KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Co-Cr ALAŞIMININ EKLEMELİ İMALAT VE BASINÇ DESTEKLİ SİNTERLEME İLE ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

MERTCAN KIRAÇ

KOCAELİ 2023

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Co-Cr ALAŞIMININ EKLEMELİ İMALAT VE BASINÇ DESTEKLİ SİNTERLEME İLE ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

MERTCAN KIRAÇ

Doç. Dr. Rıdvan YAMANOĞLU		
Danışman,	**Kocaeli Üniversitesi**	**.....**
Prof. Dr. Taner YILMAZ		
Jüri Üyesi,	**Kocaeli Üniversitesi**	**.....**
Doç. Dr. Mustafa TÜRKMEN		
Jüri Üyesi,	**Gebze Teknik Üniversitesi**	**.....**
Dr. Öğr. Gökhan ÖZER		
Eş Danışman,	**Fatih Sultan Mehmet V. Üniversitesi**	

Enstitü Yönetim Kurulunun 02/01/2019 tarih ve 2019/01 nolu toplantısında II. tez danışmanı olarak atanmıştır.

Tezin Savunulduğu Tarih: 21.06.2023

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ

Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez/~~proje~~ çalışmasında,

- Bu tezin~~/projenin~~ bana ait, özgün bir çalışma olduğunu,
- Çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı,
- Bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi,
- Bu çalışmanın Kocaeli Üniversitesi'nin abone olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun olduğunu,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Tezin~~/Projenin~~ herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez/~~proje~~ çalışması olarak sunmadığımı,

beyan ederim.

[ ] Bu tez/~~proje~~ çalışmasının herhangi bir aşaması hiçbir kurum/kuruluş tarafından maddi/alt yapı desteği ile desteklenmemiştir.

[X] Bu tez/~~proje~~ çalışması kapsamında üretilen veri ve bilgiler TÜBİTAK SAYEM Programı tarafından 121D015 no'lu proje kapsamında maddi/~~alt yapı~~ desteği alınarak gerçekleştirilmiştir.

Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

Mertcan KIRAÇ

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI

Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin~~/projemin~~ tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda belirtilen koşullarla kullanıma açma izninin Kocaeli Üniversitesi'ne verdiğimi beyan ederim. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin~~/projemin~~ tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanımı bana ait olacaktır.

Tezin~~/projenin~~ kendi özgün çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin~~/projenin~~ tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim,

Yükseköğretim kurulu tarafından yayınlanan ***"Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge"*** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricinde YÖK Ulusal Tez Merkezi/ Kocaeli Üniversitesi Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

☐ Enstitü yönetim kurulu kararı ile tezimin~~/projemin~~ erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.

☐ Enstitü yönetim kurulu gerekçeli kararı ile tezimin/projemin erişime açılması mezuniyet tarihinden İtibaren 6 ay ertelenmiştir.

☒ Tezim~~/projem~~ ile ilgili gizlilik kararı verilmemiştir.

Mertcan KIRAÇ

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

İnsanların biyomalzemelere olan ihtiyaçları her geçen gün artmaktadır. Bu alanda özellikle metalik malzemeler karşımıza çıkmaktadır. Paslanmaz çelik ve titanyum esaslı biyomalzemelerin yanında özellikle de dişçilik uygulamalarında Co-Cr alaşımları yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu kapsamda bu tez çalışmasında Co-Cr alaşımı tozları ile üç farklı toz metalurjik yöntem kullanılarak üretimler gerçekleştirilmiştir. Yüksek yoğunluğa sahip olarak elde edilen numunelerin özellikleri incelenmiştir. Mikroyapısal karakterizasyonlar, mekanik testler ve antibakteriyel özellikler detaylı bir şekilde incelenmiş ve sonuçlar tartışılmıştır.

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde, değerli bilgilerini benimle paylaşan, kendisine ne zaman danışsam bana kıymetli zamanını ayırıp sabırla ve büyük bir ilgiyle bana faydalı olabilmek için elinden gelenden fazlasını sunan ve her sorun yaşadığımda yanına çekinmeden gidebildiğim, güler yüzünü ve samimiyetini benden esirgemeyen, mesleki hayatımda da bana verdiği değerli bilgilerden faydalanacağımı düşündüğüm kıymetli ve danışman hoca statüsünü hakkıyla yerine getiren Doç. Dr. Rıdvan YAMANOĞLU'na teşekkürü bir borç biliyor, şükranlarımı sunuyorum. Yüksek lisans eğitimim süresince sağlamış olduğu imkanlar ve gelişimime sağladığı katkı nedeniyle Eklemeli İmalat ARGE proje sorumlusu olarak çalışmakta olduğum ERMAKSAN firmasına teşekkür ederim. ERMAKSAN firması yürütücülüğünde gerçekleştirilen TÜBİTAK SAYEM Programı kapsamında 121D015 numaralı proje tarafından bu tez çalışması desteklenmiştir. Bu tez çalışmasında desteklerini sunan TÜBİTAK kurumuna da teşekkürlerimi sunarım. Bana sürekli yardımda bulunarak destek olan ve gelecekteki hayatında çok daha başarılı olacağına inandığım kıymetli Arş. Gör. İdris GÖKALP, Yiğit GÖNÜLALAN ve Ertuğrul BAYRAM'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Teşekkürlerin az kalacağı diğer üniversite hocalarımın da bana 3 yıllık yüksek lisans eğitimim boyunca kazandırdıkları her şey için ve beni gelecekte söz sahibi yapacak bilgilerle donattıkları için hepsine en içten teşekkürlerimi sunuyorum. Son olarak çalışmamda desteğini ve bana olan güvenini benden esirgemeyen eşim İREM KIRAÇ'a ve beni bu günlere sevgi ve saygı kelimelerinin anlamlarını bilecek şekilde yetiştirerek getiren ve benden hiçbir zaman desteğini esirgemeyen bu hayattaki en büyük şansım olan aileme sonsuz teşekkürler.

Ağustos-2023 Mertcan KIRAÇ

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ i
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI ii
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR iii
ŞEKİLLER DİZİNİ vi
TABLOLAR DİZİNİ ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ x
ÖZET xii
ABSTRACT xiii
1. GİRİŞ 1
2.1. Polimer Esaslı Biyomalzemeler 4
2.2. Seramik Esaslı Biyomalzemeler 4
2.3. Kompozit Esaslı Biyomalzemeler 6
2.4. Metal Esaslı Biyomalzemeler 7
2.4.1. Paslanmaz Çelikler 7
2.4.2. Titanyum Esaslı Alaşımlar 9
2.4.3. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları 11
3.BİYOMEDİKAL ALANDA YAYGIN KULLANILAN Co ESASLI ALAŞIMLAR 14
3.1. CoCrMo (F75) 14
3.2. CoNiCrMo (F562) 14
4. Co-Cr F75 ALAŞIMININ ÜRETİM YÖNTEMLERİ 16
4.1. Döküm 16
4.2. Dövme 17
4.3. Toz Metalurjisi 18
4.3.1. Toz Metalurjisinin Pazar Payı 20
4.3.2. Toz Metalurjisinin Geleneksel Uygulamaları 21
4.3.3. Toz Metalurjisinin Üretim Süreci 22
4.3.4. Tozların Boyutsal Dağılımı ve Karakterizasyonu 25
4.3.5. Tozların Karıştırılması 27
4.3.6. Geleneksel Sinterleme 27
4.3.7. Basınç Destekli Sinterleme 28
4.3.8. Sinterlenmiş Malzeme Karakterizasyonu 29
4.4. Eklemeli İmalat 30
4.4.1. Seçici Lazer Ergitme (SLM) 31
4.4.2. Seçici Lazer Sinterleme (SLS) 32
4.4.3. Elektron Işın Ergitme (EIE) 33
4.4.4. 3 Boyutlu Yazdırma (3D Printer) 34
4.4.5. Tabaka Yığma Tekniği (TYT) 35
4.4.6. Kıvılcım Plazma Sinterleme (SPS) 36
5. Co-Cr ALAŞIMLARINDA AŞINMA MEKANİZMALARI 38
5.1. AdhezifAşınma 38
5.2. Abrasif Aşınma 38
5.3. Yorulma Aşınması 39
5.4. Korozif Aşınma 39
5.5. Erozif Aşınma 39
6. MALZEME VE YÖNTEM 41
6.1. Co-Cr Tozlarının Karakterizasyonu 42

6.2. Co-Cr Tozlarının Sıcak Pres (SP) ile Üretimi 47
6.3. Kıvılcım Plazma Sinterleme (SPS) ile Numune Üretimi.....48
6.4. Seçici Lazer Ergitme (SLM) ile Numune Üretimi.....49
6.5. Yoğunluk Ölçümü 50
6.6. Mekanik Testler 51
6.6.1. Sertlik Testi.....51
6.6.2. Üç Nokta Eğme Testi.....52
6.6.3. Kuru Sürtünme Aşınma Testi 52
6.6.4. Sıvı Ortamda Aşınma Testi 53
6.7. Mikroyapısal Karakterizasyon 53
6.7.1. Optik Mikroskop İncelemeleri.....53
6.7.2. SEM Analizi 54
6.8. Antibakteriyel Analiz.....54
6.9. Korozyon Testleri 57
7. BULGULAR VE TARTIŞMA.....58
7.1. Yoğunluk Sonuçları 58
7.2. Mikroyapısal Karakterizasyon 60
7.3. Mekanik Testler 72
7.3.1. Sertlik Testi Sonuçları 72
7.3.2. Üç Nokta Eğme Testi Sonuçları 74
7.3.3. Kuru Ortam Aşınma Testi 75
7.3.4. Sıvı Ortam Aşınma Testi 77
7.4. Antibakteriyel Testler 78
7.5. Elektrokimyasal Deneyler.....79
8. SONUÇLAR.....81
KAYNAKLAR.....82
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER.....93
ÖZGEÇMİŞ.....94

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Biyomedikal malzemelerinin vücut içerisinde kullanıldığı bölgelerin şematik gösterimi 3
Şekil 2.2. Biyoseramik malzemelerin ortopedik uygulamaları 5
Şekil 2.3. Ortopedik ve dental uygulamalarda kullanılan Co-Cr esaslı biyomalzeme 13
Şekil 4.1. Toz metalurjisi üretim süreci 19
Şekil 4.2. Toz metalurjisinin pazar hacmi 20
Şekil 4.3. Toz metalurjik otomotiv parçalar 21
Şekil 4.4. Bilyalı değirmenin şematik diyagramı 23
Şekil 4.5. Kimyasal toz üretim yöntemi 24
Şekil 4.6. a) Gaz atomizasyonu b) Plazma destekli dönel elektrot prosesi (PREP) 24
Şekil 4.7. Üretilen metal tozlarının farklı geometrik şekilleri 26
Şekil 4.8. Partikül boyutları 26
Şekil 4.9. Silindir tipi metal tozu karıştırıcı 27
Şekil 4.10. Geleneksel sinterleme yöntemi 28
Şekil 4.11. Basınç destekli sinterleme mekanizması 29
Şekil 4.12. a) Sinterlenmiş ve b) Döküm mikro yapılarının karşılaştırılması 30
Şekil 4.13. Eklemeli imalat üretim şeması 31
Şekil 4.14. Seçici lazer ergitme (SLM) üretim şeması 32
Şekil 4.15. Seçici lazer sinterleme (SLS) üretim şeması 33
Şekil 4.16. Elektron ışın ergitme üretim şeması 34
Şekil 4.17. a) 3D Printer şematik görünümü b) Biyonik kulak c) Biyonik el 35
Şekil 4.18. Tabaka yığma tekniği şematik gösterimi 36
Şekil 4.19. Kıvılcımplazma sinterlemeyönteminin şematik gösterimi 37
Şekil 6.1. Tez kapsamında uygulanan süreçlerin özet gösterimi 41
Şekil 6.2. Tez çalışmasında kullanılan Co-Cr tozlarının taramalı elektron mikroskop görüntüleri 43
Şekil 6.3. Üretimde kullanılan Co-Cr tozlarının taramalı elektron mikroskobunda gerçekleştirilen EDX analizi 44
Şekil 6.4. Farklı üretim tekniklerinin gerektirdiği partikül boyut aralıkları 44
Şekil 6.5. Kullanılan Hall akış test düzeneğinin görüntüsü 45
Şekil 6.6. Hall akış testi sonrası toz yığınının görüntüsü 46
Şekil 6.7. Co-Cr tozlarının partikül boyut dağılımı 46
Şekil 6.8. Üretim için kullanılan basınç destekli sinterleme cihazı 47
Şekil 6.9. Üretim esnasında kullanılan grafit kalıplar 48
Şekil 6.10. SP ile sinterleme çevrimi ve kalıbın üretim esnasındaki görünümü 48
Şekil 6.11. Üretimde kullanılan Kıvılcım Plazma Sinterleme cihazı 49
Şekil 6.12. Çalışma kapsamında kullanılan ENAVISION 120 marka seçici lazer ergitme makinesi 49
Şekil 6.13. AND GR-200 marka hassas terazi ve yoğunluk ölçüm aparatı 50
Şekil 6.14. Metkon Micracut 150 marka hassas kesme cihazı 51

Şekil 6.15. Future-Tech EV-700 marka Vickers sertlik ölçüm cihazı 51
Şekil 6.16. Eğme testi cihazının ve kullanılan üç nokta eğme düzeneği 52
Şekil 6.17. Aşınma testinde kullanılan cihaz ve deney düzeneği 52
Şekil 6.18. a) Aşınma cihazı. b) Sıvı ortam aşınma test ortamı için kullanılan aparat. 53
Şekil 6.19. Olympos marka BX41M-LED model optik mikroskop 54
Şekil 6.20. JEOL marka JSM-6060 model taramalı elektron mikroskop 54
Şekil 6.21. Sterilizasyon amacıyla uygulanan ultraviole ışın görüntüsü 55
Şekil 6.22. Numunelerin üzerine bakteri solüsyonu bırakılması ve polietilen film kapatılması 56
Şekil 6.23. Numunelerin etüv içerisinde inkübe edilmesi 56
Şekil 6.24. Korozyon deneylerinde kullanılan potantiyostat/galvanostat düzeneği 57
Şekil 6.25. Korozyon deneyi esnasında kullanılan test düzeneği 57
Şekil 7.1. Üretilen numunelerin nihai ve relatif yoğunlukları 59
Şekil 7.2. Sıcak pres ile üretilen numunelerin parlatılmış konumda optik mikroskop görüntüleri, a) SP 30 dakika düşük büyütme, b) SP 30 dakika yüksek büyütme, c) SP 60 dakika düşük büyütme, d) SP 60 dakika yüksek büyütme. 61
Şekil 7.3. Sıcak pres ile sinterlenen Co-Cr alaşımının dağlanmış konumda mikroyapısı, a) düşük, b) yüksek büyütme. 61
Şekil 7.4. Sıcak pres ile sinterlenen numunenin dağlanmış konumda mikroyapısı 62
Şekil 7.5. a) 100X ve b) 1 kX HP F75 alaşımının SEM görüntüleri 63
Şekil 7.6. SPS ile üretilen numunelerin parlatılmış konumda optik mikroskop görüntüleri, a) SPS 30 dakika düşük büyütme, b) SPS 30 dakika yüksek büyütme, c) SPS 60 dakika düşük büyütme, d) SPS 60 dakika yüksek büyütme 64
Şekil 7.7. SPS ile üretilen F75 alaşımının dağlanmış konumda mikroyapısı 65
Şekil 7.8. SPS ile sinterlenen numunenin dağlanmış konumda mikroyapısı 65
Şekil 7.9. Co-Cr tozlarının SLM ile single line çalışmasına ait makro görüntü 67
Şekil 7.10. Single line çalışması makro görüntüsü ve Tablo 1 esas alınarak yapılan kodlamalar, b) kodlama sonrası yapılan kesme işlemi 67
Şekil 7.11. Enavision metal yazıcısı ile üretilen farklı LED değerlerine sahip Co-Cr alaşımı 67
Şekil 7.12. Co-Cr numunelerine ait üç boyutlu parlatılmış mikroyapı görüntüleri 69
Şekil 7.13. SLM ile üretilen numunelerin XY, YZ ve XZ düzlemlerine ait dağlanmış mikroyapıları 70
Şekil 7.14. SLM ile üretilen numunelerin karanlık alan görüntüleri 71
Şekil 7.15. Co-Cr alaşımına ait ergiyik havuz genişlik değerlerinin ölçümü 71
Şekil 7.16. Üretilen numunelerin sertlik ölçüm sonuçları 73
Şekil 7.17. Eğme testi sonucunda eğme mukavemeti yer değiştirme grafiği 74

