design and fabrication process. World journal of surgery, 41(1), 314-319.

[1448] Wong, J. Y., & Pfahnl, A. C. (2014). 3D printing of surgical instruments for long-duration space missions. Aviation, space, and environmental medicine, 85(7), 758-763.

[1449] Fuller, S. M., Butz, D. R., Vevang, C. B., & Makhlouf, M. V. (2014). Application of 3-dimensional printing in hand surgery for production of a novel bone reduction clamp. The Journal of hand surgery, 39(9), 1840-1845.

[1450] Kaleev, A. A., Kashapov, L. N., Kashapov, N. F., & Kashapov, R. N. (2017). Application of reverse engineering in the medical industry. SCOPUS17578981-2017-240-1-SID85034097961.

[1451] Singh, R., Suri, A., Anand, S., & Baby, B. (2016). Validation of reverse-engineered and additive-manufactured microsurgical instrument prototype. Surgical innovation, 23(6), 606-612.

[1452] Paraskevopoulos, D. (2016). Specification Analysis, Design, and Prototyping of a Burr Hole Endoscope Stabilization Device. Surgical innovation, 23(6), 613-619.

[1453] Băilă, D. I., Doicin, C. V., Cotruț, C. M., Ulmeanu, M. E., Ghionea, I. G., & Tarbă, C. I. (2016). Sintering the beaks of the elevator manufactured by direct metal laser sintering (DMLS) process from Co-Cr alloy. Metalurgija, 55(4), 663-666.

[1454] Sanchez-Tamayo, N., & Wachs, J. P. (2018, March). Collaborative robots in surgical research: a low-cost adaptation. In Companion of the 2018 ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction (pp. 231-232).

[1455] Rothenberg, S., Abdullah, S., & Hirsch, J. (2017). 3D printing prototypes for healthcare professionals: creating a reciprocating syringe. Journal of digital imaging, 30(5), 566-571.

[1456] Cook, F. R., Geier, E. T., Asadi, A. K., Sá, R. C., & Prisk, G. K. (2015). Rapid prototyping of inspired gas delivery system for pulmonary MRI research. 3D printing and additive manufacturing, 2(4), 196-203.

[1457] Walker, J. M., Elliott, D. A., Kubicky, C. D., Thomas Jr, C. R., & Naik, A. M. (2016). Manufacture and evaluation of 3-dimensional printed sizing tools for use during intraoperative breast brachytherapy. Advances in radiation oncology, 1(2), 132-135.

[1458] Ko, W. J., Song, G. W., Hong, S. P., Kwon, C. I., Hahm, K. B., & Cho, J. Y. (2016). Novel 3D-printing technique for caps to enable tailored therapeutic endoscopy. Digestive Endoscopy, 28(2), 131-138.

[1459] Steinemann, D. C., Müller, P. C., Apitz, M., Nickel, F., Kenngott, H. G., Müller-Stich, B. P., & Linke, G. R. (2018). An ad hoc three dimensionally printed tool facilitates intraesophageal suturing in experimental surgery. Journal of Surgical Research, 223, 87-93.

[1460] del Junco, M., Okhunov, Z., Yoon, R., Khanipour, R., Juncal, S., Abedi, G., ... & Landman, J. (2015). Development and initial porcine and cadaver experience with three-dimensional printing of endoscopic and laparoscopic equipment. Journal of endourology, 29(1), 58-62.

[1461] Băilă, D. I., Ghionea, I. G., Mocioiu, O. C., Ćuković, S., Ulmeanu, M. E., Tarbă, C. I., & Lazăr, L. V. (2016). Design of handle elevators and ATR spectrum of

material manufactured by stereolithography. In IFIP International Conference on Product Lifecycle Management (pp. 309-318). Springer, Cham.

[1462] Gálvez, J. A., Simpao, A. F., Dori, Y., Gralewski, K., McGill, N. H., Rivera, M. L., ... & Fiadjoe, J. E. (2016). Not just a pretty face: three-dimensional printed custom airway management devices. 3D Printing and Additive Manufacturing, 3(3), 160-165.

[1463] Navajas, E. V., & ten Hove, M. (2017). Three-dimensional printing of a transconjunctival vitrectomy trocar-cannula system. Ophthalmologica, 237(2), 119-122.

[1464] Ulmeanu, M., Doicin, C., Băilă, D., Rennie, A., Neagu, C., & Laha, S. (2015). Comparative evaluation of optimum additive manufacturing technology to fabricate bespoke medical prototypes of composite materials. Jurnalul de Materiale Plastice, 52(3), 416-422.

[1465] Sakes, A., Hovland, K., Smit, G., Geraedts, J., & Breedveld, P. (2018). Design of a Novel Three-Dimensional-Printed Two Degrees-of-Freedom Steerable Electrosurgical Grasper for Minimally Invasive Surgery. Journal of Medical Devices, 12(1).

[1466] Jelínek, F., Pessers, R., & Breedveld, P. (2014). DragonFlex smart steerable laparoscopic instrument. Journal of medical devices, 8(1).

[1467] Sahlabadi, M., Jezler, K., & Hutapea, P. (2017). Novel Steerable Smart Needle with a Built-In Recovery Mechanism for Multiple Actuations. In Smart Materials, Adaptive Structures and Intelligent Systems (Vol. 58264, p. V002T04A012). American Society of Mechanical Engineers.

[1468] Morimoto, T. K., & Okamura, A. M. (2016). Design of 3-D printed concentric tube robots. IEEE Transactions on Robotics, 32(6), 1419-1430.

[1469] Kim, Y., Cheng, S. S., & Desai, J. P. (2015). Towards the development of a spring-based continuum robot for neurosurgery. In Medical Imaging 2015: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling (Vol. 9415, p. 94151Q).

[1470] J Mintenbeck, J., Siegfarth, M., Estana, R., & Wörn, H. (2014). Flexible instrument for minimally invasive robotic surgery using rapid prototyping technology for fabrication. In 2014 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (pp. 1085-1090). IEEE.

[1471] Oliver-Butler, K., Epps, Z. H., & Rucker, D. C. (2017). Concentric agonist-antagonist robots for minimally invasive surgeries. In Medical Imaging 2017: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling (Vol. 10135, p. 1013511). International Society for Optics and Photonics.

[1472] Roppenecker, D. B., Pfaff, A., Coy, J. A., & Lueth, T. C. (2013). Multi arm snake-like robot kinematics. In 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (pp. 5040-5045). IEEE.

[1473] Chen, J., Pickett, T., Langell, A., Trane, A., Charlesworth, B., Loken, K., ... & Langell, J. T. (2016). Industry-academic partnerships: an approach to accelerate innovation. Journal of Surgical Research, 205(1), 228-233.

[1474] Menikou, G., Yiallouras, C., Yiannakou, M., & Damianou, C. (2017). MRI-guided focused ultrasound robotic system for the treatment of bone cancer. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 13(1), e1753.

[1475] Krieger, Y. S., Roppenecker, D. B., Stolzenburg, J. U., & Lueth, T. C. (2016, June). First step towards an automated designed Multi-Arm Snake-Like Robot for minimally invasive surgery. In 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob) (pp. 407-412). IEEE.

[1476] Traeger, M. F., Roppenecker, D. B., Leininger, M. R., Schnoes, F., & Lueth, T. C. (2014, September). Design of a spine-inspired kinematic for the guidance of flexible instruments in minimally invasive surgery. In 2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (pp. 1322-1327). IEEE.

[1477] Schmitz, A., Thompson, A. J., Berthet-Rayne, P., Seneci, C. A., Wisanuvej, P., & Yang, G. Z. (2017, September). Shape sensing of miniature snake-like robots using optical fibers. In 2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (pp. 947-952). IEEE.

[1478] Fontanelli, G. A., Buonocore, L. R., Ficuciello, F., Villani, L., & Siciliano, B. (2017, September). A novel force sensing integrated into the trocar for minimally invasive robotic surgery. In 2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (pp. 131-136). IEEE.

[1479] Seneci, C. A., Gras, G., Wisanuvej, P., Shang, J., & Yang, G. Z. (2017, September). 3D printing of improved needle grasping instrument for flexible robotic surgery. In 2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (pp. 2524-2530). IEEE.

[1480] García, J. I. R., Velasco, J. M. S., Suárez, M. V., Pereira, A. C., Sosa, V., & Rodríguez, J. L. C. (2018). Design Engineering in Surgery. "How to Design, Test and Market Surgical Devices Made with 3 D Printing?". Cirugía Española (English Edition), 96(4), 198-204.

[1481] Krieger, Y. S., Roppenecker, D. B., Kuru, I., & Lueth, T. C. (2017, May). Multi-arm snake-like robot. In 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) (pp. 2490-2495). IEEE.

[1482] Dikici, S., Aldemir Dikici, B., Eser, H., Gezgin, E., Başer, Ö., Şahin, S., ... & Oflaz, H. (2018). Development of a 2-dof uterine manipulator with LED illumination system as a new transvaginal uterus amputation device for gynecological surgeries. Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies, 27(3), 177-185.

[1483] Mylonas, N., & Damianou, C. (2014). MR compatible positioning device for guiding a focused ultrasound system for the treatment of brain deseases. The

International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 10(1), 1-10.

[1484] Roppenecker, D. B., Meining, A., Horst, G., Ulbrich, H., & Lueth, T. C. (2012). Interdisciplinary development of a single-port robot. In 2012 IEEE international conference on robotics and biomimetics (ROBIO) (pp. 612-617). IEEE.

[1485] Zizer, E., Roppenecker, D., Helmes, F., Hafner, S., Krieger, Y., Lüth, T., & Meining, A. (2016). A new 3D-printed overtube system for endoscopic submucosal dissection: first results of a randomized study in a porcine model. Endoscopy, 48(08), 762-765.

[1486] Edalati, K., Stamp, M., Ganesan, K., Stacey, A., Martin-Hardy, G., Fontaine, R., ... & Garrett, D. J. (2020). Improved wetting of gold active braze alloy on diamond for use in medical implants. Diamond and Related Materials, 109, 108089.

[1487] Heusinkveld, M. H., den Hamer, A., Traa, W. A., Oomen, P. J., & Maffulli, N. (2013). Treatment of transverse patellar fractures: a comparison between metallic and non-metallic implants. British medical bulletin, 107(1).