Şekil 7.18. Kuru ortam aşınma testi sürtünme katsayısı grafiği 75
Şekil 7.19. Sıcak pres ile üretilen üretim sonrası aşınma testi uygulanan numunelerin taramalı elektron mikroskop görüntüleri 76
Şekil 7.20. Seçici lazer ergitme XY düzlemi aşınma testi sonrası taramalı elektron mikroskop görüntüleri 76
Şekil 7.21. Seçici lazer ergitme YZ düzlemi aşınma testi sonrası taramalı elektron mikroskop görüntüleri 76
Şekil 7.22. Sıvı aşınma testi sonucunda elde edilen sürtünme katsayısı mesafe grafiği 77
Şekil 7.23. Co-Cr numuneleri ile 24 saat temas ettirilen E.coli (a-e) ve S.aureus (f-i) bakterilerinin koloni görüntüleri. 78
Şekil 7.24. Üretilen numunelerin Tafel eğrileri 80

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1.1. Biyomalzemelerin tarihsel gelimi 1
Tablo 2.1. Polimerik biyomalzemelerin uygulama alanları 4
Tablo 2.2. ASTM standardına göre 316L paslanmaz çelik kimyasal kompozisyonu 8
Tablo 2.3. Titanyumun genel özellikleri 9
Tablo 2.4. Titanyum alaşımlarının sınıflandırılması 10
Tablo 2.5. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan Co esaslı alaşımların kimyasal kompozisyonları 12
Tablo 6.1. Co-Cr tozlarının kimyasal kompozisyonu 42
Tablo 6.2. Hall akış testi sonuçları 45
Tablo 6.3. Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretim esnasında kullanılan parametreler.....50
Tablo 7.1. Co-Cr numuneleri ile 24 saat temas ettirilen E.coli ve S.aureus koloni sayıları (log10CFU/ml). 79

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Ag : Gümüş
Al : Alüminyum
Al_2O_3 : Alümina
Au : Altın
C : Karbon
Co : Kobalt
Cr : Krom
Cr_2O_3 : Krom oksit
Cu : Bakır
Fe : Demir
HMK : Hacim merkezli kübik
HSP : Hekzagonal sıkı paket
Mg : Magnezyum
MMK : Metal matrisli kompozit
Mo : Molibden
MÖ : Milattan önce
MPa : Mega paskal
Ni : Nikel
PA : Poliamid
PE : Polietilen
PLA : Polilaktikasit
PMMA : Polimetilmetakrilat
PS : Polistiren
Pt : Platin
Si : Silisyum
SMK : Seramik matrisli kompozit
Ta :Tantalyum
Ti : Titanyum
TiO_2 : Titanyum oksit
W : Tungsten
YMK : Yüzey merkezli kübik
YY : Yüzyıl
ZrO_2 : Zirkonya
μm : Mikron metre

Kısaltmalar

ASTM : Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu (American Society for Testing and Materials)
Eİ : Eklemeli İmalat (Additive Manufacturing)
EİE : Elektron Işın Ergitme (Elekctron Beam Melting)
HIP : Sıcak İzostatik Presleme (Hot Isostatic Pressing)
HP : Sıcak Pres (Hot Press)
PREP : Plazma Destekli Dönel Elektrot Prosesi (Plasma Rotating Electrode Process)
SEM : Taramalı Elektron Mikroskop (Scanning Electron Microscope)

SLM : Seçici Lazer Ergitme (Selective Lazer Melting)
SLS : Seçici Lazer Sinterleme (Selective Lazer Sintering)
SPS : Kıvılcım Plazma Sinterleme (Spark Plasma Sintering)
TYT : Tabaka Yığma Teknik (Laminated Object Manufacturing)

Co-Cr ALAŞIMININ EKLEMELİ İMALAT VE BASINÇ DESTEKLİ SİNTERLEME İLE ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

ÖZET

Co-Cr alaşımları yüksek mekanik özellikleri, üstün korozyon dirençleri ve mükemmel biyouyumlulukları sebebiyle biyomedikal alanda özellikle de dental uygulamalarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Biyomedikal alanda kullanılan Co-Cr alaşımları genellikle döküm, dövme ve toz metalurji yöntemleri ile üretilmektedir. Bu çalışmada yüksek yoğunluk sunan üç farklı toz metalurjik yöntem; kıvılcım plazma sinterleme (SPS), seçici lazer ergitme (SLE) ve sıcak pres (HP) ile Co-Cr alaşımlarının üretimi gerçekleştirilmiştir. Numuneler her yöntemin kendine has en uygun parametreleri ile üretilmiştir. Üretim sonrası numunelerin yoğunlukları ölçülmüş, mikroyapısal karakterizasyonları gerçekleştirilmiştir. Mikroyapı incelemeleri için optik mikroskop ve taramalı elektron mikroskop kullanılmıştır. Mekanik özelliklerin belirlenmesi için sertlik, eğme ve aşınma testleri gerçekleştirilmiştir. Ardından simüle edilmiş %0,9 NaCl solüsyonunda korozyon testi gerçekleştirilerek Co-Cr alaşımlarının korozif ortamdaki davranışları belirlenmiştir. Numunelerin antibakteriyel davranışlarını ISO 22196 standardı temel alınarak belirlenmiştir. Antibakteriyel özelliklerin incelenmesi için gram-pozitif Staphylocousaureus (S.aureus) ve gram-negatif Escheriacoli (E.coli) standart bakterileri kullanılmıştır. Üretilen numunelerde en fazla yoğunluğu SLM yöntemi sağlamıştır. Ayrıca Co-Cr SLM alaşımı diğer yöntemlerle üretilen numunelere göre daha üstün mekanik özellikler sergilemiştir. Tüm üretim prosesleri ile elde edilen Co-Cr alaşımlarının E.coli bakteri kültürüne karşı baskın bir antimikrobiyal etki oluşturduğu görülüştür.

Anahtar Kelimeler: Biyomedikal. Kıvılcım Plazma Sinterleme (SPS). Seçici Lazer Ergitme (SLM). Sıcak Pres (HP). Toz Metalurjisi.

PRODUCTION AND CHARACTERIZATION OF Co-Cr ALLOY BY ADDITIVE MANUFACTURING AND PRESSURE-ASSISTED SINTERING

ABSTRACT

Co-Cr alloys are widely used in the biomedical field, especially in dental applications, due to their high mechanical properties, excellent corrosion resistance and excellent biocompatibility. Co-Cr alloys used in the biomedical field are generally produced by casting, forging and powder metallurgy methods. In this study, three different powder metallurgical methods offering high density. Co-Cr alloys were produced by spark plasma sintering (SPS), selective laser melting (SLE) and hot press (HP). The samples were produced with them ostappropriate parameters of each method. After the production, the densities of the samples were measured and their microstructural characterizations were carried out. Optical microscope and scanning electron microscope were used for microstructure studies. Hardness, bending and wear tests were carried out to determine the mechanical properties. Then, corrosion test was performed in simulated 0.9% NaCl solution and the behavior of Co-Cr alloys in corrosive environment was determined. The antibacterial behavior of the samples was determined based on the ISO 22196 standard. Gram-positive Staphylocousaureus (S.aureus) and gram-negative Escheriacoli (E.coli) standard bacteria were used to examine the antibacterial properties. SLM method provided the highest density in the produced samples. In addition, Co-Cr SLM alloy exhibited superior mechanical properties compared to the samples produced by other methods. It has been observed that Co-Cr alloys obtained by all production processes have a dominant antimicrobial effect against E.colibacterial culture.

Keywords: Biomedical. Spark Plasma Sintering (SPS). Selective Laser Melting (SLM). Hot Press (HP). Powder Metallurgy.

1. GİRİŞ

Biyomalzemeler, sentetik veya doğal malzemeler olarak hasar görmüş konak canlı dokunun tedavisinde veya yerine kullanılmaktadır (Echazu ve diğ., 2022). Tarihsel olarak biyomalzemelerin kullanımı MÖ 2000 yıllarına dayanmaktadır. Arkeolojik çalışmalar sonucunda mısır mumyalarındaki yapay diş, burun ve gözler biyomalzemelerin en eski örnekleri olarak gösterilmektedir. Geçmişten günümüze kullanılmasına rağmen bir teknik terim olarak tanımlanmayan biyomalzemeler ilk olarak 1967 yılında ortopedi doktoru Jonathan Cohen tarafından ortaya konmuştur (Marin ve diğ., 2020). Ancak biyomalzemeler bir bilimsel çalışmaya dayandırılmadığı için 1974'te Güney Carolina'da (ABD) yapılan 6. Yıllık Uluslararası Biyomalzeme Sempozyumu'nda 'biyomalzeme' olarak bilim dünyasına kazandırılmıştır (Marin ve diğ., 2020; Ratner ve diğ., 2004). Tablo 1.1'de biyomalzemelerin gelişimi kronolojik olarak verilmiştir.

Tablo 1.1. Biyomalzemelerin tarihsel gelimi

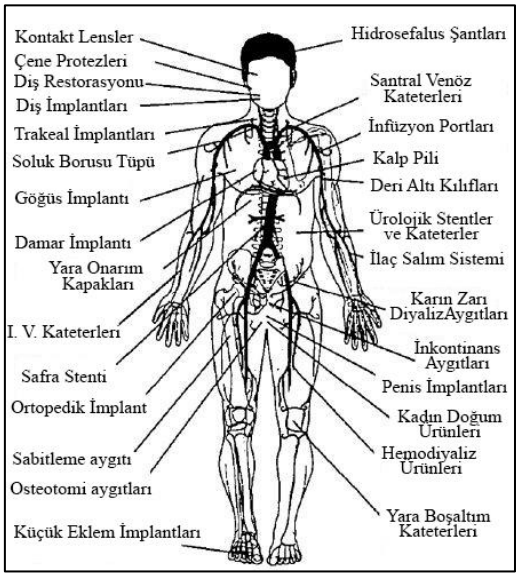
Yıl	**Bilim İnsanı**	**Yaşanılan Gelişmeler**
18. yy	-	Pt,Ag, Au, Fe esaslı tel ve pimler
1860-1870	J.Lister	Aseptik cerrahi teknik
1886	H. Hansman	Vida ve plaka üretimi
1893-1912	W. A Lane / W. D.Sherman	Çelik vidalar, Vanadyum çelik plakalar
1924	A.A. Zlerold	CoCrMo alaşımlar
1926	M.Z. Lange / E.W. Hey-Groves	%18-8Mo paslanmaz çelik
1931	M.N. Smith-Petersen	Femural kemik için paslanmaz çelik
1936	C.S. Venable	Vitalyum çelik
1938	P. Wiles	Kalça implantı
1939	J.C. Bursh / H.M. Carney	Tantalyum
1940-1950	J. Rudet / J. Cotton	(PMMA) ve Titanyum
1952	A.B. Voorhees / A.Jaretzta	İlk kan-damar değişimi
1958	S.Furman / G.Robinson	Direkt kalp uyarımı
1960	A.Starr / M.I. Edwards	Kalp kapakçıkları
1970	W.J. Kolff	Total kalp değişimi

Tablo 1.1'de görüldüğü gibi 20 yy. başlarında ortopedik implant malzemesi olarak metalik biyomalzemeler kullanılmaya başlanmıştır. İlk kullanılan metalik biyomalzeme Vitalyum çeliği olmuştur. Ancak düşük korozyon direncine sahip olduğundan canlı doku içerisinde toksik etkiye neden olmuştur (Ong ve diğ., 2014). Bundan dolayı Vitalyum çeliğine alternatif olarak paslanmaz çelik, kobalt-krom ve titanyum alaşımları biyomalzeme olarak geliştirilmiştir (Roach, 2007). Bu biyomalzemelerin deneysel çalışmalarında ilk olarak denek hayvanlar kullanılmıştır. Mükemmel sonuçların elde edilmesinden sonra 1938 yılında kobalt-krom alaşımları insanlarda kalça implant malzemesi olarak kullanılmaya başlanmıştır (Pramanik ve diğ., 2005).

Biyomalzemeler mühendislik alanında yeni bir bilim dalı olmasına rağmen yapılan çalışmalarda son yüzyılda artış meydana gelmiştir. Bundan dolayı biyomalzemelerin 1991 yılındaki verilerden dünya pazarında sadece ABD'deki pazar hacmi 2,098 milyon dolar olarak belirlenmiştir. 2006 yılına gelindiğinde ise 2,4 trilyon dolar olan bu pazar hacmi gelişen teknolojiye bağlı olarak artarak devam etmektedir (Ratner ve diğ., 2004). Bu pazar hacmindeki artış insanoğlunun ilerleyen yaşına bağlı olarak hayat standartlarının iyileştirilmesine katkı sağlayacağı öngörülmektedir. Bundan dolayı özellikle diz implantları ve sentetik kan damarlarında kullanılan biyomalzemeler hayati fonksiyonlar bakımından en dikkat çekici örnekler olarak verilmektedir (Mantipragada ve diğ., 2013). Biyomalzemelerin canlı doku içerisinde yüksek korozyon direnci, aşınma direnci ve uzun ömürlü olması uygulanabilirliği açısından oldukça önemlidir. Diğer yandan biyomalzemelerin mükemmel biyouyumluluk ve toksik olmayan özellikler göstermeleri implant malzemelerine olan talebi artırmaktadır. Bu özelliklere sahip implant malzemeleri yaygın olarak kemik doku, tendon, diş implantları, kalp kapakçıkları ve kan damar greftlerinde kullanılmaktadır (Park ve Bronzino, 2002).

2. GENEL BİLGİLER

İnsanoğlu yaşamı boyunca belirli dönemlerde ağır yükler altında çalışarak yaşamsal faaliyetlerini sürdürmektedir. Bu kapsamda ilerleyen yaş ile canlı dokuların hasar görmesi veya işlevini yerine getirememesi kaçınılmaz olmaktadır (Park ve Bronzino, 2002). Bu gibi dezavantajlardan dolayı yaşamsal kalite düşmekte ve insan ömrü giderek azalmaktadır. Bu gibi sorunların önüne geçebilmek ancak canlı doku görevini üstlenebilen malzemeler ile mümkün olmaktadır. Bu konuda bilim adamlarının biyomalzemeler üzerine çalışmaları ve teknolojinin hızla gelişmesi ile çözümler ortaya konmuştur (Shi, 2005). Bu çalışmalar sonucunda konak canlı da işlevini kaybeden organlar yerine yüksek biyouyumluluk, anti alerjik ve toksik etki yaratmayan malzemeler kullanılmaya başlanmıştır. Bu malzemeler genel olarak metaller, seramikler, kompozitler ve polimer esaslı olmak üzere geniş bir malzeme gurubunu temsil etmektedir (Nair ve Laurencin, 2006). Metalik ve seramik esaslı biyomalzemeler genellikle kemik destek dokuda yüksek mekanik özellik göstermelerindden dolayı tercih edilirken polimer esaslı biyomalzemeler ise daha çok yumuşak dokularda ve anti-oksidanyani bağışıklığın sisteminin güçlendirilmesi için kullanılmaktadır. Şekil 2.1'de gösterildiği gibi bu malzemelerin kullanılabileceği canlı dokular ayrıntılarıyla ifade edilmektedir. Bir sonraki bölümde bahsedilen biyomalzeme grupları geniş bir literatür taraması yapılarak değerlendirilmiştir.



Şekil 2.1. Biyomedikal malzemelerinin vücut içerisinde kullanıldığı bölgelerin şematik gösterimi (Yavuz, 2022)

2.1. Polimer Esaslı Biyomalzemeler

Polimerik malzemeler vücudun çeşitli doku veya organlarına hem fiziksel hem de mekanik olarak uyum sağladığından dolayı özellikle 1940 yılından sonra tıbbi amaçla kullanılmaları hız kazanmıştır (Banoriya ve diğ., 2017). Dental uygulamalar, ilaç kapsülleri ve kolay üretimleri polimerik biyomalzemelerin tercih edilmesinde önemli diğer etkenler arasında yer almaktadır. Bu kapsamda yaygın olarak kullanılan polimerik biyomalzemeler Tablo 2.1'de detaylandırılmaktadır (Kabasci, 2020). Ancak polimerik biyomalzemelerin bu gibi özelliklerinin yanı sıra düşük mekanik dayanım ve karakteristik özelliklerinden dolayı vücut içerisinde sıvı emilimi nedeniyle biyomedikal uygulamalarda kullanımları kısıtlanmaktadır (Hıll, 2005).

Tablo 2.1. Polimerik biyomalzemelerin uygulama alanları

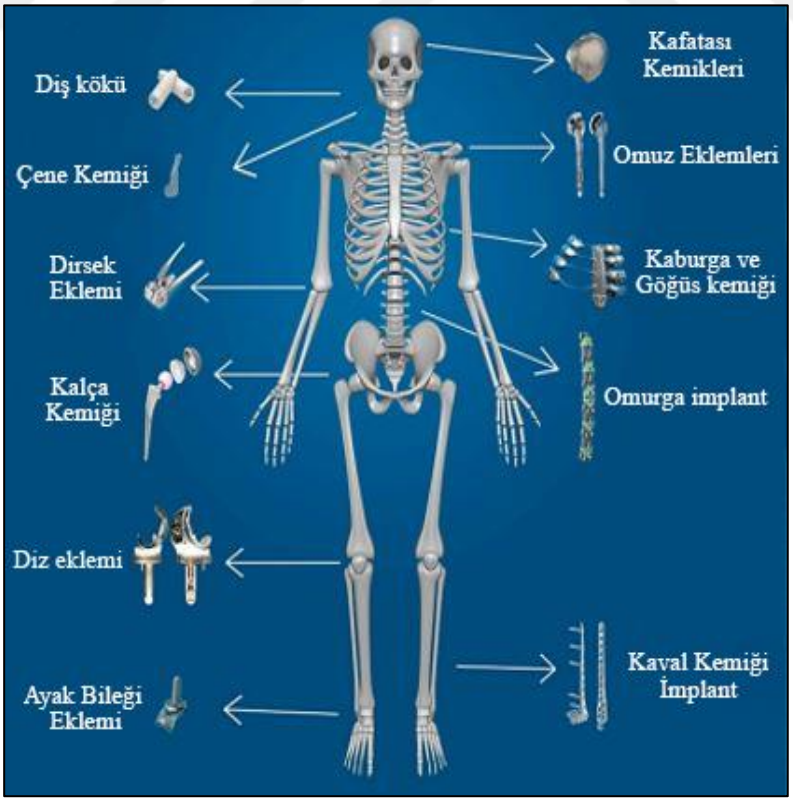
Polimerler	**Uygulama Alanları**
Polietilen (PE)	Ortopedik kalça implantları
Polistiren (PS)	Diyaliz
Polimetil metakrilat (PMMA)	Yapay kornea, diş dolgusu
Polisiloksan	Eklem-Göğüs protezleri
Polietilen tereftalat (PET)	Damar grefti, kalp kapakçıkları
Polilaktikasit (PLA)	Kemik doku

Polimerik biyomalzemelerin bu gibi özelliklerinin yanı sıra düşük mekanik dayanım ve karakteristik özelliklerinden dolayı vücut içerisinde sıvı emilimi nedeniyle biyomedikal uygulamalarda kullanımları kısıtlanmaktadır (Hıll, 2005). Dolayısıyla polimerik biyomalzemelere alternatif olarak yüksek mekanik özelliklere sahip olan seramik biyomalzemeler tercih edilmektedir (Velde, Kiekens, 2002).

2.2. Seramik Esaslı Biyomalzemeler

Seramik malzemeler reaktif olmayan, oksit, sülfür ve karbürlerden oluşan metalik olmayan malzemeler olarak tanımlanmaktadır (Billotte, 2007). Bu malzemeler yüksek sıcaklıklardaki mükemmel dayanımı sayesinde endüstriyel uygulamalarla birlikte biyomalzeme olarak biyomedikal uygulamalarda dikkat çekmektedir (Shekhawat ve diğ., 2021). Biyoseramik malzemeler ilk olarak 18 yy. da kron (dental) tedavisinde

kullanılmaya başlanmıştır. Dental uygulamalarda yaygın kullanılan biyoseramikler sonraki yıllarda 'Paris' alçısı olarak tanımlanan diş kalıplamada tercih edilen malzeme haline gelmiştir (Sáenz ve diğ., 1999). Teknolojinin gelişimine bağlı olarak günümüzde biyoseramiklerin yüksek aşınma direnci ve mükemmel biyouyumluluk özellikleri nedeniyle dental uygulamaların yanında ortopedik uygulamalarda da kullanımı artmaktadır (Billotte, 2007). Özellikle kemiklerin mineral bileşenleriyle benzerlikleri ve konak canlı dokularla osseointegrasyonu seramik biyomalzemelerin ortopedik uygulamalarındaki önemini artıran diğer etkenlerdir. Dolayısıyla biyoseramik malzemeler canlı dokudaki hastalıklı veya zarar görmüş kısımların yerine ve onarımında kullanılmaktadır (Höland ve diğ., 2009). Şekil 2.2'de biyoseramik malzemelerin implant malzemesi olarak kullanıldığı konak canlı bölgeleri verilmektedir. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan seramik biyomalzemelere alümina (Al_2O_3), zirkonya (ZrO_2), biyoaktif cam ve kalsiyum fosfat ($Ca_3(PO4)_2$) örnek olarak verilebilir. Bu biyoseramiklerden Al_2O_3 ve ZrO_2 gösterdikleri mükemmel korozyon ve aşınma direncinden dolayı dental ve ortopedik uygulamalarda tercih edilmektedir (Vladescu ve diğ., 2016).



Şekil 2.2. Biyoseramik malzemelerin ortopedik uygulamaları (Billotte, 2007).

Ancak kemik doku yerine kullanılan bu biyoseramikler düşük kırılma toklukları yani kırılgan özellikler göstermelerinden dolayı biyomedikal uygulamalarda kullanımı sınırlanmaktadır. Bundan dolayı farklı malzemelerin bir araya getirilip üstün özelliklerinden faydalanılarak tokluk özellikleri iyileştirilmiş kompozit malzemelere yönelim gerçekleşmiştir (Endand ve Rauf, 2019). Böylelikle biyomedikal uygulamalarda yüksek tokluk özelliklere sahip malzemeler üretilerek bu alana yeni bir boyut kazandırılmıştır.

2.3. Kompozit Esaslı Biyomalzemeler

Kompozit malzemeler en az iki farklı malzemenin kimyasal veya fiziksel birleşiminden meydana gelen malzemeler olarak tanımlanmaktadır (Endang ve Rauf, 2019). Doğal ve sentetik olmak üzere farklı tür kompozit malzemeleri bulunmaktadır. Doğal kompozit malzemelere selüloz ve lignin birleşimi olan ahşap ve doğal kemik yapısı örnek verilebilir. Sentetik kompozit malzemelere ise epoksi, poliester, vinilester ve fenolik reçineler örnek verilebilir (Endang ve Rauf, 2019; Dunluop ve Fratzl, 2010). Ayrıca farklı malzemelerin bir araya gelmesiyle malzeme biliminde metal, polimer ve seramik matrisli kompozit malzeme grupları da yer almaktadır (Dunluop ve Fratzl, 2010). Bu kompozit malzemelerin üretimindeki en temel faktör kullanım alanıdır. Yani endüstriyel olarak kompozit malzemelerden yüksek mekanik özellikler beklenirken diğer yandan biyomedikal uygulamalarda kullanılan kompozit malzemelerden hem üstün mekanik özellikler hem de yüksek biyouyumluluk özellikler beklenmektedir (Chandramohan ve Marimuthu, 2011). Ancak kompozit malzemeler farklı bileşenlerden meydana geldiği için canlı doku içerisinde toksik etki oluşturması kaçınılmaz olmaktadır (Perez ve diğ., 2013). Bu noktada biyokompozit malzemelerin bu gibi dezavantajından dolayı özellikle dental ve ortopedik implant malzemesi olarak kullanılmaları tercih edilmemektedir. Biyomedikal uygulamalarda biyopolimer, biyoseramik ve biyokompozit malzemelerin dezavantajlarına karşın geçmişten günümüze bütün malzeme gruplarında yüksek mekanik ve mükemmel biyouyumluluk özellikler gösteren biyometalik malzemeler oldukça dikkat çekmektedir. Bir sonraki bölümde yaygın olarak kullanılan biyometalik malzemelerden paslanmaz çelikler, titanyum esaslı alaşımlar ve kobalt-krom alaşımları geniş bir literatür taraması yapılarak değerlendirilmiştir.

2.4. Metal Esaslı Biyomalzemeler

Geçmişten günümüze insanoğlu yaşamsal faaliyetlerini sürdürürken günlük aktivitelerine bağlı olarak yüksek yük gerilmeleri altında çalışmak zorunda kalmaktadır. Dolayısıyla insan vücudundaki tendonlar 40-80 MPa ve kemikler ise yaklaşık 4 MPa gibi yükler altındaki gerilmelere maruz kalmaktadır (Parida ve diğ., 2012). Bu gerilmelerden en çok etkilenen sistem ise öncelikli olarak iskelet-kas sistemidir. Ayrıca yaşlanma sebebiyle yeterli fiziksel hareketlerin yapılamaması iskelet-kas sisteminin etkilendiği diğer bir önemli etkendir. Bundan dolayı hasar görmüş veya yeterli mekanik mukavemet özellikler gösteremeyen kemik-kas destek yapı ve diğer vücut dokularının onarımı veya yerine üstün karakteristik özellikleri nedeniyle metalik implant biyomalzemeler alternatif olarak dikkat çekmektedir (Ramakrishna ve diğ., 2001).

Metaller atomlar arası güçlü bağlar ve kristal kafes yapıları nedeniyle yüksek mekanik özellikler göstermektedir. Mükemmel korozyon direnci, kırılma tokluğu ve kolay üretilmeleri metallerin diğer önemli avantajlarıdır. Dahası metaller canlı doku içerisinde yüksek biyouyumluluk ve toksik olmayan özellikler de göstermektedir (Güven, 2014). Bu özelliklerinden dolayı metaller biyomedikal uygulamalarda spinal fiksasyonlar, intramedül çiviler, kalp pilleri, kalp kapakçıkları, stentler, diş implantları ve yapay kalça eklemlerinde biyomalzeme olarak tercih edilmektedir (Qin ve diğ., 2016). Metalik biyomalzemeler olarak canlı dokuda uygulanabilirliği açısından paslanmaz çelikler, titanyum esaslı alaşımlar ve mükemmel biyouyumluluk özelliklerinden dolayı Co-Cr alaşımları kullanılmaktadır.

2.4.1. Paslanmaz Çelikler

Demir, insan vücudunda ve diğer bütün canlı organizmalarda bulunması gereken eser bir element olarak kabul edilmektedir. Bunun yanında demir enzimlerde ve lipoksijenaz gibi hayati fonksiyon taşıyan hücrelerin besin ihtiyacını da karşılamaktadır (Manam ve diğ., 2017). Bu özelliklerinden dolayı oldukça dikkat çeken demir karbon elementi ile mükemmel kombinasyonu ile biyomedikal alanda kullanılan çelik alaşımlarının en temel hammaddesi olmuştur. Karbon oranı %2 altında olan demir esaslı alaşımlar çelik (Fe-C) olarak adlandırılmaktadır (Jiang ve diğ., 2021). Çelikler içerdiği element miktarlarına göre çok çeşitlilik göstermektedir. Yani hem endüstriyel hem de biyomedikal alanda

mevcut çelik türleri miktar olarak 1000'in üzerinde kayıtlara geçmiştir. Ancak bu çalışmada biyomedikal alanda kullanılan paslanmaz çelikler üzerinde durulacaktır.

Paslanmaz çelikler henüz biyomedikal uygulamalarda kullanılmadan önce implantlar genellikle düşük korozyon direnci ve mekanik özellikler gösteren metallerden üretilmekteydi. Daha sonra gelişen teknoloji ile birlikte metallerin özellikleri iyileştirilerek ilk olarak 1920 yılında mükemmel korozyon direnci sağlayan 18/8 sırasıyla Cr ve Ni elementleri içeren paslanmaz çelik alaşımları kullanılmaya başlanmıştır (Bhadeshia ve Honeycombe, 2017). Dolayısıyla paslanmaz çelikler biyomedikal alanda kullanılan metalik biyomalzemelere en güzel örnektir. Yüksek mekanik özellikler, mükemmel korozyon ve ısıl direnç, kolay şekillendirilebilirlik ve geri dönüşebilirlik gibi özellikler paslanmaz çeliklerin ayırt edici özellikleri arasında yer almaktadır (Hermawan ve diğ., 2011). Tablo2.2'de farklı kimyasal kompozisyonlara sahip olan paslanmaz çeliklerden olan 316L paslanmaz çeliğin ASTM standardına göre kimyasal kompozisyonu verilmektedir.

Tablo 2.2. ASTM standardına göre316L paslanmaz çelik kimyasal kompozisyonu (Marshall, 1984)

Alaşım	**Kimyasal kompozisyonlar % ağ.**							
	Fe	C	Cr	Si	Ni	Mo	Mn	P
316L	Kalan	0,03	17-20	0,75	12-14	2-4	2	0,03

AISI 316L (17–20% Cr, 12–14% Ni ve 2–4% Mo) paslanmaz çeliği biyomedikal alanda en yaygın kullanılan paslanmaz çelik türüdür (Marshall, 1984). İçerdiği Cr ve Ni elementleri sayesinde mükemmel korozyon direnci ve mekanik özelikler göstermektedir. Ancak Ni konak canlıda alerjik reaksiyonlara neden olduğu için hayati tehlike oluşturmaktadır. Diğer yandan vücut içerisinde ağırlıklı olarak oluşan Cr_2O_3 tabaksı da Cr+ iyon salınımına neden olarak hem çukurlaşma hem de toksik etkiye neden olmaktadır (Schramm ve Reed, 1975). Bu gibi dezavantajlarından dolayı biyomedikal uygulamalarda mükemmel biyouyumluluk, yüksek mekanik ve toksik olmayan özellikler göstermeleri nedeniyle Ti esaslı ve Co-Cr alaşımları üzerine çalışmalar hız kazanmıştır.

2.4.2. Titanyum Esaslı Alaşımlar

Titanyum1791 yılında İngiliz bilim adamı William Gregor'un yaptığı keşifler sonucunda Madagaskar bölgesinde tesadüfen bulunmuştur. İlk olarak 'Manakara' şehrinden esinlenerek 'Menakirit' olarak adlandırılmaktaydı. Ancak 1795 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından yapılan çalışmalarda yeni bir metal olduğu ve Yunan mitolojisinde önemli bir figür haline gelen toprağın oğulları Titan'a atfedilerek 'Titanyum' ismi olarak bilim dünyasına kazandırılmıştır. 1800'lü yıllarda yeni keşfedilen bir metal olması nedeniyle dikkat çeken titanyumun saf olarak üretimi oksijen ve azot ile yüksek afinitesinden dolayı oldukça zordu (Froes, 2015; Zhang ve Xu, 2022). Ancak bu problem 1940 yıllarında Dr. Wilhelm Kroll tarafından geliştirilen 'Kroll Prosesi' ile çözülmüştür. Kroll prosesi titanyum tetra klorürün ($TiCI_4$) inert atmosfer ortamında magnezyum ile yaptığı indirgenme reaksiyonuna dayanmaktadır. Ayrıca bu indirgenme reaksiyonu sonucunda elde edilen titanyum süngerimsi yapısından dolayı 'sünger metal' olarak da tanımlanmaktaydı. Titanyumun en önemli mineralleri rutil (TiO_2) ve ilmenit ($FeTiO_3$) olup periyodik cetvelde Ti sembolü ile ifade edilen bir geçiş elementidir. Tablo 2.3'te titanyumun genel özellikleri verilmektedir (Gerdemann, 2001; Mackey, 1994).

Tablo 2.3. Titanyumun genel özellikleri

Atom Numarası	22
Atom Ağırlığı (g/mol)	47,9
Yoğunluk (g/cm^3)	4,51
Ergime Noktası (°C)	1668
Kaynama Noktası (°C)	3287
Kristal Yapısı	HMK, HSP
Elastisite Modülü	115
Yoğunluk (g/cm^3)	4,5
Elektron Dizilimi	$3d^24s^2$

Tablo 2.4'te görüldüğü gibi titanyum düşük elastisite modülü ve düşük yoğunluk değerleri yanı sıra ayrıca mükemmel korozyon direncine sahiptir. Titanyumun endüstriyel kullanımı 2. Dünya savaşında sonra başlamaktadır. Özellikle hafiflik ve yüksek korozyon direnci nedeniyle havacılık sektöründe trend bir metal haline gelen titanyumun kullanımı

ilk olarak DC-7 tipi uçakların motor parçalarında gerçekleşmiştir. Teknolojinin getirdiği yenilikler ile biyouyumluluk özellikleri de keşfedilen titanyum biyomedikal alanda da dikkat çeker hale gelmiştir (Sönmez, 2019). Özellikle yüksek mekanik özellikler ve yüzeyde oluşan TiO_2 oksit tabaksı nedeniyle canlı doku içerisinde mükemmel korozyon direnci gösteren titanyum ortopedik, dental ve kalp-damar hastalıklarında implant malzemesi olarak tercih edilmektedir. Diğer yandan 316 L paslanmaz çelik ve Co-Cr alaşımları ile karşılaştırıldığında vücut içerisinde anti-alerjik özellikler göstermesi en önemli avantajlarıdır (Apell ve diğ, 2021). Bu kapsam da biyomedikal uygulamalarda Ti6Al4V titanyum alaşımı yaygın kullanılmaktadır. Canlı kemik dokuda yüksek mekanik özelliklerinden dolayı destek görevi ve maksillofasiyal osteosentez gibi tıbbi uygulamalarda implant malzemesi olarak kullanılmasına rağmen biyodegredasyon esnasında alüminyum iyonları Alzheimer hastalığını tetiklemektedir (Yamanoğlu ve diğ., 2019). Ayrıca vanadyum iyonlarının toksik etki göstermesi Ti6Al4V titanyum alaşımının biyomedikal alanlarda kullanılmasını sınırlamaktadır.