[1488] Suarez, H., Angeli, S., Suarez, A., Rosales, B., Carrera, X., & Alonso, R. (2007). Balance sensory organization in children with profound hearing loss and cochlear implants. International journal of pediatric otorhinolaryngology, 71(4), 629-637.

[1489] Kaya, A., Tekkesin, A. I., Kalenderoglu, K., & Alper, A. T. (2016). An unusual etiological agent of implantable cardioverter device endocarditis: Corynebacterium mucifaciens. Indian heart journal, 68(2), 190-191.

[1490] Onono, M., Nanda, K., Heller, K. B., Taylor, D., Yacobson, I., Heffron, R., ... & Smit, J. (2020). Comparison of pregnancy incidence among African women in a randomized trial of intramuscular depot medroxyprogesterone acetate (DMPA-IM), a copper intrauterine device (IUDs), or a levonorgestrel (LNG) implant for contraception. Contraception: X, 100026.

[1491] Filipović, U., Dahmane, R. G., Ghannouchi, S., Zore, A., & Bohinc, K. (2020). Bacterial adhesion on orthopedic implants. Advances in Colloid and Interface Science, 102228.

[1492] Deb, S., Braden, M., & Bonfield, W. (1995). Water absorption characteristics of modified hydroxyapatite bone cements. Biomaterials, 16(14), 1095-1100.

[1493] Giannatsis, J., & Dedoussis, V. (2009). Additive fabrication technologies applied to medicine and health care: a review. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 40(1-2), 116-127.

[1494] Burk, T., & Zarus, G. (2013). Community Exposures to Chemicals Through Vapor Intrusion: A Review of Past Agency for Toxic Substances and Disease Registry Public Health Evaluations. Journal of environmental health, 75(9), 36-41.

[1495] Jaishankar, M., Tseten, T., Anbalagan, N., Mathew, B. B., & Beeregowda, K. N. (2014). Toxicity, mechanism and health effects of some heavy metals. Interdisciplinary toxicology, 7(2), 60-72.

[1496] Plum, L. M., Rink, L., & Haase, H. (2010). The essential toxin: impact of zinc on human health. International journal of environmental research and public health, 7(4), 1342-1365.

[1497] Egorova, K. S., & Ananikov, V. P. (2017). Toxicity of metal compounds: knowledge and myths. Organometallics, 36(21), 4071-4090.

[1498] Williams, D. F. (2014). There is no such thing as a biocompatible material. Biomaterials, 35(38), 10009-10014.

[1499] Armas, L. A., Lappe, J. M., & Heaney, R. P. (2010). Calcium, bone strength and fractures. In Osteoporosis in men (pp. 235-241). Academic Press.

[1500] Pogrel, M. A. (2020). The Concept of Stress Shielding in Non-vascularized Bone Grafts of the Mandible-A Review of Two Cases. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.

[1501] Poumarat, G., & Squire, P. (1993). Comparison of mechanical properties of human, bovine bone and a new processed bone xenograft. Biomaterials, 14(5), 337-340.

[1502] Ataee, A., Li, Y., Fraser, D., Song, G., & Wen, C. (2018). Anisotropic Ti-6Al-4V gyroid scaffolds manufactured by electron beam melting (EBM) for bone implant applications. Materials & Design, 137, 345-354.

[1503] Moravej, M., & Mantovani, D. (2011). Biodegradable metals for cardiovascular stent application: interests and new opportunities. International journal of molecular sciences, 12(7), 4250-4270.

[1504] Li, H., Zheng, Y., & Qin, L. (2014). Progress of biodegradable metals. Progress in Natural Science: Materials International, 24(5), 414-422.

[1505] Zheng, Y. F., Gu, X. N., & Witte, F. (2014). Biodegradable metals. Materials Science and Engineering: R: Reports, 77, 1-34.

[1506] Wen, P., Jauer, L., Voshage, M., Chen, Y., Poprawe, R., & Schleifenbaum, J. H. (2018). Densification behavior of pure Zn metal parts produced by selective laser melting for manufacturing biodegradable implants. Journal of Materials Processing Technology, 258, 128-137.

[1507] Yánez, A., Cuadrado, A., Martel, O., Afonso, H., & Monopoli, D. (2018). Gyroid porous titanium structures: a versatile solution to be used as scaffolds in bone defect reconstruction. Materials & Design, 140, 21-29.

[1508] Renders, G. A. P., Mulder, L., Van Ruijven, L. J., & Van Eijden, T. M. G. J. (2007). Porosity of human mandibular condylar bone. Journal of Anatomy, 210(3), 239-248.

[1509] Wieding, J., Jonitz, A., & Bader, R. (2012). The effect of structural design on mechanical properties and cellular response of additive manufactured titanium scaffolds. Materials, 5(8), 1336-1347.

[1510] Kuboki, Y., Takita, H., Kobayashi, D., Tsuruga, E., Inoue, M., Murata, M., ... & Ohgushi, H. (1998). BMP-induced osteogenesis on the surface of hydroxyapatite with geometrically feasible and nonfeasible structures: topology of osteogenesis. Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of the Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials, 39(2), 190-199.

[1511] Chu, P. K., & Liu, X. (Eds.). (2008). Biomaterials fabrication and processing handbook. CRC press.

[1512] Vahidgolpayegani, A., Wen, C., Hodgson, P., & Li, Y. (2017). Production methods and characterization of porous Mg and Mg alloys for biomedical applications. In Metallic Foam Bone (pp. 25-82). Woodhead Publishing.

[1513] Torres-Sanchez, C., Al Mushref, F. R. A., Norrito, M., Yendall, K., Liu, Y., & Conway, P. P. (2017). The effect of pore size and porosity on mechanical properties and biological response of porous titanium scaffolds. Materials Science and Engineering: C, 77, 219-228.

[1514] Ran, Q., Yang, W., Hu, Y., Shen, X., Yu, Y., Xiang, Y., & Cai, K. (2018). Osteogenesis of 3D printed porous Ti6Al4V implants with different pore sizes. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 84, 1-11.

[1515] Johansson, C. B., Han, C. H., Wennerberg, A., & Albrektsson, T. (1998). A Quantitative Comparison of Machined Commercially Pure Titanium and Titanium-Aluminum-Vanadium Implants in Rabbit Bone. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 13(3).

[1516] lias, C. N., Lima, J. H. C., Valiev, R., & Meyers, M. A. (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. Jom, 60(3), 46-49.

[1517] Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J., & Lemons, J. E. (2004). Biomaterials science: an introduction to materials in medicine. Elsevier.

[1518] Trevisan, F., Calignano, F., Aversa, A., Marchese, G., Lombardi, M., Biamino, S., ... & Manfredi, D. (2018). Additive manufacturing of titanium alloys in the biomedical field: processes, properties and applications. Journal of applied biomaterials & functional materials, 16(2), 57-67.

[1519] Ni, J., Ling, H., Zhang, S., Wang, Z., Peng, Z., Benyshek, C., ... & Lee, J. (2019). Three-dimensional printing of metals for biomedical applications. Materials Today Bio, 3, 100024.

[1520] Arabnejad, S., Johnston, B., Tanzer, M., & Pasini, D. (2017). Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty. Journal of Orthopaedic Research, 35(8), 1774-1783.

[1521] Ameen, W., Al-Ahmari, A., Mohammed, M. K., Abdulhameed, O., Umer, U., & Moiduddin, K. (2018). Design, finite element analysis (FEA), and fabrication of custom titanium alloy cranial implant using electron beam melting additive manufacturing. Advances in Production Engineering & Management, 13(3), 267-278.

[1522] Dinda, G. P., Song, L., & Mazumder, J. (2008). Fabrication of Ti-6Al-4V scaffolds by direct metal deposition. Metallurgical and Materials Transactions A, 39(12), 2914-2922.

[1523] Croitoru, A. S. M., Pacioga, B. A., & Comsa, C. S. (2017). Personalized hip implants manufacturing and testing. Applied Surface Science, 417, 256-261.

[1524] Cronskär, M., Bäckström, M., & Rännar, L. E. (2013). Production of customized hip stem prostheses–a comparison between conventional machining and electron beam melting (EBM). Rapid Prototyping Journal.

[1525] Kolken, H. M., Janbaz, S., Leeflang, S. M., Lietaert, K., Weinans, H. H., & Zadpoor, A. A. (2018). Rationally designed meta-implants: a combination of auxetic and conventional meta-biomaterials. Materials Horizons, 5(1), 28-35.

[1526] Jardini, A. L., Larosa, M. A., Maciel Filho, R., de Carvalho Zavaglia, C. A., Bernardes, L. F., Lambert, C. S., ... & Kharmandayan, P. (2014). Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 42(8), 1877-1884.

[1527] Toso, S. M., Menzel, K., Motzkus, Y., Adolphs, N., Hoffmeister, B., & Raguse, J. D. (2015). Patient-specific implant in prosthetic craniofacial reconstruction: first report of a novel technique with far-reaching perspective. Journal of Craniofacial Surgery, 26(7), 2133-2135.

[1528] Fan, H., Fu, J., Li, X., Pei, Y., Li, X., Pei, G., & Guo, Z. (2015). Implantation of customized 3-D printed titanium prosthesis in limb salvage surgery: a case series and review of the literature. World journal of surgical oncology, 13(1), 308.

[1529] Cronskär, M., Rännar, L. E., Bäckström, M., Nilsson, K. G., & Samuelsson, B. (2015). Patient-specific clavicle reconstruction using digital design and additive manufacturing. Journal of Mechanical Design, 137(11)

[1530] Liang, H., Ji, T., Zhang, Y., Wang, Y., & Guo, W. (2017). Reconstruction with 3D-printed pelvic endoprostheses after resection of a pelvic tumour. The bone & joint journal, 99(2), 267-275.

[1531] Xu, N., Wei, F., Liu, X., Jiang, L., Cai, H., Li, Z., ... & Liu, Z. (2016). Reconstruction of the upper cervical spine using a personalized 3D-printed vertebral body in an adolescent with Ewing sarcoma. Spine, 41(1), E50-E54.

[1532] Phan, K., Sgro, A., Maharaj, M. M., D'Urso, P., & Mobbs, R. J. (2016). Application of a 3D custom printed patient specific spinal implant for C1/2 arthrodesis. Journal of Spine Surgery, 2(4), 314.

[1533] Dearnley, P. A. (1999). A review of metallic, ceramic and surface-treated metals used for bearing surfaces in human joint replacements. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 213(2), 107-135.

[1534] Aherwar, A., Singh, A. K., & Patnaik, A. (2016). Current and future biocompatibility aspects of biomaterials for hip prosthesis. AIMS Bioeng, 3(1), 23-43.

[1535] Yang, K., Ren, Y., & Wan, P. (2012). High nitrogen nickel-free austenitic stainless steel: A promising coronary stent material. Science China Technological Sciences, 55(2), 329-340.

[1536] Tilton, M., Lewis, G. S., Wee, H. B., Armstrong, A., Hast, M. W., & Manogharan, G. (2020). Additive manufacturing of fracture fixation implants: Design, material characterization, biomechanical modeling and experimentation. Additive Manufacturing, 33, 101137.

[1537] Sivaraj, D., & Vijayalakshmi, K. (2018). Enhanced corrosion resistance and antibacterial activity of Zn-HA decorated MWCNTs film coated on medical grade 316L SS implant by novel spray pyrolysis technique. Journal of analytical and applied pyrolysis, 134, 176-182.

[1538] Ananth, K. P., Nathanael, A. J., Jose, S. P., Oh, T. H., & Mangalaraj, D. (2016). A novel silica nanotube reinforced ionic incorporated hydroxyapatite composite coating on polypyrrole coated 316L SS for implant application. Materials Science and Engineering: C, 59, 1110-1124.

[1539] Esmaeili, A., Ghaffari, S. A., Nikkhah, M., Ghaini, F. M., Farzan, F., & Mohammadi, S. (2020). Biocompatibility assessments of 316L stainless steel substrates coated by Fe-based bulk metallic glass through electro-spark deposition method. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 111469.

[1540] Shafiee, B. M., Torkaman, R., Mahmoudi, M., & Emadi, R. (2019). An improvement in corrosion resistance of 316L AISI coated using PCL-gelatin composite by dip-coating method. Progress in Organic Coatings, 130, 200-205.

[1541] Katta, P. P., & Nalliyan, R. (2019). Corrosion resistance with self-healing behavior and biocompatibility of Ce incorporated niobium oxide coated 316L SS for orthopedic applications. Surface and Coatings Technology, 375, 715-726.

[1542] Sathishkumar, S., Sridevi, C., Rajavel, R., & Karthikeyan, P. (2020). Smart flower like MgO/Tb, Eu-substituted hydroxyapatite dual layer coating on 316L SS for enhanced corrosion resistance, antibacterial activity and osteocompatibility. Journal of Science: Advanced Materials and Devices.

[1543] Venable, C. S., Stuck, W. G., & Beach, A. (1937). The effects on bone of the presence of metals; based upon electrolysis: an experimental study. Annals of surgery, 105(6), 917.

[1544] Sheeja, D., Tay, B. K., Lau, S. P., & Nung, L. N. (2001). Tribological characterisation of diamond-like carbon coatings on Co–Cr–Mo alloy for orthopaedic applications. Surface and Coatings Technology, 146, 410-416.

[1545] Xiang, D., Tan, X., Sui, X., He, J., Chen, C., Hao, J., ... & Liu, W. (2020). Comparative study on microstructure, bio-tribological behavior and

cytocompatibility of Cr-doped amorphous carbon films for Co–Cr–Mo artificial lumbar disc. Tribology International, 106760.

[1546] Tanzi, M. C., Farè, S., & Candiani, G. (2019). Foundations of biomaterials engineering. Academic Press.

[1547] Disegi, J. A., Kennedy, R. L., & Pilliar, R. (1999). Cobalt-base alloys for biomedical applications. Danvers: ASTM.

[1548] España, F. A., Balla, V. K., Bose, S., & Bandyopadhyay, A. (2010). Design and fabrication of CoCrMo alloy based novel structures for load bearing implants using laser engineered net shaping. Materials Science and Engineering: C, 30(1), 50-57.

[1549] Hazlehurst, K., Wang, C. J., & Stanford, M. (2013). Evaluation of the stiffness characteristics of square pore CoCrMo cellular structures manufactured using laser melting technology for potential orthopaedic applications. Materials & Design, 51, 949-955.

[1550] Takashima, T., Koizumi, Y., Li, Y., Yamanaka, K., Saito, T., & Chiba, A. (2016). Effect of building position on phase distribution in Co-Cr-Mo alloy additive manufactured by electron-beam melting. Materials Transactions, 57(12), 2041-2047.

[1551] Liverani, E., Fortunato, A., Leardini, A., Belvedere, C., Siegler, S., Ceschini, L., & Ascari, A. (2016). Fabrication of Co–Cr–Mo endoprosthetic ankle devices by means of Selective Laser Melting (SLM). Materials & Design, 106, 60-68.

[1552] Murr, L. E., Gaytan, S. M., Martinez, E., Medina, F., & Wicker, R. B. (2012). Next generation orthopaedic implants by additive manufacturing using electron beam melting. International journal of biomaterials.

[1553] Chen, Y., Xu, Z., Smith, C., & Sankar, J. (2014). Recent advances on the development of magnesium alloys for biodegradable implants. Acta biomaterialia, 10(11), 4561-4573.

[1554] Seitz, J. M., Lucas, A., & Kirschner, M. (2016). Magnesium-based compression screws: a novelty in the clinical use of implants. JOM, 68(4), 1177-1182.

[1555] Biotronik, S. E., & KG, C. (2016). Biotronik Announces CE Mark for Magmaris, the First Clinically-Proven Bioresorbable Magnesium Scaffold. J. Invasive Cardiol.

[1556] Hornberger, H., Virtanen, S., & Boccaccini, A. R. (2012). Biomedical coatings on magnesium alloys–a review. Acta biomaterialia, 8(7), 2442-2455.

[1557] Kirkland, N. T., & Birbilis, N. (2014). Magnesium biomaterials: design, testing, and best practice. Springer International Publishing.

[1558] Karunakaran, R., Ortgies, S., Tamayol, A., Bobaru, F., & Sealy, M. P. (2020). Additive manufacturing of magnesium alloys. Bioactive Materials, 5(1), 44-54.

[1559] Gieseke, M., Noelke, C., Kaierle, S., Wesling, V., & Haferkamp, H. (2013). Selective laser melting of magnesium and magnesium alloys, Magnesium Technology.

[1560] Guo, Y., Pan, H., Ren, L., & Quan, G. (2019). Microstructure and mechanical properties of wire arc additively manufactured AZ80M magnesium alloy. Materials Letters, 247, 4-6.

[1561] Farag, M. M., & Yun, H. S. (2014). Effect of gelatin addition on fabrication of magnesium phosphate-based scaffolds prepared by additive manufacturing system. Materials Letters, 132, 111-115.

[1562] Salehi, M., Maleksaeedi, S., Nai, S. M. L., Meenashisundaram, G. K., Goh, M. H., & Gupta, M. (2019). A paradigm shift towards compositionally zero-sum binderless 3D printing of magnesium alloys via capillary-mediated bridging. Acta Materialia, 165, 294-306.

[1563] Yang, Y., He, C., Dianyu, E., Yang, W., Qi, F., Xie, D., ... & Shuai, C. (2020). Mg bone implant: Features, developments and perspectives. Materials & Design, 185, 108259.

[1564] Niu, X., Shen, H., & Fu, J. (2018). Microstructure and mechanical properties of selective laser melted Mg-9 wt% Al powder mixture. Materials Letters, 221, 4-7.

[1565] Wei, K., Wang, Z., & Zeng, X. (2015). Influence of element vaporization on formability, composition, microstructure, and mechanical performance of the selective laser melted Mg–Zn–Zr components. Materials Letters, 156, 187-190.

[1566] Pawlak, A., Rosienkiewicz, M., & Chlebus, E. (2017). Design of experiments approach in AZ31 powder selective laser melting process optimization. Archives of Civil and Mechanical Engineering, 17, 9-18.

[1567] Ng, C. C., Savalani, M. M., Lau, M. L., & Man, H. C. (2011). Microstructure and mechanical properties of selective laser melted magnesium. Applied Surface Science, 257(17), 7447-7454.

[1568] Guo, J., Zhou, Y., Liu, C., Wu, Q., Chen, X., & Lu, J. (2016). Wire arc additive manufacturing of AZ31 magnesium alloy: Grain refinement by adjusting pulse frequency. Materials, 9(10), 823.

[1569] Holguin, D. A. M., Han, S., & Kim, N. P. (2018). Magnesium alloy 3D printing by wire and arc additive manufacturing (WAAM). MRS Advances, 3(49), 2959-2964.

[1570] Salehi, M., Maleksaeedi, S., Nai, M. L. S., & Gupta, M. (2019). Towards additive manufacturing of magnesium alloys through integration of binderless 3D printing and rapid microwave sintering. Additive Manufacturing, 29, 100790.

[1571] Guo, Y., Quan, G., Jiang, Y., Ren, L., Fan, L., & Pan, H. (2020). Formability, microstructure evolution and mechanical properties of wire arc additively manufactured AZ80M magnesium alloy using gas tungsten arc welding. Journal of Magnesium and Alloys.

[1572] Esmaily, M., Zeng, Z., Mortazavi, A. N., Gullino, A., Choudhary, S., Derra, T., ... & Huang, A. (2020). A detailed microstructural and corrosion analysis of

magnesium alloy WE43 manufactured by selective laser melting. Additive Manufacturing, 101321.

[1573] Moravej, M., Purnama, A., Fiset, M., Couet, J., & Mantovani, D. (2010). Electroformed pure iron as a new biomaterial for degradable stents: In vitro degradation and preliminary cell viability studies. Acta Biomaterialia, 6(5), 1843-1851.

[1574] Simchi, A., & Pohl, H. (2003). Effects of laser sintering processing parameters on the microstructure and densification of iron powder. Materials Science and Engineering: A, 359(1-2), 119-128.

[1575] Kruth, J. P., Froyen, L., Van Vaerenbergh, J., Mercelis, P., Rombouts, M., & Lauwers, B. (2004). Selective laser melting of iron-based powder. Journal of materials processing technology, 149(1-3), 616-622.

[1576] Montani, M., Demir, A. G., Mostaed, E., Vedani, M., & Previtali, B. (2017). Processability of pure Zn and pure Fe by SLM for biodegradable metallic implant manufacturing. Rapid Prototyping Journal.