Titanyum alaşımları kimyasal kompozisyonlarına göre α, β ve α+β olmak üzere 3 gruba ayrılmaktadır. Tek fazdan oluşan Ti alaşımları α alaşımları olarak adlandırılmaktadır. Diğer yandan kimyasal morfolojisinde %10-30 oranında β fazı bulunan alaşımlar ise α+β alaşımları olarak bilinmektedir. Son olarak düşük soğuma hızlarında yapısında β fazını muhafaza eden kararlaştırıcılar bulunanlar ise β alaşımları olarak tanımlanmaktadır. Tablo 2.4'te α, β ve α+β fazlarının yer aldığı titanyum esaslı alaşımların türleri verilmektedir (Yavuz, 2019; Mantri ve Banerjee, 2018).

Tablo 2.4. Titanyum alaşımlarının sınıflandırılması

Alaşım Grupları	**Örnek Alaşım**
(α) Alaşımları	Saf Ti
	Ti-Pd
	Ti5Al2.5Sn
(α+β) Alaşımları	Ti6Al4V
	Ti5Al2.5Fe
	Ti6Al7Nb
(β) Alaşımları	Ti13V11Cr3Al
	Ti8Mo8V2Fe3Al
	Ti10V2Fe3Al

Yukarıda bahsedildiği gibi Ti ve paslanmaz çelik alaşımları biyomedikal uygulamalarda yaygın kullanılmaktadır. Ancak bir biyomalzeme olarak biyomedikal uygulamalarda istenilen düzeyde yüksek mekanik, yüksek korozyon direnci ve mükemmel biyouyumluluk özellik gibi kombinasyonların sağlanamaması yeni alaşımlar üzerinde çalışmaların yoğunlaşmasına yol açmaktadır (Yamanoglu ve diğ., 2021). Bu kapsamda Ti ve paslanmaz çelik alaşımlarına alternatif olarak geliştirilen mükemmel bir biyomalzeme türü olan Co-Cr alaşımları oldukça dikkat çekmektedir. Co-Cr alaşımlarının yüksek mekanik ve mükemmel biyouyumluluk özellikleri bir sonraki bölümde detaylandırılmaktadır.

2.4.3. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları

Atom numarası 27, ergime sıcaklığı 1495 °C, yoğunluğu 8.9 g/cm³ ve hekzagonal (HSP) kristal kafes yapısına sahip olan Co periyodik Tabloda bir geçiş elementi olarak yer almaktadır. Allotropik özellik nedeniyle farklı kristal kafes (YMK) yapısına dönüşen Co gri renkli ve karakteristik özelliklerinden dolayı 300 °C'de oksitlenebilmektedir. Yüzeyinde oluşan Cr_2O_3 tabakası ile mükemmel korozyon ve aşınma direnci sağlayarak demir ve nikel gibi malzemelere alternatif olarak endüstriyel uygulamalarda kullanılmaktadır. Ayrıca Co manyetik özelliği yüksek olduğundan mıknatıs yapımında da kullanılmaktadır (Ahmad ve diğ., 2021).

Kobalt esaslı alaşımlar yüksek aşınma ve mükemmel korozyon direnci gibi özellikler nedeniyle endüstriyel ve biyomedikal uygulamalarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Üstün özelliklerinden dolayı Co esaslı alaşımlar Amerikan bilim insanı Elwood Haynes tarafından20 yy. başlarında ticarileştirilmiştir. Piyasada Stellite alaşımı olarak bilinen Co esaslı alaşımlar molibden (Mo) ve tungsten (W) ilaveleri ile henüz o tarihlerde CoCrMo ve CoCrW alaşımları olmak üzere patentleri alınmıştır (Alarcón-Suesca ve diğ., 2016). Ardından krom ve molibden elementleri içermesinden dolayı 1930 yılında Vitalyum olarak farklı bir isimle anılmaya başlanmıştır. Mükemmel mekanik özelliklere sahip olan Co esaslı alaşımlar kesme takımlarda, aşınma ve korozif ortamlarda ve yanmalı motor vanaları gibi önemli endüstriyel uygulamalarda tercih sebebi olmuştur. Bu gibi avantajlarından dolayı gelişen teknolojiye bağlı olarak 1930 yıllarında döküm yöntemi ile üretilen Vitalyum yani CoCrMo alaşımı biyomedikal uygulamalarda diş protezlerinde de

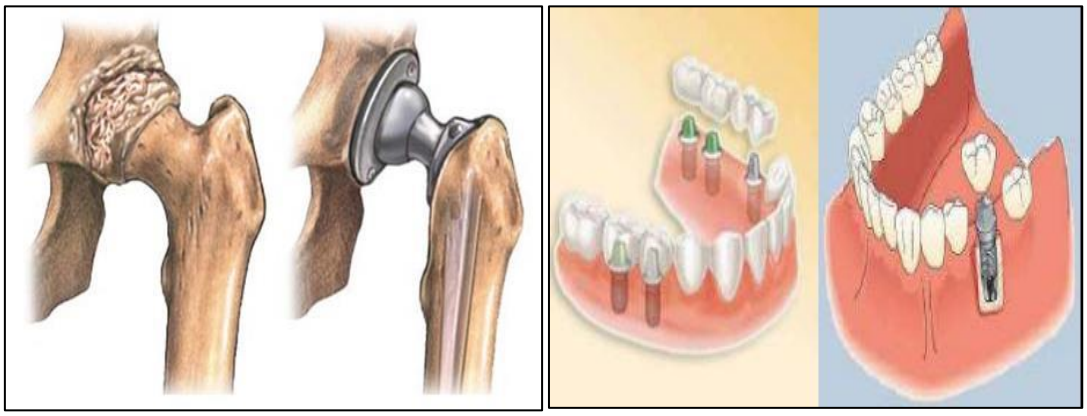
kullanılmaya başlanmıştır (Sims, 1984). Biyomedikal uygulamalarda yaygın kullanılan Co esaslı alaşımların kimyasal kompozisyonları Tablo 2.5'te verilmektedir.

Tablo 2.5. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan Co esaslı alaşımların kimyasal kompozisyonları

Alaşımlar					
Element	F799	F75	F90	F562	F563
Co	Dengeli	Dengeli	Dengeli	Dengeli	Dengeli
Cr	26-30	25,23	19-21	18-22	19-21
Mo	5-7	5,42	-	9-10,5	3-4
W	-	0,049	14-16	-	3-4
Ni	1	0.763	9-11	33-37	15-25
Mn	1	0,325	2	0,15	1
Si	1	0,774	0.4	0,15	0,5
Fe	1.5	0,316	3	1	4-6
C	0,35	0,26	0,15	0,025	0,05
N	0,25	0,25	-	-	-
P	-	0,02	0,04	0,015	-
Al	-	0,3	-	-	-
S	-	0,022	0,03	0,01	0.01
Be	-	-	-	-	-
Ti	-	-	-	1	0,5-3,5

Yukarıdaki tabloda görüldüğü gibi biyomedikal uygulamalarda F799, F75, F90, F562 ve F563 Co esaslı alaşımları kullanılmaktadır. Bu alaşımlar incelendiğinde ise yaygın olarak kullanılan elementlerin Cr, Mo, W, Ni, Fe, Mn olduğu görülmektedir. Bu elementler karakteristik özelliklerinden dolayı canlı dokuda iyonlarına ayrışarak toksik etkiye neden olmaktadır. Ancak yukarıda da ifade edildiği gibi CoCrMo yüksek korozyon direnci gösterdiğinden bu gibi toksit etkileri baskılamaktadır (Shaik ve diğ., 2021; Janaki Ram ve diğ., 2008). Bundan dolayı CoCrMo alaşımının canlı dokular için yüksek biyouyumluluk özellikler gösterdiği anlaşılmaktadır. Dental uygulamalarda yaygın kullanılabilen Co esaslı bu alaşımlar diğer yandan yüksek mekanik özellikler göstermelerinden dolayı destek-hareket sistemi olan ortopedik uygulamalarda özellikle

kalça ve diz implantlarında tercih edilmektedir. Şekil 2.3'te dental ve ortopedik uygulamalarda (femur) kullanılan Co-Cr esaslı biyomalzeme örneği verilmektedir.



Şekil 2.3. Ortopedik ve dental uygulamalarda kullanılan Co-Cr esaslı biyomalzeme (URL-1)

Şekil 2.3'te iskelet-kas sisteminde büyük yüklere maruz kalan kalça kemiği ve Co esaslı biyomalzemenin kullanıldığı femur bölge görülmektedir. Co esaslı alaşımlar kemik dokuya göre yüksek elastisite modülüne sahip olmasına rağmen yüksek yükleri taşıyabilme kabiliyetleri açısından Ti ve 316L paslanmaz çelik alaşımlarına göre oldukça avantaj sağlamaktadır. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan metalik biyomalzemelerin en önemli parametrelerinden biri nitekim üretim yöntemidir. Döküm ve dövme gibi geleneksel üretim yöntemlerinden eklemeli imalat teknolojilerine kadar bütün üretim proseslerinde meydana gelen farklılıklar ve malzemeler üzerindeki etkileri bir sonraki bölümde detaylı olarak açıklanmaktadır.

3.BİYOMEDİKAL ALANDA YAYGIN KULLANILAN Co ESASLI ALAŞIMLAR

3.1. CoCrMo (F75)

F75 Co esaslı alaşım literatürde Haynes ve Vitalyum 21 olarak bilinmektedir. Biyomedikal uygulamalarda özellikle dental ve ortopedik alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. F75 Tablo 2.5'te görüldüğü üzere yapısında yüksek oranda Cr elementi (%27-30) bulunmaktadır. Cr elementi yüzeyde oluşan Krom-oksit (CrO_2) tabakası oluşturduğundan oldukça yüksek korozyon direnci göstermektedir (Alarcón-Suesca ve diğ, 2016; Sims, 1984). Diğer yandan özellikle tane sınırlarında $M_{23}C_6$ karbürlerinin çökelmesi ile daha ince taneli bir yapı ve dolayısıyla yüksek mekanik özellikler gösteren F75 alaşımı femur başı üretiminde tercih edilmektedir.Mükemmel biyouyumluluk özellikler nedeniyle vücut içerisinde toksisiteye neden olmaması F75 alaşımının kullanılabilirliğini artırmıştır (Janaki Ram ve diğ., 2008). Martnez ve ark. F75 Co-Cr alaşımının yüzeyinin biyoaktif özelliklerini artırmak için farklı bileşenlerden oluşan seramik-cam kompozit malzemesi ile yaptıkları çalışmada ısıl işlem uygulayarak üstün biyoaktivite özellikler elde etmişlerdir. F75 Co-Cr alaşımı diğer Ti ve paslanmaz çelik gibi biyomalzemelere göre yüksek yorulma direnci, yüksek mukavemeti düşük süneklik ve tokluk gibi üstün özellikler göstermektedir. Ayrıca 220-253 GPa gibi elastisite modülüne sahip olması Co-Cr F75 alaşımının kalça eklemlerinde implant malzemesi olarak kullanılmasını sağlamaktadır (Ramirez ve diğ., 2002; Janaki Ram ve diğ., 2008). Ancak genel anlamda Co-Cr alaşımları osteointegrasyon açısından zayıf özellikler göstermektedir. Bu özelliklerinin iyileştirilmesi ile ilgili yapılan çalışmalarda önemli sonuçlara ulaşılmıştır. Bu konuda özellikle F75 alaşımı tercih edilmektedir.

3.2. CoNiCrMo (F562)

CoNiCrMo [Cr (19-21%), Ni (33-37%) ve Mo (9-11%)] alaşımı MP35N olarak tanımlanmaktadır. F562 alaşımı ilk olarak sadece uzay, havacılık ve diğer endüstriyel alanlarda kullanılmak için üretilmiştir. Ancak son zamanlarda yüksek korozyon direnci, mükemmel dayanım ve biyouyumluluk özeliklerinden dolayı diz ve kalça eklemlerinde de kullanılmaya başlamıştır (Black ve Hastings, 2013). Yüksek elastisite modülü nedeniyle F75 alaşımı gibi iskelet destek sisteminde tercih edilmektedir. Kimyasal kompozisyonunda yer alan Ni elementi sayesinde üstün mekanik özellikler

göstermektedir. Diğer yandan Mo ilavesi ile ince taneli bir mikroyapı ve Cr ilavesi ile mükemmel korozyon direnci sağlamaktadır (Janaki Ram ve diğ., 2008). Ancak yapı içerisinde Ni elementi gibi ağır metalin bulunması ve canlı dokuda iyon salınımı tehlikesinin oluşması F75 alaşımına göre kullanımını sınırlandırmaktadır.

4. Co-Cr F75 ALAŞIMININ ÜRETİM YÖNTEMLERİ

Geçmişten günümüze zorunlu ihtiyaçların karışlanabilmesi için birçok üretim metodu kullanılmıştır. Bu üretim metotları talaşlı ve talaşız olmak üzere iki başlık altında toplanabilmektedir. Talaşlı imalat yöntemlerine taşlama, frezeleme ve tornalama talaşsız imalat yöntemlerine ise dövme, döküm ve ekstrüzyon ile üretim teknikleri örnek verilebilir (Qiang ve diğ., 2010). Başka bir ifadeyle bu yöntemler genel olarak geleneksel üretim yöntemleri olarak adlandırılmaktadır. Teknolojinin gelişmesine paralel olarak özellikle 17 yy. sonlarında sadece zorunlu ihtiyaçlar değil aynı zamanda 1. sanayi devrimini başlatacak şekilde spesifik malzemeler üretilmeye başlanmıştır (Kaye ve Street, 2016). İnsanların hayatını daha da kolaylaştıran bu gelişmeler ile birlikte arz-talep dengesi de farklı boyutlara ulaşmıştır. Bundan dolayı yukarıda ifade edilen yöntemler daha da geliştirilerek günümüze kadar katma değeri yüksek ürünler üzerinde çalışmalar artarak devam etmiştir.

Yüksek mekanik özelliklere sahip malzemelerin üretiminde özellikle döküm ve dövme gibi geleneksel üretim yöntemleri oldukça ilgi çekmektedir. Bu yöntemler ile makro ve mikro boyutlarda kompleks parçaların üretimi mümkün hale gelmektedir. Ancak teknolojinin son 50 yılda hızla gelişmesi ile bu yöntemlerin etkinliği azalmakta ve yeni üretim teknikleri üzerinde araştırmalar yoğunlaşmaktadır (URL-1). Bu araştırmalar sonucunda hammadde olarak metal tozlarından nihai parça üretimini sağlayan ve hem literatüre hem de endüstriyel uygulamalara kazandırılan bir üretim yöntemi olan eklemeli imalat (Eİ) ile karmaşık geometriye ve yüksek mekanik özelliklere sahip malzemelerin üretimi mümkün hale gelmiştir. Bu gelişmelerden dolayı günümüz dünyasında Endüstri 4.0olarak adlandırılan bir sanayi dönemi yaşanmaktadır (Wong ve Hernandez, 2012). Bu çalışma kapsamında eklemeli imalat yöntemi ile üretilen Co-Cr esaslı biyomalzeme alaşımlarının döküm ve dövme yöntemlerine göre üstünlükleri detaylı olarak anlatılacaktır.