[1577] Chou, D. T., Wells, D., Hong, D., Lee, B., Kuhn, H., & Kumta, P. N. (2013). Novel processing of iron–manganese alloy-based biomaterials by inkjet 3-D printing. Acta biomaterialia, 9(10), 8593-8603.

[1578] Yang, C., Huan, Z., Wang, X., Wu, C., & Chang, J. (2018). 3D printed Fe scaffolds with HA nanocoating for bone regeneration. ACS Biomaterials Science & Engineering, 4(2), 608-616.

[1579] Liu, Y., Zheng, Y., Chen, X. H., Yang, J. A., Pan, H., Chen, D., ... & Yeung, K. W. K. (2019). Fundamental theory of biodegradable metals—definition, criteria, and design. Advanced Functional Materials, 29(18), 1805402.

[1580] Katarivas Levy, G., Goldman, J., & Aghion, E. (2017). The prospects of zinc as a structural material for biodegradable implants—a review paper. Metals, 7(10), 402.

[1581] Demir, A. G., Monguzzi, L., & Previtali, B. (2017). Selective laser melting of pure Zn with high density for biodegradable implant manufacturing. Additive Manufacturing, 15, 20-28.

[1582] Lietaert, K., Baekelant, W., Thijs, L., & Vleugels, J. (2016). Direct metal printing of zinc: from single laser tracks to high density parts. In European Congress and Exhibition on Powder Metallurgy. European PM Conference Proceedings (pp. 1-6). The European Powder Metallurgy Association.

[1583] Qin, Y., Wen, P., Voshage, M., Chen, Y., Schückler, P. G., Jauer, L., ... & Schleifenbaum, J. H. (2019). Additive manufacturing of biodegradable Zn-xWE43 porous scaffolds: Formation quality, microstructure and mechanical properties. Materials & Design, 181, 107937.

[1584] Chen, Y., Wen, P., Voshage, M., Jauer, L., Qin, Y., Schleifenbaum, J. H., & Poprawe, R. (2019). Laser additive manufacturing of Zn metal parts for biodegradable implants: Effect of gas flow on evaporation and formation quality. Journal of Laser Applications, 31(2), 022304.

[1585] Ligon, S. C., Liska, R., Stampfl, J., Gurr, M., & Mülhaupt, R. (2017). Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. Chemical reviews, 117(15), 10212-10290.

[1586] Youssef, A., Hollister, S. J., & Dalton, P. D. (2017). Additive manufacturing of polymer melts for implantable medical devices and scaffolds. Biofabrication, 9(1), 012002.

[1587] Bose, S., Ke, D., Sahasrabudhe, H., & Bandyopadhyay, A. (2018). Additive manufacturing of biomaterials. Progress in Materials Science, 93, 45-111.

[1588] Ma, H., Feng, C., Chang, J., & Wu, C. (2018). 3D-printed bioceramic scaffolds: From bone tissue engineering to tumor therapy. Acta biomaterialia, 79, 37-59.

[1589] Melchels, F. P., Feijen, J., & Grijpma, D. W. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. Biomaterials, 31(24), 6121-6130.

[1590] Melchels, F. P., Feijen, J., & Grijpma, D. W. (2009). A poly (D, L-lactide) resin for the preparation of tissue engineering scaffolds by stereolithography. Biomaterials, 30(23-24), 3801-3809.

[1591] Chartrain, N. A., Williams, C. B., & Whittington, A. R. (2018). A review on fabricating tissue scaffolds using vat photopolymerization. Acta biomaterialia, 74, 90-111.

[1592] Dhariwala, B., Hunt, E., & Boland, T. (2004). Rapid prototyping of tissue-engineering constructs, using photopolymerizable hydrogels and stereolithography. Tissue engineering, 10(9-10), 1316-1322.

[1593] Mapili, G., Lu, Y., Chen, S., & Roy, K. (2005). Laser-layered microfabrication of spatially patterned functionalized tissue-engineering scaffolds. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of the Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 75(2), 414-424.

[1594] Cooke, M. N., Fisher, J. P., Dean, D., Rimnac, C., & Mikos, A. G. (2003). Use of stereolithography to manufacture critical-sized 3D biodegradable scaffolds for bone ingrowth. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of the Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 64(2), 65-69.

[1595] Lee, S. J., Kang, H. W., Park, J. K., Rhie, J. W., Hahn, S. K., & Cho, D. W. (2008). Application of microstereolithography in the development of three-dimensional cartilage regeneration scaffolds. Biomedical microdevices, 10(2), 233-241.

[1596] Guillaume, O., Geven, M. A., Sprecher, C. M., Stadelmann, V. A., Grijpma, D. W., Tang, T. T., ... & Yuan, H. (2017). Surface-enrichment with hydroxyapatite nanoparticles in stereolithography-fabricated composite polymer scaffolds promotes bone repair. Acta biomaterialia, 54, 386-398.

[1597] Ronca, A., Ronca, S., Forte, G., Zeppetelli, S., Gloria, A., De Santis, R., & Ambrosio, L. (2018). Synthesis and characterization of divinyl-fumarate poly-ε-caprolactone for scaffolds with controlled architectures. Journal of tissue engineering and regenerative medicine, 12(1), e523-e531.

[1598] Gonçalves, F. A. M. M., Fonseca, A. C., Domingos, M., Gloria, A., Serra, A. C., & Coelho, J. F. J. (2017). The potential of unsaturated polyesters in biomedicine and tissue engineering: Synthesis, structure-properties relationships and additive manufacturing. Progress in Polymer Science, 68, 1-34.

[1599] Leigh, S. J., Gilbert, H. T., Barker, I. A., Becker, J. M., Richardson, S. M., Hoyland, J. A., ... & Dove, A. P. (2013). Fabrication of 3-dimensional cellular constructs via microstereolithography using a simple, three-component, poly (ethylene glycol) acrylate-based system. Biomacromolecules, 14(1), 186-192.

[1600] Gauvin, R., Chen, Y. C., Lee, J. W., Soman, P., Zorlutuna, P., Nichol, J. W., ... & Khademhosseini, A. (2012). Microfabrication of complex porous tissue engineering scaffolds using 3D projection stereolithography. Biomaterials, 33(15), 3824-3834.

[1601] Miao, S., Zhu, W., Castro, N. J., Nowicki, M., Zhou, X., Cui, H., ... & Zhang, L. G. (2016). 4D printing smart biomedical scaffolds with novel soybean oil epoxidized acrylate. Scientific reports, 6, 27226.

[1602] Fang, N., Sun, C., & Zhang, X. (2004). Diffusion-limited photopolymerization in scanning micro-stereolithography. Applied Physics A, 79(8), 1839-1842.

[1603] Melchels, F. P., Barradas, A. M., Van Blitterswijk, C. A., De Boer, J., Feijen, J., & Grijpma, D. W. (2010). Effects of the architecture of tissue engineering scaffolds on cell seeding and culturing. Acta biomaterialia, 6(11), 4208-4217.

[1604] Han, L. H., Mapili, G., Chen, S., & Roy, K. (2008). Projection microfabrication of three-dimensional scaffolds for tissue engineering. Journal of Manufacturing Science and Engineering, 130(2).

[1605] Lan, P. X., Lee, J. W., Seol, Y. J., & Cho, D. W. (2009). Development of 3D PPF/DEF scaffolds using micro-stereolithography and surface modification. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 20(1), 271-279.

[1606] Shin, J. H., Lee, J. W., Jung, J. H., Cho, D. W., & Lim, G. (2011). Evaluation of cell proliferation and differentiation on a poly (propylene fumarate) 3D scaffold treated with functional peptides. Journal of materials science, 46(15), 5282-5287.

[1607] Choi, J. W., Wicker, R., Lee, S. H., Choi, K. H., Ha, C. S., & Chung, I. (2009). Fabrication of 3D biocompatible/biodegradable micro-scaffolds using dynamic mask projection microstereolithography. Journal of Materials Processing Technology, 209(15-16), 5494-5503.

[1608] Fina, F., Goyanes, A., Gaisford, S., & Basit, A. W. (2017). Selective laser sintering (SLS) 3D printing of medicines. International journal of pharmaceutics, 529(1-2), 285-293.

[1609] Adamzyk, C., Kachel, P., Hoss, M., Gremse, F., Modabber, A., Hoelzle, F., ... & Lethaus, B. (2016). Bone tissue engineering using polyetherketoneketone scaffolds combined with autologous mesenchymal stem cells in a sheep calvarial defect model. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 44(8), 985-994.

[1610] Morrison, R. J., Hollister, S. J., Niedner, M. F., Mahani, M. G., Park, A. H., Mehta, D. K., ... & Green, G. E. (2015). Mitigation of tracheobronchomalacia with 3D-printed personalized medical devices in pediatric patients. Science translational medicine, 7(285).

[1611] Wiria, F. E., Leong, K. F., Chua, C. K., & Liu, Y. (2007). Poly-ε-caprolactone/hydroxyapatite for tissue engineering scaffold fabrication via selective laser sintering. Acta biomaterialia, 3(1), 1-12.

[1612] Antonov, E. N., Bagratashvili, V. N., Howdle, S. M., Konovalov, A. N., Popov, V. K., & Panchenko, V. Y. (2006). Fabrication of polymer scaffolds for tissue engineering using surface selective laser sintering. Laser Physics, 16(5), 774-787.

[1613] Duan, B., Cheung, W. L., & Wang, M. (2011). Optimized fabrication of Ca–P/PHBV nanocomposite scaffolds via selective laser sintering for bone tissue engineering. Biofabrication, 3(1), 015001.

[1614] Pravin, S., & Sudhir, A. (2018). Integration of 3D printing with dosage forms: A new perspective for modern healthcare. Biomedicine & Pharmacotherapy, 107, 146-154.

[1615] Utela, B., Storti, D., Anderson, R., & Ganter, M. (2008). A review of process development steps for new material systems in three dimensional printing (3DP). Journal of Manufacturing Processes, 10(2), 96-104.

[1616] Dini, F., Ghaffari, S. A., Jafar, J., Hamidreza, R., & Marjan, S. (2020). A review of binder jet process parameters; powder, binder, printing and sintering condition. Metal Powder Report, 75(2), 95-100.

[1617] Lin, S., Chao, P. Y., Chien, Y. W., Sayani, A., Kumar, S., Mason, M., ... & Monkhouse, D. (2001). In vitro and in vivo evaluations of biodegradable implants for hormone replacement therapy: effect of system design and PK-PD relationship. AAPS PharmSciTech, 2(3), 55-65.