4.1. Döküm

Geleneksel üretim yöntemleri arasında büyük bir kullanım hacmine sahip olan döküm malzemelerin ergime sıcaklıkları üzerinde ısıtılması ve ardından kalıplara dökülerek katılaştırılması ile nihai parça üretimine dayanmaktadır. Tarihsel olarak incelendiğinde

MÖ 8000'li yıllardan başlamak üzere insanoğlunun yaşamsal faaliyetlerini sürdürmek için kullandıkları döküm yöntemi günümüze kadar gelişerek önemini artırmıştır. Yaygın kullanılan döküm yöntemleri kokil kalıp, pres döküm, yüksek basınçlı, santrifüj ve sürekli döküm olarak sıralanabilir (Igarasi ve Okoda, 1998). Ti, Fe, Al, Mg ve Co esaslı alaşımların temel üretim kaynağı olan döküm yöntemi ile endüstriyel uygulamalara yönelik yüksek mekanik özelliklere sahip malzemelerin üretimi sağlanabilmektedir (Kumar ve diğ., 2016). Diğer yandan sadece metaller değil aynı zamanda polimer, seramik ve kompozit esaslı malzemeler de döküm yöntemi ile üretilebilmektedir. Bu yöntem ile üretilen malzemeler uzay, havacılık, otomotiv gibi endüstriyel ve ayrıca biyomalzeme olarak biyomedikal uygulamalarda kullanılabilmektedir. Özellikle ortopedik ve dental uygulamalarda mükemmel korozyon direnci ve yüksek mekanik özellikler gösteren Co-Cr esaslı biyomalzemeler döküm yöntemi ile üretilebilmektedir (Li ve diğ., 2022). ASTM standardına göre Co-Cr esaslı döküm alaşımlarına Tablo 2.6.'da kimyasal kompozisyonları verilen F75 ve F90 kodlu alaşımlar örnek verilebilir. Ancak döküm esnasında meydana gelen sıcak yırtılma, gaz boşluğu, büzülme ve dart hataları nedeniyle özellikle yüksek mekanik dayanım istenen dokular içinCo-Cr gibi biyomalzemeler olumsuz etkilenmektedir (Janaki Ram ve diğ., 2008). Diğer yandan bu gibi döküm kusurlarından dolayı konak canlıda iyon salınımları meydana gelmekte ve hayati tehlike oluşturmaktadır. Döküm yöntemi geniş uygulama alanlarına hizmet etmesine rağmen bu gibi olumsuzluklardan dolayı bazı spesifik uygulamalarda kullanımı sınırlanmaktadır. Bundan dolayı alternatif olarak dövme ve eklemeli imalat gibi yöntemler ön plana çıkmaktadır.

4.2. Dövme

En eski metal işleme teknolojisi olan dövme yöntemi tarih öncesi çağlara kadar dayanmaktadır. Sünger demirin tavlama sıcaklığına kadar ısıtılması ve ardından işlenmesi dövme yöntemine en güzel örnek olarak verilebilir (Li ve diğ., 2022). Bu yöntem ile malzemelerin tokluk ve süneklik gibi mekanik özellikleri ile birlikte kaynaklanabilirlik özellikleri iyileştirilmektedir. Bu gibi avantajlardan dolayı birçok mühendislik uygulamalarında, ağır sanayiinde ve biyomedikal uygulamalarda dövme yöntemi tercih edilmektedir. Dövme yöntemi ile üretilen kobalt-krom, çelik, alüminyum ve magnezyum esaslı alaşımlar bu uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Amanov, 2021). Bu

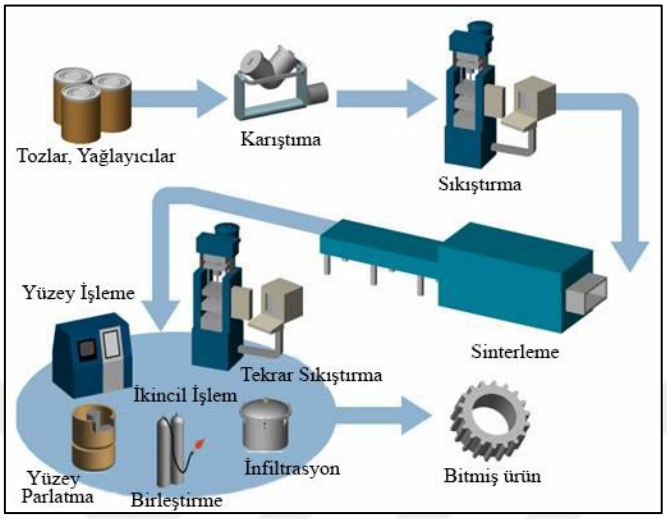
alaşımlardan yüksek korozyon ve aşınma direncine sahip olan kobalt esaslı alaşımlara dövme yöntemi ile daha yüksek mekanik özellikler kazandırılmaktadır. Co-Cr esaslı alaşımlar bu gibi mükemmel özelliklerden dolayı biyomedikal uygulamalarda implant malzemesi olarak tercih edilmektedir (Naurshima ve diğ., 2013). ASTM standardına göre biyomedikal uygulamalarda yaygın kullanılan Co-Cr esaslı dövme alaşımlarına Tablo 2.6'da kimyasal kompozisyonları verilen F562 ve F799 kodlu alaşımlar örnek verilebilir (Black ve Hastings, 2013). Ancak dövme üretim tekniğinin maliyetli olması, makro parçalarda sınırlı üretim ve özellikle sıcak dövme esnasında hızlı oksitlenmesi bu yöntemin dezavantajları olarak karşımıza çıkmaktadır.

4.3. Toz Metalurjisi

Toz metalurjisi döküm ve dövme gibi diğer geleneksel üretim yöntemlerine benzer bir geçmişe sahip olmasına karşın teknolojik imkansızlıklardan dolayı istenilen gelişmeyi son 100 yıla kadar sağlayamamıştır. Tarihsel olarak incelendiğinde toz metalurjisi ile üretilen malzemelerin ilk örneklerine Mısır krallarının günümüzde açılan mezarlarında süs eşyası veya koruyucu ekipman olarak kullanıldığına rastlanmaktadır. Uzun bir geçmişe sahip olmasına rağmen ancak 17.yy sonlarına doğru Rus bilim insanı Grigor tarafından yapılan deneysel çalışmalar sonucu endüstriyel olarak katma değerli malzemelerin üretilebilirliği açısından önemli sonuçlar elde edilmiştir (Plotkin, 1966; Tsukerman, 2013). Bu gelişmelerden sonra 19. yy sonlarına gelindiğinde ise gelişen teknoloji ile birlikte spesifik malzeme üretimine başlanmıştır. Yüksek ergime sıcaklıklarına ve yüksek mekanik özelliklere sahip olan tungsten (W) karbürlerin yatak malzemeleri için toz metalurjisinden üretilmeye başlanması en önemli örnek olarak gösterilebilir (Küçükarslan, 2006). Şekil 4.1'de görüldüğü gibi metal tozlarının kademeli olarak işlenmesi ve nihai parça üretimi öncesinde yapılan sinterleme işlemi ile döküm ve dövme gibi geleneksel üretim yöntemlerinden daha yüksek mekanik özelliklere sahip parça üretimi sağlanabilmektedir.

Toz metalurjisi ergimiş metallerin yüksek basınç altında hızlı katılaşması sonucunda metal tozlarının üretilmesi prensibine dayanmaktadır. Toz metalurjisi ile metal tozlarının üretilmesi su atomizasyonu, plazma atomizasyonu, plazma destekli dönel elektrot, ultrasonik atomizasyon ve gaz atomizasyonu gibi üretim yöntemleri ile sağlanabilmektedir. Bu yöntemler ile metal tozlarının partikül boyutları 1 µm – 250 µm

olup diğer yandan oldukça küresel şekle sahip tozlar üretilebilmektedir (Kostornov ve Fushhich, 2007). Bununla birlikte toz metalurjisi sadece metal tozu üretimi ile sınırlı kalmayıp polimer, seramik ve kompozit gibi geniş yelpazede toz üretimini sağlamaktadır.



Şekil 4.1.Toz metalurjisi üretim süreci (Söyler, 2008)

Toz metalurjisi ile üretilen metal tozları eklemeli imalat (Eİ) olarak adlandırılan yeni bir üretim yöntemi için vazgeçilmez bir hammadde kaynağı olmaktadır. Bu eklemeli imalat teknolojisi ile küresel çapta endüstriyel olarak büyük ilerlemeler kaydedilmekte ve bu teknoloji Endüstriyel 4.0 olarak adlandırılmaktadır (Mostafaei ve diğ., 2021).

Yapılan araştırmalar neticesinde 1. Sanayi devriminden sonra en büyük gelişimin ancak Eİ teknolojisinden sonra olduğu sonucuna varılmıştır. Eİ imalat tasarımı belirlenen spesifik parçaların metal tozlarından üretilmesini sağlamaktadır. Bu yöntem metal tozlarının bir tabaka üzerine serilerek yüksek sıcaklık ve hızlı katılaşma sonucunda katman katman parça üretimi prensibine dayanmakta ve diğer yandan 3D teknolojisi olarak da bilinmektedir. Eİ teknolojileri sonraki bölümlerde detaylıca açıklanmaktadır. Toz metalurjisini diğer geleneksel üretim yöntemlerinden ayıran en önemli özellikler şu şekilde sıralanabilmektedir;

Üretim sonrasında herhangi bir talaşlı işleme ihtiyaç duyulmamaktadır.

Belirli bir platform üzerinde gerçekleştirildiğinden dolayı malzeme kaybı minimum seviyededir.

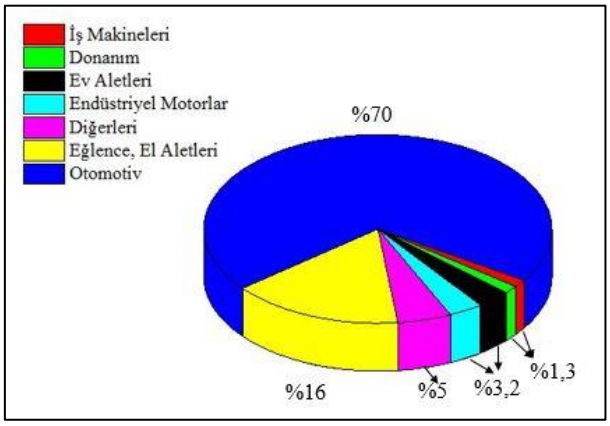
İnce ve küresel toz partiküllerin etkisiyle sinterleme sonrası yüksek aşınma ve korozyon direncine sahip parçalar üretilmektedir.

Uzay, havacılık, elektronik ve otomotiv gibi endüstriyel uygulamalarda tercih edilmektedir.

Biyomedikal uygulamalarda yükse biyouyumluluk ve toksik etki göstermeyen metal tozlarından karmaşık geometriye sahip implant malzemeleri (Co-Cr, Ti6AI4V) üretilmektedir (Li ve diğ., 2017). Bu gibi avantajlardan dolayı tercih sebebi olan toz metalurjisinin ilk kurulum maliyetinin yüksek olması ve seri üretime uygun olmaması dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır.

4.3.1. Toz Metalurjisinin Pazar Payı

Dünya çapında gelişen teknolojiye paralel olarak toz metalurjisinin pazar hacmi artarak devam etmektedir. Bu pazar hacmi Şekil 4.2'de görüldüğü gibi %70 oranında otomotiv endüstrisini kapsamaktadır. Toz metalurjisi ile yüksek mekanik, aşınma ve korozyon direnci gibi özellikler ve aynı zamanda kompleks şekilli mikro parçaların üretilmesi otomotiv endüstrisinde tercih nedenleri arasında sıralanabilir. Diğer yandan otomotiv endüstrisindeki istatistikler incelendiğinde 2020 yılında 77.621.582, 2021 yılında 80.145.988 ve son verilere göre yaşanılan ekonomik krizlere rağmen 2022 yılında 85.101.988 otomotiv üretilmiştir. Bu pazar hacminin büyük tedarikçisi olan ABD 2022 yılında 2,8 trilyon USD gibi büyük bir bütçeyi ülkesine kazandırmıştır. Bu pazar hacminin büyüklüğü toz metalurjisinin de önemi artırmaktadır (Kryachek ve diğ., 2007).



Şekil 4.2. Toz metalurjisinin pazar hacmi (URL-2)

Toz metalurjisin pazar hacminin büyüklüğü bölgesel olarak incelendiğinde Asya-Pasifik ülkelerinden olan Çin ve Hindistan en önemli örneklerdir. Bu kapsam da Çin otomobil

üretiminin 2025 yılına kadar 35 milyona ulaşacağını beklemesiyle dünyanın en büyük araç pazarı olmayı hedeflediği görülmektedir. Ayrıca Çin'deki toplam araç satışı, bir önceki yıla göre yıllık %16,4 artış göstermiştir. Çin'deki yeni enerji araçlarının yıllık satış hacminin 2025'te 3 milyon adede ulaşması beklenmektedir. Bir diğer pazar hacmi büyük olan Hindistan'ın istatistiksel verileri incelendiğinde ise 2021 yılında rekor kırılarak 22,65 milyon otomotiv üretimi sağlanmıştır (URL-2). Çin ve ABD gibi küresel çapta söz sahibi olmaya aday olan Hindistan 2025 yılında ise 50 milyon otomotiv üretimini hedeflemektedir. Şekil 4.3'te toz metalurjisi ile üretilen spesifik otomotiv parçalar gösterilmektedir. Bununa birlikte uzay, havacılık ve son yıllarda özellikle biyomedikal implant uygulamalarda oldukça dikkat çeken toz metalurjisinin pazar hacminin artarak devam edeceği öngörülmektedir.



Şekil 4.3.Toz metalurjik otomotiv parçalar(URL-3)

4.3.2. Toz Metalurjisinin Geleneksel Uygulamaları

Endüstriyel uygulamalarda toz metalurjisi ile üretilen demir, bakır, alüminyum, nikel ve kalay esaslı alaşımlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu alaşımlardan üstün karakteristik ve yağlayıcılık özelliklerinden dolayı yatak malzemelerinde kalay esaslı alaşımlar (babit), yüksek entropi alaşımlarında ise demir ve nikel esaslı alaşımlar tercih edilmektedir. Özellikle havacılık endüstrisinde nikel esaslı Inconel alaşım serileri yüksek korozyon ve aşınma direnci özelliklerinden dolayı yaygın kullanılmaktadır (Eisen ve diğ., 1998; Boldin ve diğ., 2022).

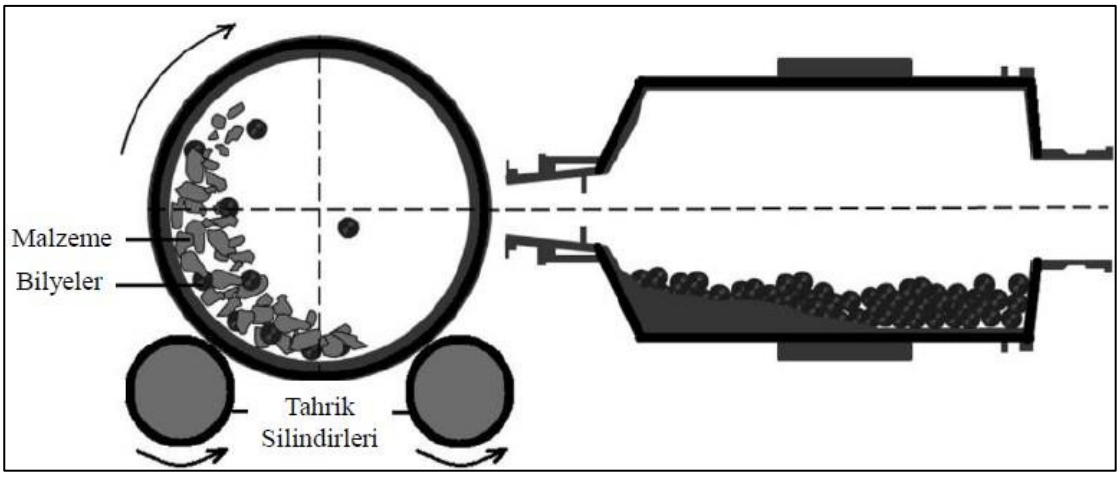
Yukarıdaki bölümde de ifade edildiği üzere dünya çapında toz metalurjisi ile üretilen parçalar otomotiv sektörü başta olmak üzere diğer bütün endüstriyel çalışmalarda döküm ve dövme gibi üretim yöntemlerine kıyasla yüksek oranda kullanılmaktadır. Bu kapsamda

değerlendirildiğinde sinterlenmiş malzemelerin küresel piyasadaki pazar payı %85 demir esaslı, %12 bakır esaslı ve %3 diğer alaşım türleri olarak karşımıza çıkmaktadır. Ayrıca havacılık yanı sıra otomotiv, elektronik, gıda, yüzey kaplama işlemleri ve özellikle biyomedikal uygulamalarda implant malzemelerinde toz metalurjisi ile üretilen malzemeler oldukça önemli rol üstlenmektedir (Boldin ve diğ., 2022).

4.3.3. Toz Metalurjisinin Üretim Süreci

Metal tozu üretiminde mekanik, kimyasal ve atomizasyon yöntemleri kullanılarak üretim gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemler ile üretilen metal tozların endüstriyel uygulamalar da kullanılması için boyut, boyut dağılımı ve şekil gibi parametreler oldukça önemlidir. Diğer yandan metal tozun saflığı ve kimyasal kompozisyonu diğer önemli etken arasında yer almaktadır. Bu gibi parametreler doğrudan nihai ürünlerin mekanik özelliklerine etki etmektedir. Ayrıca korozyon ve aşınma direncine de etkileri kaçınılmaz olmaktadır (Dhamivvediğ., 2022).

Mekanik yöntemler ile toz üretiminde öğütme, talaşlı imalat ve mekanik alaşımlama gibi 3 farklı teknik kullanılmaktadır. Bu yöntemlerde genel olarak basma ve kesme kuvvetleri uygulanarak toz üretimi gerçekleştirilmektedir. Taşlama ve frezeleme gibi üretim teknikleri ile üretilen tozların şekilleri karmaşık ve büyük boyutludur. Genellikle yüksek karbonlu çelik tozlarının üretildiği bu teknikte üretilen tozlarda oksitlenme, yağlanma ve kontaminasyon sorunları meydana gelmektedir (Dhami ve diğ., 2022; Upadhyaya, 1997). Diğer bir mekanik teknik olan öğütme işleminde ise sert bilyeler, çubuklar veya çekiçler kullanılarak toz üretimi gerçekleştirilir. Ayrıca bu yöntem ile üretilmiş tozun kırılma işlemi de gerçekleştirilebilmektedir. Şekil 4.4’te gösterildiği gibi bilyalı değirmenler kullanılarak gerçekleştirilen öğütme işlemiyle genellikle gevrek malzemelerden toz üretimi de yapılmaktadır.

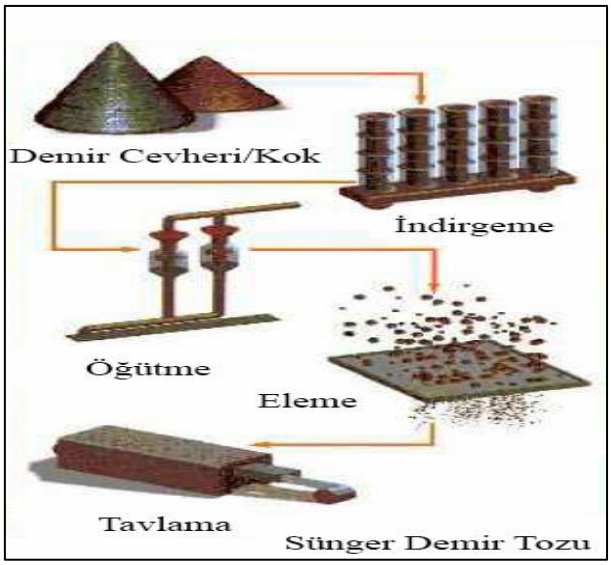


Şekil 4.4. Bilyalı değirmenin şematik diyagramı (Loh ve diğ., 2015)

Kimyasal toz üretim yöntemi doğada bulunan metal oksitlerin (Fe, Cu, W, Mo) hidrojen veya karbon monoksit gibi gazlar ile reaksiyona girerek metalik hale indirgenme prensibine dayanmaktadır. Şekil4.5'te kimyasal toz üretimin en önemli örneklerinden olan demir tozunun üretimi şematik olarak verilmektedir. Görüldüğü gibi demir cevheri öğütüldükten sonra kok kömürü ile karıştırılarak indirgenme fırını için hazır hale getirilir. Ardından indirgenme fırınında meydana gelen reaksiyonlar sonucunda sünger demir elde edilir. Aşamalı olarak öğütme, eleme ve son olarak tavlama işlemi ile devam eden bu süreç sünger demir tozunun üretilmesi ile sonlanır (Akpınar, 2011). Bu yöntemin en büyük avantajı yüksek saflıkta metal tozun üretilmesi iken alaşımlı tozların üretiminde istenilen verimin sağlanamaması büyük bir dezavantajdır.

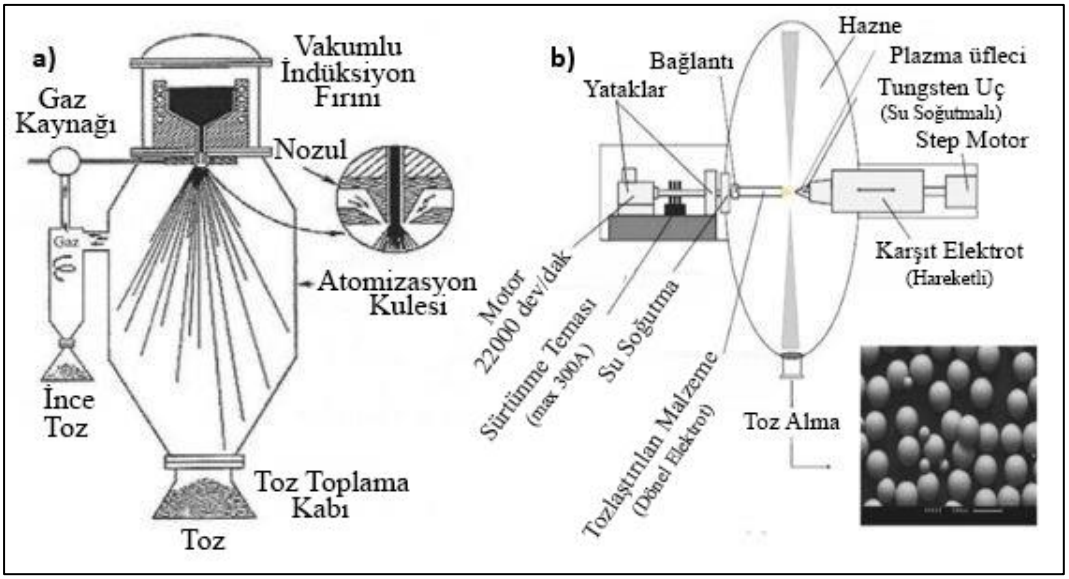
Diğer bir metal tozu üretim tekniği olan atomizasyon yöntemi teknolojinin gelişimine paralel olarak günümüz dünyasında modern bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Mekanik ve kimyasal metal tozu üretim yöntemlerinden farklı olarak ergimiş bir metalin yüksek basınç altında hızla katılaştırılması sonrasında metal tozu üretilmektedir. Bu yöntem ile 1mm altında (1 μm -1000 μm) mükemmel boyut hassasiyetine ve şekline (küresel) sahip toz partiküller üretimi mümkün olmaktadır (Chen ve diğ., 2018).

Özellikle son yıllarda en önemli üretim yöntemi haline gelen Eİ teknolojisine hammadde kaynağı olarak toz üretiminin sağlanması atomizasyon yöntemlerinin önemini artırmaktadır. Yaygın olarak kullanılan atomizasyon yöntemlerine su, gaz ve plazma atomizasyonu ile plazma destekli dönel elektrot prosesi (PREP) örnek olarak verilebilir. Şekil 4.6'da şematik olarak örnek atomizasyon teknikleri gösterilmektedir.



Şekil 4.5. Kimyasal toz üretim yöntemi (Akpınar, 2011)

Su atomizasyonunda yüksek saflıkta kullanılan su ile yüksek basınç altında metal tozu üretilmektedir. Ucuz bir yöntem olan su atomizasyonu endüstriyel uygulamalarda tercih edilmektedir (German, 1984). Çalışma prensibi bakımında su atomizasyonu ile benzerlik gösteren gaz atomizasyon yönteminde ise tek temel fark su yerine azot, argon ve helyum gibi inert gazların kullanılmasıdır. Bu yöntem ile yüksek saflıkta ve diğer yöntemlere kıyasla oldukça küresel metal tozu üretilmektedir.



Şekil 4.6. a) Gaz atomizasyonu b) Plazma destekli dönel elektrot prosesi (PREP) (German, 1984; Karagöz ve diğ., 2009)

Ticari uygulamalarda PREP olarak adlandırılan plazma destekli dönel elektrot yöntemi işlem esnasında kullanılan 55-60 mm çaplarında çubuk metaller yüksek devirlerde

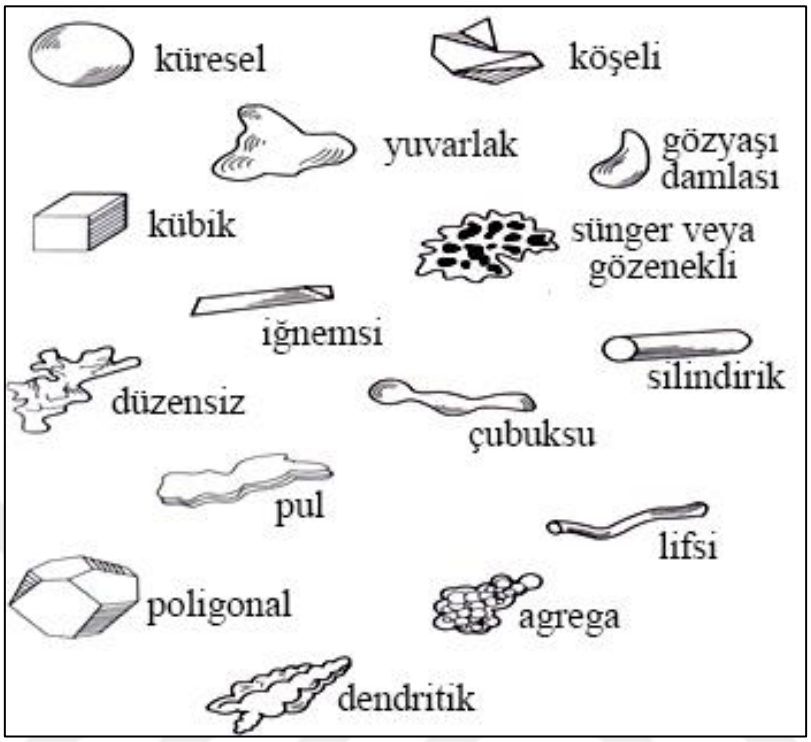
(17,500 dev/dak) döndürülerek eş zamanlı olarak oluşan bir ark ile ergitilmektedir. Merkezkaç kuvveti etkisiyle ergitilen savrulan tozlar oldukça küresel olup 50 μm üzerindeki boyutlara sahiptirler. Yüksek enerji maliyetlerinden dolayı kullanımı sınırlı kalmaktadır (Karagöz ve diğ., 2009).

4.3.4. Tozların Boyutsal Dağılımı ve Karakterizasyonu

Toz metalurjisi ile üretilen metal tozunun boyutsal dağılımı ve karakterizasyonuna etki eden en temel parametrelerden biri üretim yöntemidir. Başka bir ifadeyle üretim yöntemi metal tozunun kalitesi hakkında bir ön bilgi sunmaktadır. Yukarıda ifade edildiği birçok üretim tekniği kullanılarak metal tozu üretilmektedir. Bu üretim yöntemleri ardından yapılacak deneysel çalışmalardan metal tozun şekil, saflık, boyut ve boyut dağılımları analiz edilmektedir. Bu gibi spesifik özelliklerden dolayı sinterleme sonrası üretilecek nihai malzemenin mekanik özellikleri hakkında tahmin yürütmek olanak dahilindedir.

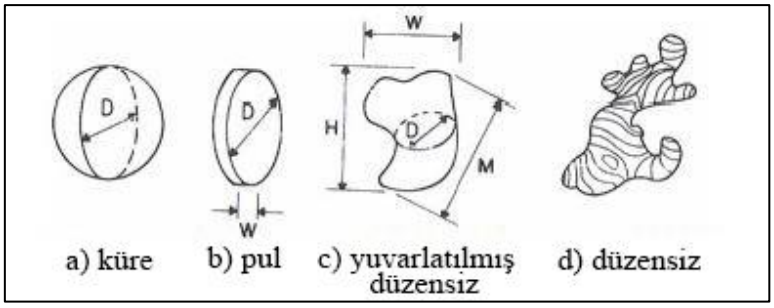
Üretim yöntemine bağlı olarak metal tozu Şekil 4.7'de gösterildiği şekilde farklı geometrilere sahip olmaktadır. Görüldüğü gibi küresel, köşeli, yuvarlak, iğnemsi ve diğer farklı geometrilerde metal tozu üretilebilmektedir. Bu gibi farklı şekillere sahip olan metal tozların akış özelliği ve nihai malzemenin mekanik özelliği doğrudan etkilenmektedir. Dolayısıyla yüksek akış özelliği ve topaklanma gibi sorunların olmamasından dolayı küresel metal tozu tercih edilmektedir (Woo ve diğ., 2022; Chen ve diğ., 2022). Diğer yandan sıkıştırılabilirlik, görünür ve ham yoğunluk üretilen metal tozu geometrisinden etkilenen diğer özelliklerdir. Toz karakterizasyonunda önemli bir diğer parametre üretim sonrası saflık özellikleridir. Bütün üretim tekniklerinde karşımıza çıkan bu saflık sorunu malzemelerin hem kimyasal hem de fiziksel özelliklerine önemli oranda etki etmektedir. Çünkü metal tozu üretiminde kullanılan ekipmanlar ve ortamdan kaynaklı empüritelerin metal tozuna yapışma olasılığı oldukça yüksektir. Bundan dolayı özellikle atomizasyon tekniklerinde inert olan helyum, argon ve azot gazları diğer yandan birçok üretim yöntemi oksijenden arındırılmış vakum ortamında gerçekleştirilmektedir. Sinterleme sonrası ham yoğunluk üzerine doğrudan etki eden en önemli parametre toz boyutu ve toz boyut dağılımıdır (Chen ve diğ., 2022). Şekil 4.8'de farklı toz boyutları şematik olarak gösterilmektedir. Şekil 4.7'de görüldüğü üzere mükemmel bir yüzey alanına sahip olan küresel şekilli metal tozunun boyut hesabı net bir şekilde yapılabilmektedir. Bu gibi farklı boyutsal özelliklerin en temel nedeni üretim yöntemi

olarak bilinmektedir. Ayrıca üretim yöntemi bağlı olarak üretilen metal tozunun boyut aralığı (1µm-250µm) değişkenlik göstermektedir.



Şekil 4.7. Üretilen metal tozlarının farklı geometrik şekilleri (Woo ve diğ., 2022)

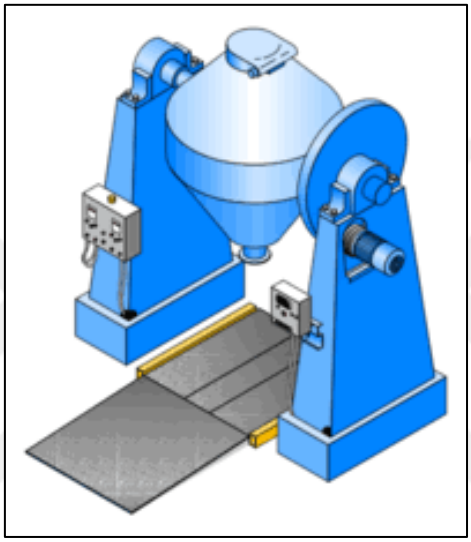
Kullanılacağı uygulama alanına göre kaba ve ince tozlar olarak sınıflandırılmaktadır. Yani birçok endüstriyel uygulamalarda 50 µm ince toz boyutu olarak kabul edilirken bazı uygulamalarda oldukça kaba toz boyutunda yer almaktadır. Bu gibi ince ve kaba boyutlu tozlar bir karıştırıcı tarafından homojen bir şekilde belirli bir süre ile harmanlanmaktadır. Birbiri içerisinde difüze olan farklı boyutlu tozlar mekanik özellikleri önemli oranda etkilemektedir. Bir sonraki bölümde karıştırma teknikleri detaylı bir şekilde açıklanacaktır.



Şekil 4.8. Partikül boyutları (URL-4)

4.3.5. Tozların Karıştırılması

Sinterleme sonrası üretilen malzemenin mekanik mukavemet, korozyon ve aşınama direnci gibi özellikleri metal tozunun kalitesi ve boyutsal dağılımına bağlıdır. Bundan dolayı ince ve kaba partikül boyutuna sahip metal tozlarının homojen bir şekilde karıştırılması gerekmektedir. Bu karıştırma işlemi V ve silindir tipi karıştırıcılar olmak üzere çift borulu ve çift konili düzeneğe sahip karıştırıcılar ile yapılmaktadır. Şekil 4.9'da yaygın olarak kullanılan örnek silindir tip karıştırıcı gösterilmektedir.