[1618] Lam, C. X. F., Mo, X. M., Teoh, S. H., & Hutmacher, D. W. (2002). Scaffold development using 3D printing with a starch-based polymer. Materials Science and Engineering: C, 20(1-2), 49-56.

[1619] Huang, W., Zheng, Q., Sun, W., Xu, H., & Yang, X. (2007). Levofloxacin implants with predefined microstructure fabricated by three-dimensional printing technique. International journal of pharmaceutics, 339(1-2), 33-38 .

[1620] Wu, W., Zheng, Q., Guo, X., Sun, J., & Liu, Y. (2009). A programmed release multi-drug implant fabricated by three-dimensional printing technology for bone tuberculosis therapy. Biomedical Materials, 4(6), 065005.

[1621] McIlroy, C., & Olmsted, P. D. (2017). Disentanglement effects on welding behaviour of polymer melts during the fused-filament-fabrication method for additive manufacturing. Polymer, 123, 376-391.

[1622] Fuenmayor, E., Forde, M., Healy, A. V., Devine, D. M., Lyons, J. G., McConville, C., & Major, I. (2018). Material considerations for fused-filament fabrication of solid dosage forms. Pharmaceutics, 10(2), 44.

[1623] Rodrigues, N., Benning, M., Ferreira, A. M., Dixon, L., & Dalgarno, K. (2016). Manufacture and characterisation of porous PLA scaffolds. Procedia Cirp, 49, 33-38.

[1624] Jiang, D., & Ning, F. (2020). Fused Filament Fabrication of Biodegradable PLA/316L Composite Scaffolds: Effects of Metal Particle Content. Procedia Manufacturing, 48, 755-762.

[1625] Singh, S., Singh, G., Prakash, C., Ramakrishna, S., Lamberti, L., & Pruncu, C. I. (2020). 3D printed biodegradable composites: An insight into mechanical properties of PLA/chitosan scaffold. Polymer Testing, 89, 106722.

[1626] Gendviliene, I., Simoliunas, E., Rekstyte, S., Malinauskas, M., Zaleckas, L., Jegelevicius, D., ... & Rutkunas, V. (2020). Assessment of the morphology and dimensional accuracy of 3D printed PLA and PLA/HAp scaffolds. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 104, 103616.

[1627] Alam, F., Shukla, V. R., Varadarajan, K. M., & Kumar, S. (2020). Microarchitected 3D printed polylactic acid (PLA) nanocomposite scaffolds for biomedical applications. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 103, 103576.

[1628] Zhao, W., Huang, Z., Liu, L., Wang, W., Leng, J., & Liu, Y. (2020). Porous bone tissue scaffold concept based on shape memory PLA/Fe3O4. Composites Science and Technology, 108563.

[1629] Lee, J., Lee, H., Cheon, K. H., Park, C., Jang, T. S., Kim, H. E., & Jung, H. D. (2019). Fabrication of poly (lactic acid)/Ti composite scaffolds with enhanced mechanical properties and biocompatibility via fused filament fabrication (FFF)–based 3D printing. Additive Manufacturing, 30, 100883.

[1630] Spece, H., Yu, T., Law, A. W., Marcolongo, M., & Kurtz, S. M. (2020). 3D printed porous PEEK created via fused filament fabrication for osteoconductive orthopaedic surfaces. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 103850.

[1631] Radhakrishnan, S., Nagarajan, S., Belaid, H., Farha, C., Iatsunskyi, I., Coy, E., ... & Teyssier, C. (2020). Fabrication of 3D printed antimicrobial polycaprolactone scaffolds for tissue engineering applications. Materials Science and Engineering: C, 118, 111525.

[1632] Kovalcik, A., Sangroniz, L., Kalina, M., Skopalova, K., Humpolíček, P., Omastova, M., ... & Müller, A. J. (2020). Properties of scaffolds prepared by fused deposition modeling of poly (hydroxyalkanoates). International Journal of Biological Macromolecules.

[1633] Davis, A., & Ward, S. E. (Eds.). (2014). The handbook of medicinal chemistry: principles and practice. Royal Society of Chemistry.

[1634] Çelik, G. (2013). İlaç yüklü nanolif sistemlerden kontrollü ilaç salınımı (Doctoral dissertation, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü).

[1635] Reddy, R. D. P., & Sharma, V. (2020). Additive manufacturing in drug delivery applications: A review. International Journal of Pharmaceutics, 589, 119820.

[1636] Hoag, S. W. (2017). Capsules dosage form: formulation and manufacturing considerations. In Developing Solid Oral Dosage Forms (pp. 723-747). Academic Press.

[1637] Hoffmann, E. M., Breitenbach, A., & Breitkreutz, J. (2011). Advances in orodispersible films for drug delivery. Expert opinion on drug delivery, 8(3), 299-316.

[1638] Mohammed, M. I., Badwal, P. S., & Gibson, I. (2017). Design and fabrication considerations for three dimensional scaffold structures. KnE Engineering, 120-126.

[1639] Stewart, S. A., Domínguez-Robles, J., McIlorum, V. J., Mancuso, E., Lamprou, D. A., Donnelly, R. F., & Larrañeta, E. (2020). Development of a biodegradable subcutaneous implant for prolonged drug delivery using 3D printing. Pharmaceutics, 12(2), 105.

[1640] Pontrelli, G., Di Mascio, A., & de Monte, F. (2013). Modelling Transdermal Drug Delivery through a Two-layered System. In SIMULTECH (pp. 645-651).

[1641] Krishna, S. V., Ashok, V., & Chatterjee, A. (2012). A review on vaginal drug delivery systems. Int J Biol Pharm Appl Sci, 1, 152-167.

[1642] Lee, J., Kim, D. H., Lee, K. J., Seo, I. H., Park, S. H., Jang, E. H., ... & Ryu, W. (2017). Transfer-molded wrappable microneedle meshes for perivascular drug delivery. Journal of Controlled Release, 268, 237-246.

[1643] Sherman, W., Martens, T. P., Viles-Gonzalez, J. F., & Siminiak, T. (2006). Catheter-based delivery of cells to the heart. Nature clinical practice Cardiovascular medicine, 3(1), S57-S64.

[1644] Lavik, E. B., Kuppermann, B. D., & Humayun, M. S. (2013). Drug delivery. In Retina (pp. 734-745). WB Saunders.

[1645] Goyanes, A., Chang, H., Sedough, D., Hatton, G. B., Wang, J., Buanz, A., ... & Basit, A. W. (2015). Fabrication of controlled-release budesonide tablets via desktop (FDM) 3D printing. International journal of pharmaceutics, 496(2), 414-420.

[1646] Li, Q., Guan, X., Cui, M., Zhu, Z., Chen, K., Wen, H., ... & Pan, W. (2018). Preparation and investigation of novel gastro-floating tablets with 3D extrusion-based printing. International Journal of Pharmaceutics, 535(1-2), 325-332.

[1647] Karakurt, I., Aydoğdu, A., Çıkrıkcı, S., Orozco, J., & Lin, L. (2020). Stereolithography (SLA) 3D Printing of Ascorbic Acid Loaded Hydrogels: A Controlled Release Study. International Journal of Pharmaceutics, 119428.

[1648] Kadry, H., Wadnap, S., Xu, C., & Ahsan, F. (2019). Digital light processing (DLP) 3D-printing technology and photoreactive polymers in fabrication of modified-release tablets. European Journal of Pharmaceutical Sciences, 135, 60-67.

[1649] Shi, R., Bao, X., Weischenfeldt, J., Schaefer, C., Rogowski, P., Schmidt-Hegemann, N. S., ... & Stief, C. (2020). A novel gene signature-based model predicts biochemical recurrence-free survival in prostate cancer patients after radical prostatectomy. Cancers, 12(1), 1.

[1650] Salmoria, G. V., Klauss, P., & Kanis, L. A. (2017). Laser Printing of PCL/Progesterone Tablets for Drug Delivery Applications in Hormone Cancer Therapy. Lasers in Manufacturing and Materials Processing, 4(3), 108-120.

[1651] Acosta-Vélez, G. F., Zhu, T. Z., Linsley, C. S., & Wu, B. M. (2018). Photocurable poly (ethylene glycol) as a bioink for the inkjet 3D pharming of hydrophobic drugs. International journal of pharmaceutics, 546(1-2), 145-153.

[1652] Elbl, J., Gajdziok, J., & Kolarczyk, J. (2020). 3D printing of multilayered orodispersible films with in-process drying. International Journal of Pharmaceutics, 575, 118883.

[1653] Sjöholm, E., & Sandler, N. (2019). Additive manufacturing of personalized orodispersible warfarin films. International Journal of Pharmaceutics, 564, 117-123.

[1654] Buanz, A. B., Saunders, M. H., Basit, A. W., & Gaisford, S. (2011). Preparation of personalized-dose salbutamol sulphate oral films with thermal ink-jet printing. Pharmaceutical research, 28(10), 2386.

[1655] Edinger, M., Bar-Shalom, D., Sandler, N., Rantanen, J., & Genina, N. (2018). QR encoded smart oral dosage forms by inkjet printing. International Journal of Pharmaceutics, 536(1), 138-145.

[1656] Zhou, Z., Yao, Q., Li, L., Zhang, X., Wei, B., Yuan, L., & Wang, L. (2018). Antimicrobial activity of 3D-printed poly (ε-caprolactone)(PCL) composite scaffolds presenting vancomycin-loaded polylactic acid-glycolic acid (PLGA) microspheres. Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research, 24, 6934.

[1657] Sun, H., Hu, C., Zhou, C., Wu, L., Sun, J., Zhou, X., ... & Fan, Y. (2020). 3D printing of calcium phosphate scaffolds with controlled release of antibacterial functions for jaw bone repair. Materials & Design, 189, 108540.

[1658] Channasanon, S., Udomkusonsri, P., Chantaweroad, S., Tesavibul, P., & Tanodekaew, S. (2017). Gentamicin released from porous scaffolds fabricated by stereolithography. Journal of Healthcare Engineering, 2017.

[1659] Dydak, K., Junka, A., Szymczyk, P., Chodaczek, G., Toporkiewicz, M., Fijałkowski, K., ... & Bartoszewicz, M. (2018). Development and biological evaluation of Ti6Al7Nb scaffold implants coated with gentamycin-saturated bacterial cellulose biomaterial. PloS one, 13(10), e0205205.