Şekil 4.9. Silindir tipi metal tozu karıştırıcı (Elahinina ve diğ., 2012)

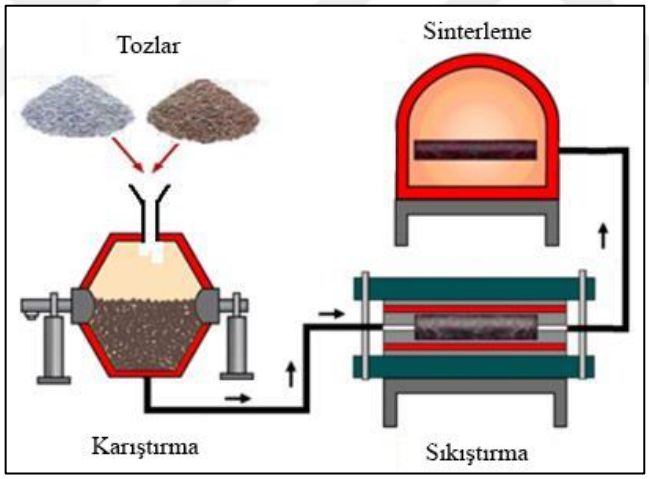
Yukarıda gösterildiği gibi V tipi karıştırıcı makinası kullanılan toz cinsine bağlı olarak metal tozu hacmi yaklaşık %55 oranlarında olmaktadır. Harmanlama süresi olarak minimum 5 dak. ve maksimum 30 dak. gibi bir zaman diliminde işlem sürdürülmektedir. Ancak karıştırma süresi uzun tutulduğu zaman toz partikülleri kırılmaya başlar ve gevrek davranış gösterirler. Bundan dolayı tozların sıkıştırılabilirlik özellikleri ve dolayısıyla nihai parça üretiminde olumsuz etki oluşturmaktadır (Özgün, 2007). Bu gibi sorunların meydana gelmemesi için toz bileşenlerinin iyi ayarlanması ve homojen bir dağılımının sağlanması gerekmektedir.

4.3.6. Geleneksel Sinterleme

Toz metalurjik yöntemler ile üretilen farklı boyutlardaki metal tozlarının homojen bir şekilde karıştırılması ve ardından bir kalıp içerisinde sıcaklık etkisiyle meydana gelen

difüzyon yoluyla parça üretimi prensibine dayanmaktadır. Şekil 4.10'da geleneksel sinterleme aşamaları şematik olarak verilmektedir.

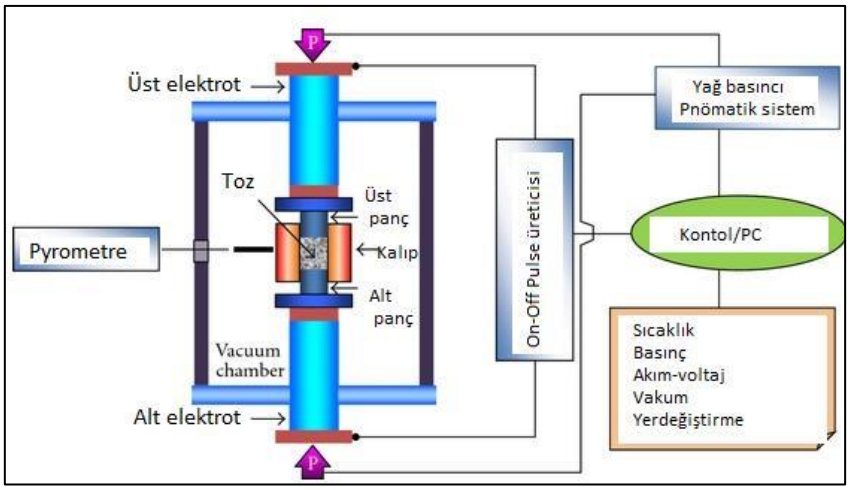
Şekil 4.10'da görüldüğü gibi üretilen tozlar birbiri ile güçlü bir kurmak amacıyla yağlayıcılar ile V tipi bir karıştırıcı içerisinde homojen bir şekilde harmanlanmaktadır. Boyutsal olarak homojenlik sağlanan tozlar daha sonra sıkıştırma ünitesinde kompakt bir hale dönüştürülür. Ardından malzemenin ergime sıcaklığı altında sinterleme işlemine başlanır. Belirli bir süre sinterlemeden sonra yüzey işleme, sıkıştırma gibi süreçlerin sonunda nihai parça üretilir. Geleneksel sinterleme ile %40-60 arasında gözeneklilik oranına sahip malzemeler üretilmektedir. Gözenekli malzemeler açısından ideal bir yöntem olmasına rağmen spesifik yüksek mukavemet özellikler istenen uygulamalarda yetersiz kalmaktadır. Dolayısıyla yüksek yoğunluğa sahip malzemelerin üretilmesinde diğer bir yöntem olan basınç destekli sıcak izostatik yöntem (HIP) tercih edilmektedir (Söyler, 2008; Yamanoglu ve Yavuz, 2021).



Şekil 4.10. Geleneksel sinterleme yöntemi (URL-5)

4.3.7. Basınç Destekli Sinterleme

Basınç destekli sinterleme tekniği yüksek yoğunlukta malzemelerin üretiminde geleneksel sinterlemeye alternatif bir yöntem olarak tercih edilmektedir. Şekil 4.11'de basınç destekli sinterleme yönteminin şematik gösterimi verilmektedir. Toz metalurjik prosesler ile üretilen tozun kompakt halde üretildiği bir sistemdir. Bu yöntemin ana bileşenleri görüldüğü üzere üst-alt elektrot, vakum çemberi, kalıp, üst-alt tutamaç ve elektrik ünitesinden oluşmaktadır.



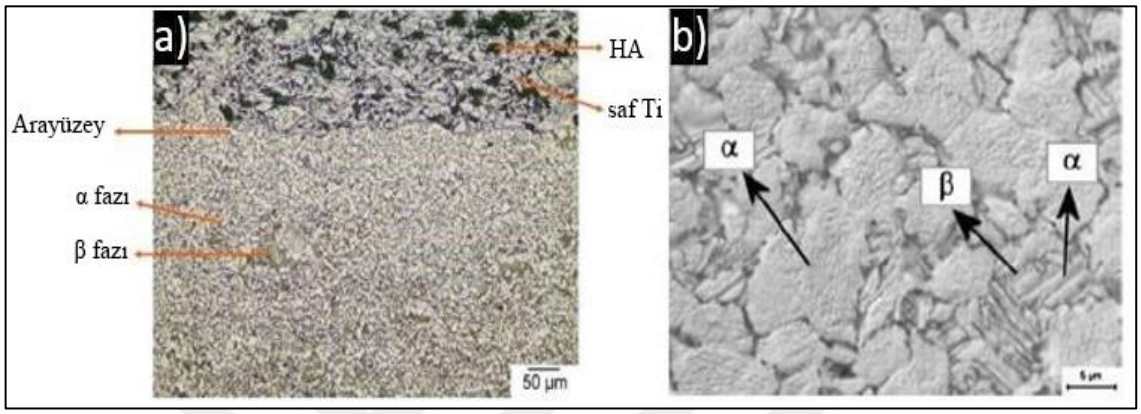
Şekil 4.11. Basınç destekli sinterleme mekanizması (Özer, 2015)

Basınç destekli sinterleme esnasında sıcaklıkla eş zamanlı olarak basınç uygulamak tozun birbiri ile mükemmel difüzyonu ve dolayısıyla yüksek yoğunlukta malzeme üretiminin itici gücü olmaktadır. Diğer yandan dış basıncın oranının artması ile daha düşük sinterleme sıcaklıklarında üretim mümkün hale gelmektedir. Bu durumun en önemli avantajı olarak partikül büyümesinin engellenmesi ve nihai malzemenin mekanik özelliklerine etki eden ince taneli yapının oluşması gösterilebilir. Bu noktada uygulanan dış basınç tek yönlü veya izostatik olarak ifade edilmektedir. Uygulanan dış basınç tek yönlü ise sıcak pres (HP) olarak adlandırılırken diğer bir teknik olan izostatik basınç sıcak izostatik presleme (HIP) olarak bilinmektedir. HIP tekniği ile üretilen malzemeler HP yöntemine göre kimyasal, fiziksel ve mekanik özellikler bakımından oldukça homojen bir davranış göstermektedir. Sıcak presleme tekniğinde Şekil 4.11'de net bir şekilde görüldüğü gibi tozlar bir kalıp içerisinde basınç altında ısıtılmaktadır. Oksitlenmenin engellemesi için vakum veya koruyucu inert gaz ortamlarında işlem gerçekleştirilmektedir. Kalıp iç tasarımında genellikle yüksek termal iletkenlik ve yağlama özelliklerinden dolayı grafit malzemesi tercih edilmektedir. Seri üretime uygun olması en önemli diğer avantajları arasında yer almaktadır (Özer, 2015; Bascı ve Yamanoglu, 2019; Yamanoglu ve diğ., 2017).

4.3.8. Sinterlenmiş Malzeme Karakterizasyonu

Toz metalurjisi ile üretilen metal tozunun sinterleme sonrası özelliklerinin değerlendirilmesinde malzeme karakterizasyon yöntemleri kullanılmaktadır. Aşınma ve basma-çekme testleri olarak mekanik, kimyasal özellik için korozyon ve mikroyapı incelemelerinde TEM, SEM ve optik mikroskop gibi yöntemleri ile sinterleme sonrası

malzeme karakterizasyonu yapılmaktadır. Diğer geleneksel üretim yöntemlerine göre sinterleme ile daha yüksek mekanik özellik gösteren malzeme üretiminin mümkün olduğu yukarıdaki bölümlerde ifade edilmiştir. Şekil 4.12'de yapılan deneysel çalışmalardan sırasıyla Ti6Al4V alaşımının sinterleme ve döküm mikroyapıları yapıları gösterilmektedir.



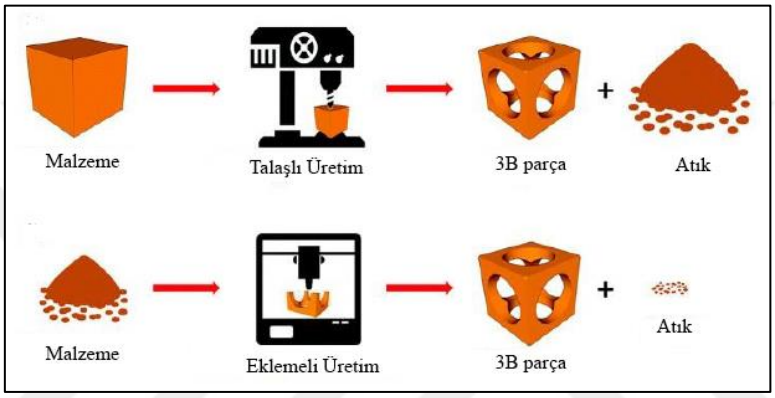
Şekil 4.12. a) Sinterlenmiş ve b) Döküm mikro yapılarının karşılaştırılması (Yavuz, 2021; Wong ve Hernandez, 2012)

Mikroyapılar incelendiğinde sırasıyla HA kaplamalı Ti6Al4V alaşımının sinterleme sonrası tane boyutu döküm Ti6Al4V alaşımının tane boyutundan çok daha ince bir yapıda olduğu görülmektedir. Dolayısıyla sinterlenmiş Ti6Al4V alaşımı döküm Ti6Al4V alaşımınındın çok daha yüksek mekanik özellikler göstermektedir. Diğer yandan kimyasal olarak incelendiğinde ise döküm yöntemine göre daha yüksek korozyon direncine sahip olduğu sonucuna varılmıştır (Wong ve Hernandez, 2012).

4.4. Eklemeli İmalat

Toz metalurjisi ile üretilen metal tozlarının bir tabaka üzerine serilerek yüksek sıcaklık ve hızlı katılaşma sonucunda katman katman parça üretimi prensibine dayanmakta olan eklemeli imalat yöntemi 3D teknolojisi olarak da bilinmektedir. Eklemeli imalat (Eİ) kompleks ve spesifik parçaların üretilmesinde döküm ve dövme gibi geleneksel üretim yöntemlerine alternatif bir yöntem olarak kabul edilmektedir (Wong ve Hernandez, 2012). Şekil 4.13'te görüldüğü gibi diğer üretim yöntemlerine göre herhangi bir kalıba ihtiyaç duyulmaması, küçük seri üretimlerde oldukça elverişliliği ve özellikler nihai parça üretiminde malzeme kaybının düşük miktarda olması eklemeli imalat yönteminin en önemli avantajları arasında yer almaktadır (Gökhan, 2020). 1980'li yılların sonuna doğru

teknolojinin gelişmesine paralel olarak eklemeli imalat yöntemi ile üretilen malzemelerin daha yüksek mekanik özellikler göstermeleri ticari ve askeri uçaklar gibi havacılık sektöründe, uzay içi sistemlerinde ve otomotiv motor parçalarında tercih sebebi olmuştur (Gibson ve diğ., 2021). Diğer yandan karmaşık geometriye sahip malzemelerin üretilmesi ile biyomedikal alanda da çok çeşitli implant malzemeleri üretilmeye başlanmıştır. Yüksek biyouyumluluk özellikler gösteren Ti, Co-Cr ve paslanmaz çelik alaşımları eklemeli imalat ile üretilen implant biyomalzemelere örnek olarak verilebilir (Okazaki ve Gotoh, 2008).



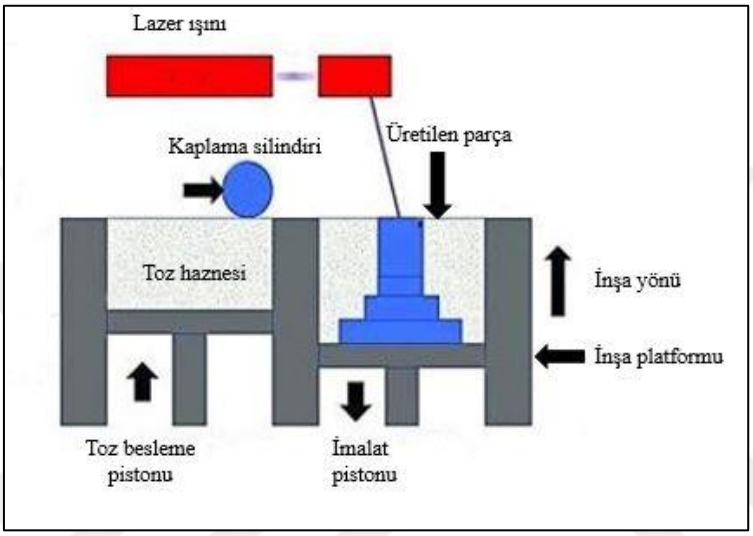
Şekil 4.13. Eklemeli imalat üretim şeması (Gökhan, 2020).

İnsan vücudunda hasar görmüş kemik ve dokuların yerine uygun modellerin tasarlanması ve 3D yazıcılarla hızlı prototipleme sağlanması eklemeli imalatı biyomedikal alanda cazip hale getirmektedir. Özellikle dental uygulamalarda kişiye özel tasarımların yapılması orijinal kemik görüntüsü açısından dişçilikte büyük bir avantaj sağlamaktadır. Ayrıca eklemeli imalat yönteminin tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) teknikleriyle entegreli olarak çalışması sağlık alanındaki ilerlemelere büyük bir katkı sağladığı görülmektedir (Han ve diğ., 2019). Eİ teknolojileri seçici lazer ergitme (SLM), seçici lazer sinterleme (SLS), elektron ışın ergitme (EIE), 3D yazıcı ve tabaka yığma (TYT) teknikleri olarak sınıflandırılmaktadır. Bir sonraki bölümde endüstriyel uygulamalarda yaygın olarak kullanılan Eİ teknolojileri detaylıca açıklanmaktadır.