[1660] Bai, H., Cui, Y., Wang, C., Wang, Z., Luo, W., Liu, Y., ... & Liu, H. (2020). 3D printed porous biomimetic composition sustained release zoledronate to promote osteointegration of osteoporotic defects. Materials & Design, 189, 108513.

[1661] Kim, T. W. B., Lopez, O. J., Sharkey, J. P., Marden, K. R., Murshed, M. R., & Ranganathan, S. I. (2017). 3D printed liner for treatment of periprosthetic joint infections. Medical Hypotheses, 102, 65-68.

[1662] Adhikari, J., Saha, P., & Sinha, A. (2018). Surface modification of metallic bone implants—Polymer and polymer-assisted coating for bone in-growth. In Fundamental Biomaterials: Metals (pp. 299-321). Woodhead Publishing.

[1663] Maher, S., Kaur, G., Lima-Marques, L., Evdokiou, A., & Losic, D. (2017). Engineering of micro-to nanostructured 3d-printed drug-releasing titanium implants for enhanced osseointegration and localized delivery of anticancer drugs. ACS applied materials & interfaces, 9(35), 29562-29570.

[1664] Lim, S. H., Ng, J. Y., & Kang, L. (2017). Three-dimensional printing of a microneedle array on personalized curved surfaces for dual-pronged treatment of trigger finger. Biofabrication, 9(1), 015010.

[1665] Bloomquist, C. J., Mecham, M. B., Paradzinsky, M. D., Januszie wicz, R., Warner, S. B., Luft, J. C., ... & DeSimone, J. M. (2018). Controlling release from 3D printed medical devices using CLIP and drug-loaded liquid resins. Journal of controlled release, 278, 9-23.

[1666] Wu, G., Wu, W., Zheng, Q., Li, J., Zhou, J., & Hu, Z. (2014). Experimental study of PLLA/INH slow release implant fabricated by three dimensional printing technique and drug release characteristics in vitro. Biomedical engineering online, 13(1), 97.

[1667] Hu, Y., Maharubin, S., Cong, W., & Tan, G. (2018). Laser Engineered Net Shaping of Titanium-Silver Alloy for Orthopedic Implant. In International Manufacturing Science and Engineering Conference (Vol. 51357, p. V001T05A016). American Society of Mechanical Engineers.

[1668] Muwaffak, Z., Goyanes, A., Clark, V., Basit, A. W., Hilton, S. T., & Gaisford, S. (2017). Patient-specific 3D scanned and 3D printed antimicrobial polycaprolactone wound dressings. International journal of pharmaceutics, 527(1-2), 161-170.

[1669] Economidou, S. N., Pere, C. P. P., Reid, A., Uddin, M. J., Windmill, J. F., Lamprou, D. A., & Douroumis, D. (2019). 3D printed microneedle patches using stereolithography (SLA) for intradermal insulin delivery. Materials Science and Engineering: C, 102, 743-755.

[1670] Yang, Y., Chuah, C. Y., & Bae, T. H. (2020). Highly efficient carbon dioxide capture in diethylenetriamine-appended porous organic polymers:

Investigation of structural variations of chloromethyl monomers. Journal of Industrial and Engineering Chemistry.

[1671] Uddin, M. J., Scoutaris, N., Klepetsanis, P., Chowdhry, B., Prausnitz, M. R., & Douroumis, D. (2015). Inkjet printing of transdermal microneedles for the delivery of anticancer agents. International journal of pharmaceutics, 494(2), 593-602.

[1672] Tappa, K., Jammalamadaka, U., Ballard, D. H., Bruno, T., Israel, M. R., Vemula, H., ... & Weisman, J. A. (2017). Medication eluting devices for the field of OBGYN (MEDOBGYN): 3D printed biodegradable hormone eluting constructs, a proof of concept study. PLoS One, 12(8), e0182929.

[1673] Seoane-Viaño, I., Ong, J. J., Luzardo-Álvarez, A., González-Barcia, M., Basit, A. W., Otero-Espinar, F. J., & Goyanes, A. (2020). 3D printed tacrolimus suppositories for the treatment of ulcerative colitis. Asian Journal of Pharmaceutical Sciences.

[1674] Welsh, N. R., Malcolm, R. K., Devlin, B., & Boyd, P. (2019). Dapivirine-releasing vaginal rings produced by plastic freeforming additive manufacturing. International Journal of Pharmaceutics, 572, 118725.

[1675] Sun, Y., Ruan, X., Li, H., Kathuria, H., Du, G., & Kang, L. (2016). Fabrication of non-dissolving analgesic suppositories using 3D printed moulds. International journal of pharmaceutics, 513(1-2), 717-724.

[1676] Ballard, D. H., Weisman, J. A., Jammalamadaka, U., Tappa, K., Alexander, J. S., & Griffen, F. D. (2017). Three-dimensional printing of bioactive hernia meshes: In vitro proof of principle. Surgery, 161(6), 1479-1481.

[1677] Mathew, E., Domínguez-Robles, J., Stewart, S. A., Mancuso, E., O'Donnell, K., Larrañeta, E., & Lamprou, D. A. (2019). Fused deposition modeling as an effective tool for anti-infective dialysis catheter fabrication. ACS Biomaterials Science & Engineering, 5(11), 6300-6310.

[1678] Weisman, J. A., Ballard, D. H., Jammalamadaka, U., Tappa, K., Sumerel, J., D'Agostino, H. B., ... & Woodard, P. K. (2019). 3D printed antibiotic and chemotherapeutic eluting catheters for potential use in interventional radiology: in vitro proof of concept study. Academic radiology, 26(2), 270-274.

[1679] Chang, Y. C., Shieh, Y. S., Lee, S. P., Hsia, Y. J., Lin, C. K., Nieh, S., ... & Chen, Y. W. (2015). Chronic osteomyelitis with proliferative periostitis in the lower jaw. Journal of Dental Sciences, 10(4), 450-455.

[1680] Logozzo, S., Zanetti, E. M., Franceschini, G., Kilpelä, A., & Mäkynen, A. (2014). Recent advances in dental optics–Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. Optics and Lasers in Engineering, 54, 203-221.

[1681] Esposito, M., Ardebili, Y., & Worthington, H. V. (2014). Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. Cochrane database of systematic reviews, (7).

[1682] Coachman, C., Calamita, M. A., Coachman, F. G., Coachman, R. G., & Sesma, N. (2017). Facially generated and cephalometric guided 3D digital design for complete mouth implant rehabilitation: a clinical report. The journal of prosthetic dentistry, 117(5), 577-586.

[1683] Javaid, M., & Haleem, A. (2019). Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. Journal of oral biology and craniofacial research, 9(3), 179-185.

[1684] Sheoran, A. J., Kumar, H., Arora, P. K., & Moona, G. (2020). Bio-Medical applications of Additive Manufacturing: A Review. Procedia Manufacturing, 51, 663-670.

[1685] Ivvala, J., Kuriachen, B., & Sharma, V. S. (2019). A review on the selection of dental implant material and suitable additive manufacturıng technique in dentistry.

[1686] Dave, M. M., & Kothari, K. D. (2019). Design of Process Flow for Dental Prosthesis Using The Concept of Additive Manufacturing.

[1687] Tahayeri, A., Morgan, M., Fugolin, A. P., Bompolaki, D., Athirasala, A., Pfeifer, C. S., ... & Bertassoni, L. E. (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. Dental Materials, 34(2), 192-200.

[1688] Olson, J. C. (2019). Comparison of Patient Factors Influencing the Selection of an Orthodontist, General Dentist, or Direct-To-Consumer Aligners for Orthodontic Treatment.

[1689] Papaioannou, W., Gizani, S., Nassika, M., Kontou, E., & Nakou, M. (2007). Adhesion of Streptococcus mutans to different types of brackets. The Angle Orthodontist, 77(6), 1090-1095.

[1690] Russell, J. S. (2005). Current products and practice: aesthetic orthodontic brackets. Journal of Orthodontics, 32(2), 146-163.

[1691] Çelik, K. İ. (2017). "Dental İmplant Uygulamalarında Konsantre Büyüme Faktörü Kullanımının Dental İmplant Stabilitesine Olan Etkisinin Değerlendirilmesi" (Uzmanlık Tezi). Ege Üniversitesi, İzmir

[1692] Aydoğru, E. (2020). Edirne Ortodonti, https://www.edirneortodonti.com/tr

[1693] Williams, D. F. (1981). Implants in dental and maxillofacial surgery. Biomaterials, 2(3), 133-146.

[1694] Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). Craig's restorative dental materials-e-book. Elsevier Health Sciences.

[1695] Sagomonyants, K. B., Jarman-Smith, M. L., Devine, J. N., Aronow, M. S., & Gronowicz, G. A. (2008). The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. Biomaterials, 29(11), 1563-1572.

[1696] Berner, S., Dard, M., Gottlow, J., Molenberg, A., & Wieland, M. (2009). Titanium-zirconium: A novel material for dental implants. Eur. Cells Mater, 17(16), 189-205.

[1697] Dehurtevent, M., Robberecht, L., Thuault, A., Deveaux, E., Leriche, A., Petit, F., ... & Béhin, P. (2020). Effect of build orientation on the manufacturing process and the properties of stereolithographic dental ceramics for crown frameworks. The Journal of Prosthetic Dentistry.

[1698] Cosma, S. C., Balc, N., Leordean, D., Moldovan, M., Dudescu, M., & Borzan, C. (2015). Customized Medical Applications of Selective Laser Melting Manufacturing. Academic Journal of Manufacturing Engineering, 13(1).

[1699] Pugalendhi, A., Ranganathan, R., & Chandrasekaran, M. (2020). Novel fabrication method for clear and hard tooth aligner through additive manufacturing technology: A pilot study. Materials Today: Proceedings.

[1700] Rustad, K. C., Sorkin, M., Levi, B., Longaker, M. T., & Gurtner, G. C. (2010). Strategies for organ level tissue engineering. Organogenesis, 6(3), 151-157.

[1701] Nigam, R., & Mahanta, B. (2014). An overview of various biomimetic scaffolds: Challenges and applications in tissue engineering. Journal of Tissue Science & Engineering, 5(2), 1.

[1702] Murphy, S. V., & Atala, A. (2014). 3D bioprinting of tissues and organs. Nature biotechnology, 32(8), 773-785.

[1703] Rengier, F., Mehndiratta, A., Von Tengg-Kobligk, H., Zechmann, C. M., Unterhinninghofen, R., Kauczor, H. U., & Giesel, F. L. (2010). 3D printing based on imaging data: review of medical applications. International journal of computer assisted radiology and surgery, 5(4), 335-341.

[1704] Lee, J. M., Sing, S. L., Zhou, M., & Yeong, W. Y. (2018). 3D bioprinting processes: A perspective on classification and terminology. International Journal of Bioprinting.

[1705] Bishop, E. S., Mostafa, S., Pakvasa, M., Luu, H. H., Lee, M. J., Wolf, J. M., ... & Reid, R. R. (2017). 3-D bioprinting technologies in tissue engineering and regenerative medicine: Current and future trends. Genes & diseases, 4(4), 185-195.

[1706] Foyt, D. A., Norman, M. D., Yu, T. T., & Gentleman, E. (2018). Exploiting advanced hydrogel technologies to address key challenges in regenerative medicine. Advanced healthcare materials, 7(8), 1700939.

[1707] Klebe, R. J. (1988). Cytoscribing: a method for micropositioning cells and the construction of two-and three-dimensional synthetic tissues. Experimental cell research, 179(2), 362-373.

[1708] Wilson Jr, W. C., & Boland, T. (2003). Cell and organ printing 1: protein and cell printers. The Anatomical Record Part A: discoveries in molecular, cellular, and evolutionary biology, 272(2), 491-496.

[1709] Boland, T., Tao, X., Damon, B. J., Manley, B., Kesari, P., Jalota, S., & Bhaduri, S. (2007). Drop-on-demand printing of cells and materials for designer tissue constructs. Materials Science and Engineering: C, 27(3), 372-376.

[1710] Gudapati, H., Dey, M., & Ozbolat, I. (2016). A comprehensive review on droplet-based bioprinting: past, present and future. Biomaterials, 102, 20-42.

[1711] Derby, B. (2008). Bioprinting: inkjet printing proteins and hybrid cell-containing materials and structures. Journal of Materials Chemistry, 18(47), 5717-5721.

[1712] Derby, B. (2010). Inkjet printing of functional and structural materials: fluid property requirements, feature stability, and resolution. Annual Review of Materials Research, 40, 395-414.

[1713] Mohebi, M. M., & Evans, J. R. (2002). A drop-on-demand ink-jet printer for combinatorial libraries and functionally graded ceramics. Journal of combinatorial chemistry, 4(4), 267-274.

[1714] Wijshoff, H. (2010). The dynamics of the piezo inkjet printhead operation. Physics reports, 491(4-5), 77-177.

[1715] Kamisuki, S., Hagata, T., Tezuka, C., Nose, Y., Fujii, M., & Atobe, M. (1998). A low power, small, electrostatically-driven commercial inkjet head. In Proceedings MEMS 98. IEEE. Eleventh Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems. An Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Systems (Cat. No. 98CH36176 (pp. 63-68). IEEE.

[1716] Jayasinghe, S. N., Qureshi, A. N., & Eagles, P. A. (2006). Electrohydrodynamic jet processing: an advanced electric-field-driven jetting phenomenon for processing living cells. Small, 2(2), 216-219.

[1717] Poellmann, M. J., Barton, K. L., Mishra, S., & Johnson, A. J. W. (2011). Patterned hydrogel substrates for cell culture with electrohydrodynamic jet printing. Macromolecular bioscience, 11(9), 1164-1168.

[1718] Leberfinger, A. N., Ravnic, D. J., Dhawan, A., & Ozbolat, I. T. (2017). Concise review: bioprinting of stem cells for transplantable tissue fabrication. Stem Cells Translational Medicine, 6(10), 1940-1948.

[1719] Demirci, U. (2006). Acoustic picoliter droplets for emerging applications in semiconductor industry and biotechnology. Journal of Microelectromechanical Systems, 15(4), 957-966.

[1720] Hölzl, K., Lin, S., Tytgat, L., Van Vlierberghe, S., Gu, L., & Ovsianikov, A. (2016). Bioink properties before, during and after 3D bioprinting. Biofabrication, 8(3), 032002.

[1721] Hasan, S. K., Moon, S., Song, Y. S., Keles, H. O., Manzur, F., Mikkilineni, S., ... & Demirci, U. (2009). Layer by layer 3D tissue epitaxy by cell laden hydrogel droplets. In 2009 IEEE 35th Annual Northeast Bioengineering Conference (pp. 1-2). IEEE.

[1722] Lepowsky, E., Muradoglu, M., & Tasoglu, S. (2018). Towards preserving post-printing cell viability and improving the resolution: Past, present, and future of 3D bioprinting theory. Bioprinting.

[1723] Mandrycky, C., Wang, Z., Kim, K., & Kim, D. H. (2016). 3D bioprinting for engineering complex tissues. Biotechnology advances, 34(4), 422-434.

[1724] Choudhury, D., Anand, S., & Naing, M. W. (2018). The arrival of commercial bioprinters–Towards 3D bioprinting revolution. Int J Bioprint, 4(2), 139.

[1725] Hospodiuk, M., Moncal, K. K., Dey, M., & Ozbolat, I. T. (2016). Extrusion-based biofabrication in tissue engineering and regenerative medicine. 3D Printing and Biofabrication, 1-27.

[1726] Chimene, D., Lennox, K. K., Kaunas, R. R., & Gaharwar, A. K. (2016). Advanced bioinks for 3D printing: a materials science perspective. Annals of biomedical engineering, 44(6), 2090-2102.

[1727] Chang, R., Nam, J., & Sun, W. (2008). Effects of dispensing pressure and nozzle diameter on cell survival from solid freeform fabrication–based direct cell writing. Tissue Engineering Part A, 14(1), 41-48.

[1728] Bammesberger, S., Ernst, A., Losleben, N., Tanguy, L., Zengerle, R., & Koltay, P. (2013). Quantitative characterization of non-contact microdispensing technologies for the sub-microliter range. Drug discovery today, 18(9-10), 435-446.

[1729] Ozbolat, I. T., & Hospodiuk, M. (2016). Current advances and future perspectives in extrusion-based bioprinting. Biomaterials, 76, 321-343.

[1730] Hutmacher, D. W. (2000). Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage. Biomaterials, 21(24), 2529-2543.

[1731] Kundu, J., Shim, J. H., Jang, J., Kim, S. W., & Cho, D. W. (2015). An additive manufacturing-based PCL–alginate–chondrocyte bioprinted scaffold for cartilage tissue engineering. Journal of tissue engineering and regenerative medicine, 9(11), 1286-1297.

[1732] Pourchet, L. J., Thepot, A., Albouy, M., Courtial, E. J., Boher, A., Blum, L. J., & Marquette, C. A. (2017). Human skin 3D bioprinting using scaffold-free approach. Advanced Healthcare Materials, 6(4), 1601101.

[1733] Alberts, B., Johnson, A., Lewis, J., Morgan, D., Raff, M., & Keith Roberts, P. W. (2018). Molecular biology of the cell.

[1734] Wang, Z., Abdulla, R., Parker, B., Samanipour, R., Ghosh, S., & Kim, K. (2015). A simple and high-resolution stereolithography-based 3D bioprinting system using visible light crosslinkable bioinks. Biofabrication, 7(4), 045009.

[1735] Ng, W. L., Lee, J. M., Zhou, M., Chen, Y. W., Lee, K. X. A., Yeong, W. Y., & Shen, Y. F. (2020). Vat polymerization-based bioprinting—process, materials, applications and regulatory challenges. Biofabrication, 12(2), 022001.

[1736] Lu, Y., & Chen, S. (2012). Projection printing of 3-dimensional tissue scaffolds. In Computer-Aided Tissue Engineering (pp. 289-302). Humana Press, Totowa, NJ.

[1737] McMillan, T. J., Leatherman, E., Ridley, A., Shorrocks, J., Tobi, S. E., & Whiteside, J. R. (2008). Cellular effects of long wavelength UV light (UVA) in mammalian cells. Journal of Pharmacy and Pharmacology, 60(8), 969-976.

[1738] Schiele, N. R., Corr, D. T., Huang, Y., Raof, N. A., Xie, Y., & Chrisey, D. B. (2010). Laser-based direct-write techniques for cell printing. Biofabrication, 2(3), 032001.

[1739] Renn, M. J., Pastel, R., & Lewandowski, H. J. (1999). Laser guidance and trapping of mesoscale particles in hollow-core optical fibers. Physical Review Letters, 82(7), 1574.

[1740] Xu, J., Zhou, C., Grant, S., Nadgorny, E., & Drelich, J. (2002). Laser Guidance Deposition Technique for Patterning Microstructures Made of Nanoparticles with Varying Surface Functionality. MRS Online Proceedings Library Archive, 728.

[1741] Odde, D. J., & Renn, M. J. (2000). Laser-guided direct writing of living cells. Biotechnology and bioengineering, 67(3), 312-318.

[1742] Sellinger, A. T., Martin, A. H., & Fitz-Gerald, J. M. (2008). Effect of substrate temperature on poly (methyl methacrylate) nanocomposite thin films deposited by matrix assisted pulsed laser evaporation. Thin Solid Films, 516(18), 6033-6040.

[1743] Riggs, B. C., Dias, A. D., Schiele, N. R., Cristescu, R., Huang, Y., Corr, D. T., & Chrisey, D. B. (2011). Matrix-assisted pulsed laser methods for biofabrication. MRS bulletin, 36(12), 1043.

[1744] Patz, T. M., Doraiswamy, A., Narayan, R. J., He, W., Zhong, Y., Bellamkonda, R., ... & Chrisey, D. B. (2006). Three-dimensional direct writing of B35 neuronal cells. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 78(1), 124-130.

[1745] Devillard, R., Pages, E., Correa, M. M., Keriquel, V., Remy, M., Kalisky, J., ... & Guillemot, F. (2014). Cell patterning by laser-assisted bioprinting. In Methods in cell biology (Vol. 119, pp. 159-174). Academic Press.

[1746] Narazaki, A., Oyane, A., & Miyaji, H. (2020). Laser-Induced Forward Transfer with Optical Stamp of a Protein-Immobilized Calcium Phosphate Film Prepared by Biomimetic Process to a Human Dentin. Applied Sciences, 10(22), 7984.

[1747] Guillemot, F., Souquet, A., Catros, S., Guillotin, B., Lopez, J., Faucon, M., ... & Chabassier, P. (2010). High-throughput laser printing of cells and biomaterials for tissue engineering. Acta biomaterialia, 6(7), 2494-2500.

[1748] Duocastella, M., Colina, M., Fernández-Pradas, J. M., Serra, P., & Morenza, J. L. (2007). Study of the laser-induced forward transfer of liquids for laser bioprinting. Applied surface science, 253(19), 7855-7859.

[1749] Hopp, B., Smausz, T., & Nógrádi, A. (2010). Absorbing-film assisted laser induced forward transfer of sensitive biological subjects. In Cell and Organ Printing (pp. 115-134). Springer, Dordrecht.

[1750] Barron, J. A., Rosen, R., Jones-Meehan, J., Spargo, B. J., Belkin, S., & Ringeisen, B. R. (2004). Biological laser printing of genetically modified Escherichia coli for biosensor applications. Biosensors and Bioelectronics, 20(2), 246-252.

[1751] Dolati, F., Yu, Y., Zhang, Y., De Jesus, A. M., Sander, E. A., & Ozbolat, I. T. (2014). In vitro evaluation of carbon-nanotube-reinforced bioprintable vascular conduits. Nanotechnology, 25(14), 145101.

[1752] Cheung, D. Y., Duan, B., & Butcher, J. T. (2015). Current progress in tissue engineering of heart valves: multiscale problems, multiscale solutions. Expert opinion on biological therapy, 15(8), 1155-1172.

[1753] Miller, J. S., Stevens, K. R., Yang, M. T., Baker, B. M., Nguyen, D. H. T., Cohen, D. M., ... & Chaturvedi, R. (2012). Rapid casting of patterned vascular networks for perfusable engineered three-dimensional tissues. Nature materials, 11(9), 768-774.

[1754] Khalil, S., & Sun, W. (2009). Bioprinting endothelial cells with alginate for 3D tissue constructs. Journal of biomechanical engineering, 131(11).

[1755] Catros, S., Guillotin, B., Bačáková, M., Fricain, J. C., & Guillemot, F. (2011). Effect of laser energy, substrate film thickness and bioink viscosity on viability of endothelial cells printed by Laser-Assisted Bioprinting. Applied Surface Science, 257(12), 5142-5147.

[1756] Hong, S., Song, S. J., Lee, J. Y., Jang, H., Choi, J., Sun, K., & Park, Y. (2013). Cellular behavior in micropatterned hydrogels by bioprinting system depended on the cell types and cellular interaction. Journal of bioscience and bioengineering, 116(2), 224-230.

[1757] Keriquel, V., Guillemot, F., Arnault, I., Guillotin, B., Miraux, S., Amédée, J., ... & Catros, S. (2010). In vivo bioprinting for computer-and robotic-assisted medical intervention: preliminary study in mice. Biofabrication, 2(1), 014101.

[1758] Loozen, L. D., Wegman, F., Öner, F. C., Dhert, W. J., & Alblas, J. (2013). Porous bioprinted constructs in BMP-2 non-viral gene therapy for bone tissue engineering. Journal of Materials Chemistry B, 1(48), 6619-6626.

[1759] Catros, S., Fricain, J. C., Guillotin, B., Pippenger, B., Bareille, R., Remy, M., ... & Guillemot, F. (2011). Laser-assisted bioprinting for creating on-demand patterns of human osteoprogenitor cells and nano-hydroxyapatite. Biofabrication, 3(2), 025001.

[1760] Cui, X., Breitenkamp, K., Finn, M. G., Lotz, M., & D'Lima, D. D. (2012). Direct human cartilage repair using three-dimensional bioprinting technology. Tissue Engineering Part A, 18(11-12), 1304-1312.

[1761] Xu, T., Binder, K. W., Albanna, M. Z., Dice, D., Zhao, W., Yoo, J. J., & Atala, A. (2012). Hybrid printing of mechanically and biologically improved constructs for cartilage tissue engineering applications. Biofabrication, 5(1), 015001.

[1762] Grogan, S. P., Chung, P. H., Soman, P., Chen, P., Lotz, M. K., Chen, S., & D'Lima, D. D. (2013). Digital micromirror device projection printing system for meniscus tissue engineering. Acta biomaterialia, 9(7), 7218-7226.

[1763] Michael, S., Sorg, H., Peck, C. T., Koch, L., Deiwick, A., Chichkov, B., ... & Reimers, K. (2013). Tissue engineered skin substitutes created by laser-assisted bioprinting form skin-like structures in the dorsal skin fold chamber in mice. PloS one, 8(3), e57741.

[1764] Owens, C. M., Marga, F., Forgacs, G., & Heesch, C. M. (2013). Biofabrication and testing of a fully cellular nerve graft. Biofabrication, 5(4), 045007.

[1765] Zhao, Y., Yao, R., Ouyang, L., Ding, H., Zhang, T., Zhang, K., ... & Sun, W. (2014). Three-dimensional printing of Hela cells for cervical tumor model in vitro. Biofabrication, 6(3), 035001.

[1766] Gao, G., Schilling, A. F., Yonezawa, T., Wang, J., Dai, G., & Cui, X. (2014). Bioactive nanoparticles stimulate bone tissue formation in bioprinted three-dimensional scaffold and human mesenchymal stem cells. Biotechnology journal, 9(10), 1304-1311.

[1767] Ozbolat, I. T., Chen, H., & Yu, Y. (2014). Development of 'Multi-arm Bioprinter'for hybrid biofabrication of tissue engineering constructs. Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 30(3), 295-304.

[1768] Mannoor, M. S., Jiang, Z., James, T., Kong, Y. L., Malatesta, K. A., Soboyejo, W. O., ... & McAlpine, M. C. (2013). 3D printed bionic ears. Nano letters, 13(6), 2634-2639.

[1769] Jakab, K., Norotte, C., Damon, B., Marga, F., Neagu, A., Besch-Williford, C. L., ... & Markwald, R. (2008). Tissue engineering by self-assembly of cells printed into topologically defined structures. Tissue Engineering Part A, 14(3), 413-421.

[1770] Gaebel, R., Ma, N., Liu, J., Guan, J., Koch, L., Klopsch, C., ... & Wang, F. (2011). Patterning human stem cells and endothelial cells with laser printing for cardiac regeneration. Biomaterials, 32(35), 9218-9230.

[1771] Hockaday, L. A., Kang, K. H., Colangelo, N. W., Cheung, P. Y. C., Duan, B., Malone, E., ... & Chu, C. C. (2012). Rapid 3D printing of anatomically accurate and mechanically heterogeneous aortic valve hydrogel scaffolds. Biofabrication, 4(3), 035005.

[1772] Duan, B. et al. (2013) 3D bioprinting of heterogeneous aortic valve conduits with alginate/gelatin hydrogels. J. Biomed. Mater. Res. Part A 101A, 1255–1264.

[1773] Faulkner-Jones, A., Fyfe, C., Cornelissen, D. J., Gardner, J., King, J., Courtney, A., & Shu, W. (2015). Bioprinting of human pluripotent stem cells and their directed differentiation into hepatocyte-like cells for the generation of mini-livers in 3D. Biofabrication, 7(4), 044102.

[1774] Bertassoni, L. E., Cardoso, J. C., Manoharan, V., Cristino, A. L., Bhise, N. S., Araujo, W. A., ... & Khademhosseini, A. (2014). Direct-write bioprinting of cell-laden methacrylated gelatin hydrogels. Biofabrication, 6(2), 024105.

[1775] Horváth, L., Umehara, Y., Jud, C., Blank, F., Petri-Fink, A., & Rothen-Rutishauser, B. (2015). Engineering an in vitro air-blood barrier by 3D bioprinting. Scientific reports, 5(1), 1-8.

[1776] Lee, Y. B., Polio, S., Lee, W., Dai, G., Menon, L., Carroll, R. S., & Yoo, S. S. (2010). Bio-printing of collagen and VEGF-releasing fibrin gel scaffolds for neural stem cell culture. Experimental neurology, 223(2), 645-652.

[1777] Hsieh, F. Y., Lin, H. H., & Hsu, S. H. (2015). 3D bioprinting of neural stem cell-laden thermoresponsive biodegradable polyurethane hydrogel and potential in central nervous system repair. Biomaterials, 71, 48-57.

[1778] Marchioli, G., van Gurp, L., Van Krieken, P. P., Stamatialis, D., Engelse, M., Van Blitterswijk, C. A., ... & van Apeldoorn, A. A. (2015). Fabrication of three-dimensional bioplotted hydrogel scaffolds for islets of Langerhans transplantation. Biofabrication, 7(2), 025009.

[1779] Lee, V., Singh, G., Trasatti, J. P., Bjornsson, C., Xu, X., Tran, T. N., ... & Karande, P. (2014). Design and fabrication of human skin by three-dimensional bioprinting. Tissue Engineering Part C: Methods, 20(6), 473-484.

[1780] Koch, L., Deiwick, A., Schlie, S., Michael, S., Gruene, M., Coger, V., ... & Chichkov, B. (2012). Skin tissue generation by laser cell printing. Biotechnology and bioengineering, 109(7), 1855-1863.

[1781] Yanez, M., Rincon, J., Dones, A., De Maria, C., Gonzales, R., & Boland, T. (2015). In vivo assessment of printed microvasculature in a bilayer skin graft to treat full-thickness wounds. Tissue Engineering Part A, 21(1-2), 224-233.

[1782] Bock, T., Pakkenberg, B., & Buschard, K. (2003). Increased islet volume but unchanged islet number in ob/ob mice. Diabetes, 52(7), 1716-1722.

[1783] Meurens, F., Summerfield, A., Nauwynck, H., Saif, L., & Gerdts, V. (2012). The pig: a model for human infectious diseases. Trends in microbiology, 20(1), 50-57.

[1784] Dababneh, A. B., & Ozbolat, I. T. (2014). Bioprinting technology: a current state-of-the-art review. Journal of Manufacturing Science and Engineering, 136(6).

[1785] Tricomi, B. J., Dias, A. D., & Corr, D. T. (2016). Stem cell bioprinting for applications in regenerative medicine. Annals of the New York Academy of Sciences, 1383(1), 115-124.