4.4.1. Seçici Lazer Ergitme (SLM)

Şekil 4.14'te görüldüğü gibi SLM yöntemi hammadde olarak 10–50 µm çapındaki metal tozlarının ergitilerek katmanlı parça üretimi prensibine dayanmaktadır (Padmakumar, 2020). SLM ile metal tozları lazer ışını ile istenilen spesifik geometriye göre taranır. Yüksek enerjiye sahip olan bu lazer ışını ile metal tozları ergiyerek katman kalınlığı

yaklaşık 10 µm – 50 µm olan parçalar üretilmektedir (Jia ve diğ., 2021). Eklemeli imalat yöntemlerinden olan seçici lazer ergitme (SLM) ile %99,9 gibi yüksek yoğunluk ve üstün mekanik dayanımına sahip malzemelerin üretimi mümkün hale gelmektedir. Bu gibi özelliklerden dolayı SLM ile üretilen alaşımlar havacılık, otomotiv ve dişçilik gibi diğer biyomedikal alanlarda tercih sebebi olmaktadır. Fe, Ti, Co-Cr ve Inconel alaşımları SLM tekniği ile metal tozlarından üretilen alaşımlara örnek verilebilir (Okazaki ve Gotoh, 2008; Wang ve diğ., 2017).

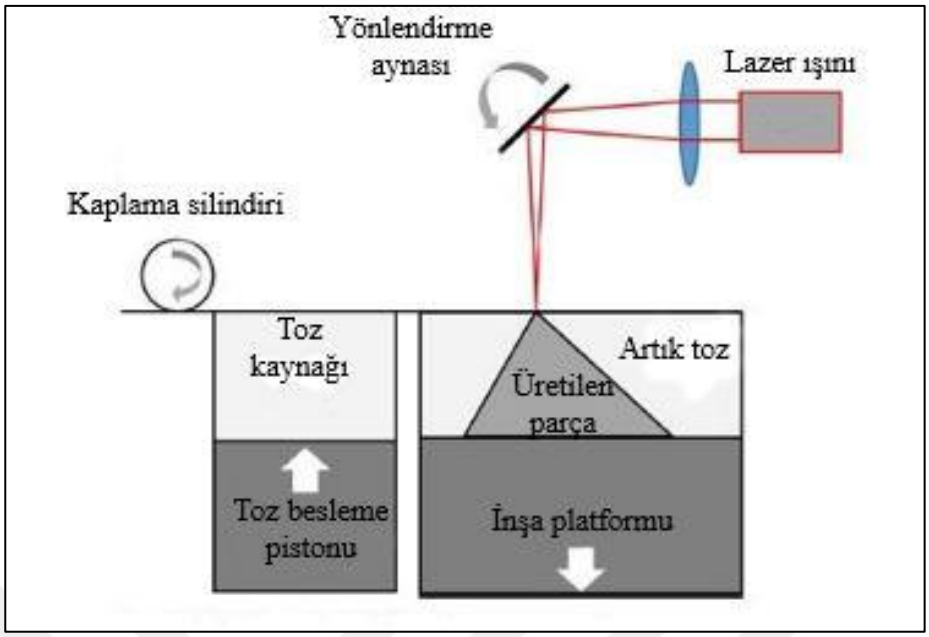


Şekil 4.14. Seçici lazer ergitme (SLM) üretim şeması (Padmakumar, 2020).

SLM tekniğinde işlem esnasında özelliklerin değiştirilebilmesi ve geniş bir malzeme yelpazesinde kullanımı en önemli avantajlarıdır. Diğer yandan yüksek güç kullanımından dolayı maliyet ve proses parametrelerin optimizasyonunun zaman alması dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır.

4.4.2. Seçici Lazer Sinterleme (SLS)

Eklemeli imalat teknolojilerinden olan SLS yöntemi üretim parametresi bakımından SLM yöntemi ile benzerlik göstermektedir. Ancak SLM yöntemi ile metal tozları ergitilerek katmanlı parça üretimi sağlanırken SLS yönteminde ise metal tozlarının ergime sıcaklığının altında sinterlenerek nihai parça üretilmektedir (Shi ve diğ., 2021). Şekil 4.15'te görüldüğü gibi SLS tekniğinde metal tozları bir tabaka üzerinde düzleştirici bir silindir ile homojen bir şekilde dağıtılır. Ardından yüksek enerjili lazer ışınları ile dağıtılan metal tozları bölgesel olarak taranmaya başlanır. Bu işlem nihai parça üretimi sağlanana kadar tekrarlı olarak devam eder (Bikas ve diğ., 2016).



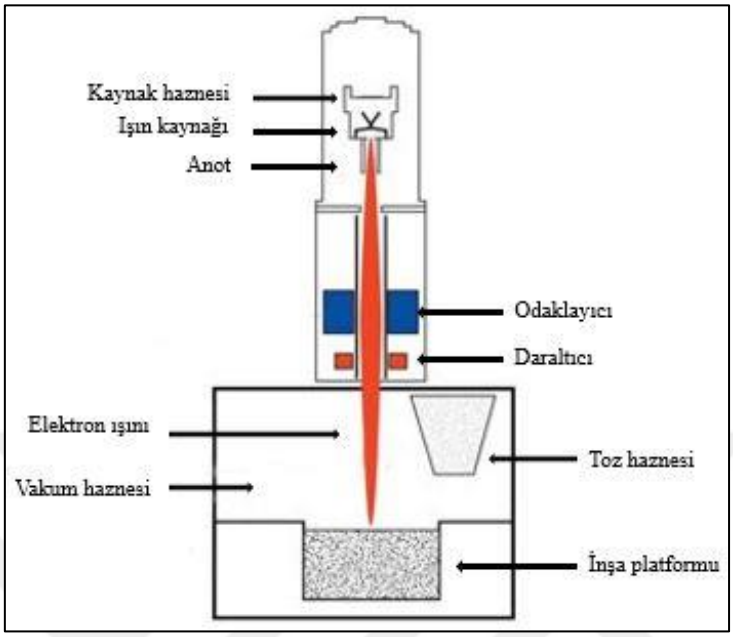
Şekil 4.15. Seçici lazer sinterleme (SLS) üretim şeması (Bikas ve diğ., 2016).

Bu yöntemde metal tozları sinterlenme esnasında kısmi ergime, sıvı faz sinterleme ve katı hal sinterleme mekanizmaları ile birbirine difüze edilmektedir. Bu gibi faktörlerden dolayı yüksek mekanik özelliklere sahip malzemeler üretilmektedir. Yaygın olarak üretilen malzemelere AlSi10Mg, Ti6Al4V, 316L ve Maraging çeliği gibi metalik alaşımlar diğer yandan poliamid (PA) gibi polimer malzemeler örnek verilebilir (Okazaki ve diğ., 2008; Spasowka, 2021). Çok geniş bir kullanım alanına sahip olduklarından bütün endüstriyel uygulamalar olmak üzere biyomedikal alanda da spesifik ve kompleks implant üretiminde tercih sebebi olmaktadır. Hızlı tarama, yüksek çözünürlük seviyeleri ve mükemmel mekanik dayanım gibi özellikler SLS yönteminin başlıca avantajları arasında yer almaktadır. Ancak sinterleme öncesi metal tozlarının lazer ışınlarından dolayı ısıtılması nedeniyle bir miktar atık oluşmaktadır. Bu atık tozlardan dolayı toz partiküllerinin kaynaşması malzeme kalitesi açısından büyük bir dezavantajdır.

4.4.3. Elektron Işın Ergitme (EIE)

Elektron ışın ergitme eklemeli imalat teknolojileri arasında oldukça yeni bir yöntem olmasına rağmen kompleks parça üretimine katkısı son yıllara artarak devam etmektedir. Şekil 4.16'da verilmekte olan şematik gösterimde metal tozlarının yaklaşık 50 KV gibi yüksek enerjili elektron ışın demetleri ile katman katman ergitilmesi ve birleştirilmesi neticesinde nihai parça üretimi sağlanmaktadır. Yüksek vakumlu ortamlarda

gerçekleştirilen bu yöntem ile oksijenden arındırılmış yüksek saflıktaki malzemelerin üretimine imkân sağlamaktadır (Murr, 2015).



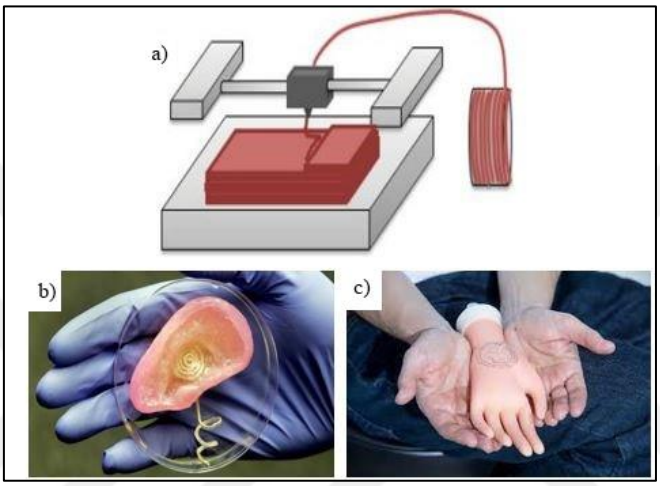
Şekil4.16. Elektron ışın ergitme üretim şeması(URL-6)

Vakumlu ortam yanı sıra parça kalitesi açısından üretim parametreleri de büyük önem taşımaktadır. Elektron demeti enerjisi, katmanların kalınlığı ve tarama hızı en önemli parametreler arasında yer almaktadır. Bu yöntem ile havacılık, otomotiv ve özellikle biyomedikal alanlarda ihtiyaç duyulan spesifik malzemeler üretilmektedir. Diğer yandan üretim esnasında çarpılma, porozite, parça hassasiyeti açısından tam bir kontrolün sağlanamaması büyük bir dezavantaj sağlamaktadır (Özsoy ve Duman, 2017). Yeni bir yöntem olmasından dolayı gelişmeye açık olan EIE ile bu gibi sorunların üstesinden gelinerek daha yüksek kalitede parçaların üretimi gelecek yıllar için oldukça umut vericidir.

4.4.4. 3 Boyutlu Yazdırma (3D Printer)

Eklemeli imalat teknolojilerinde 3D büyük bir öneme sahiptir. Bilgisayar destekli (Solidworks, AutoCAD, Matlab) bir program ile istenilen geometriye sahip parça üretimi 3D yazıcılarla üretilebilmektedir. 3D teknolojisi bütün malzeme gruplarında üretimi sağlamakla trend bir hale gelmektedir (URL-7). Yani metal, seramik ve polimer esaslı malzemeler geniş bir yelpazede kullanılarak üretim gerçekleştirilebilmektedir. Şekil 4.17'a da görülmekte olan polimer esaslı filamentlerin kullanıldığı 3D teknolojisinde

tasarımı belirlenen parçanın bir platformda katman katman ergimesi ve ardından üst üste serilerek parça üretimi gerçekleşmektedir. Tarihsel olarak incelendiğinde ise 3D teknolojisi ile ilgili ilk çalışmalar 1980'li yılların ortalarına doğru ortaya konmuştur (URL-8). Sonraki yıllarda gelişen teknolojiye paralel olarak önemi artarak devam eden 3D teknolojisi havacılık, inşaat, tekstil ve otomotiv gibi endüstriyel diğer yandan hasar gören veya işlevini yitiren organların yerine yapay organların üretilmesi ile biyomedikal uygulamalarda tercih sebebi olmaktadır.

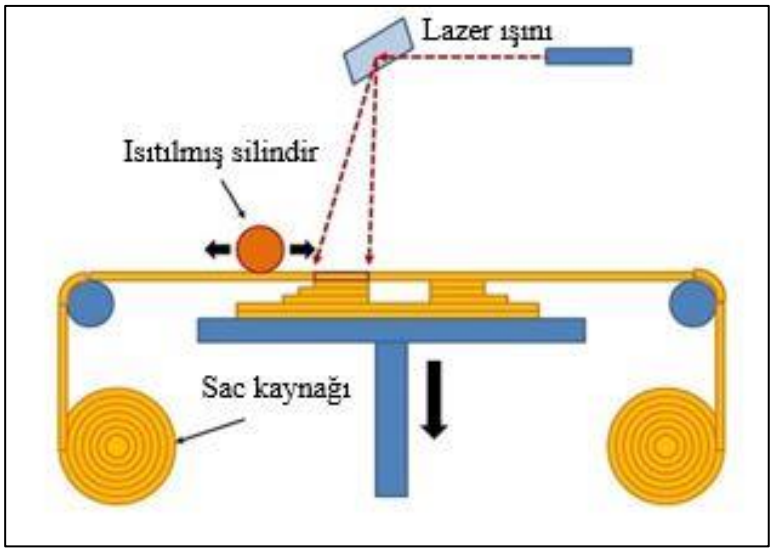


Şekil 4.17. a) 3D Printer şematik görünümü b) Biyonik kulak c) Biyonik el (URL-7; URL-8)

Şekil 4.17 b-c'de görüldüğü gibi özellikle biyonik uzuvlarda (kol-bacak-kulak-burun) insanoğlunun hayatını tekrardan idame ettirmesi 3D teknolojisinin en önemli avantajıdır. Ancak 3D teknolojisinde mikro boyutta parça üretimi, yüksek enerji maliyeti, ağırlıklı olarak polimer esaslı malzemelerin kullanımı ve seri üretim için elverişli olmaması dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır.

4.4.5. Tabaka Yığma Tekniği (TYT)

Eklemeli imalat yöntemlerinden tabaka yığma tekniği Şekil 4.18'de şematik olarak gösterilmektedir. Bu yöntemde bir platform üzerinde bulunan tabakanın ilerlemesini sağlayan besleme mekanizması, ısıtılmış merdane ve nihai parçanın üretilmesini sağlayan yüksek enerjili lazer bulunmaktadır (Bikas ve diğ., 2016).



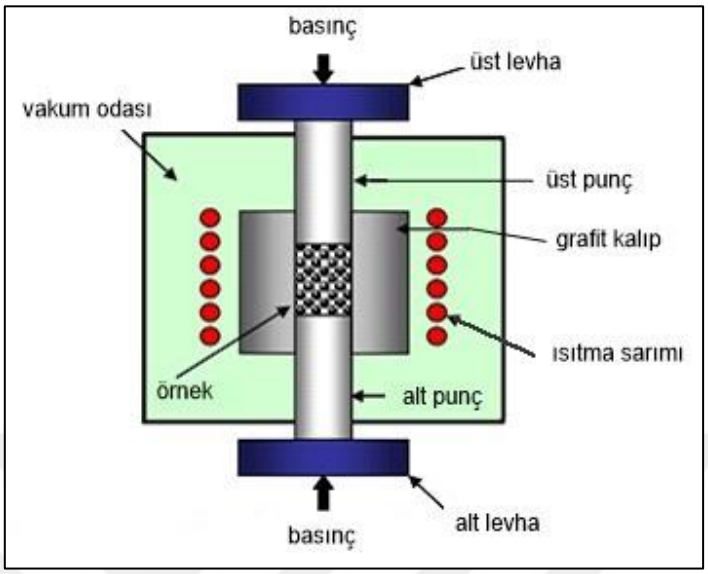
Şekil 4.18. Tabaka yığma tekniği şematik gösterimi (Bikas ve diğ., 2016)

Genellikle hammadde olarak rulo haline getirilen sac metal ve plastik malzemeler kullanılmaktadır. Sac haline getirilen malzemeler üst üste biriktirilir ve ardından kesilerek üretim gerçekleştirilir. Her bir üretim sonrası platform seviyesi üretilen tabaka kalınlığı kadar indirilir ve aynı işlem parça üretimi işlemi sonlanana kadar tekrar eder. Diğer eklemeli imalat yöntemlerine göre oldukça düşük bir maliyete sahip olmasından dolayı TYT cazip hale gelmektedir (Spasowka, 2021). Ancak bazı spesifik malzeme üretimlerinde sadece sac halinde hammadde kullanımı ve istenilen kalınlıkta üretimin sağlanamaması nedeniyle kullanımı sınırlı kalmaktadır.

4.4.6. Kıvılcım Plazma Sinterleme (SPS)

Şekil 4.19'da SPS yönteminin şematik gösterimi verilmektedir. Bu yöntem ile yüksek sıcaklıklarda ve oldukça kısa sürelerde sinterleme işlemi gerçekleşmektedir. Yüksek ısı girdisinden dolayı toz partikülleri üzerinde oluşturulan ark ile difüzyonu yüksek ve yoğun malzeme üretimi gerçekleştirilmektedir. (URL-9). Çalışma prensibi olarak sıcak pres (HP) ile benzerlik göstermektedir. Ancak sıcak prese göre çok daha yüksek sıcaklık ve dar zaman aralıklarında malzeme üretilmektedir. Diğer yandan yoğunluk değerleri karşılaştırıldığında yine sıcak prese göre oldukça yüksek yoğunluğa sahip malzeme üretilmektedir. Yüksek yoğunluğa sahip malzemelerde porozite oranı az olmakla birlikte yüksek mekanik özellikler elde edilmektedir (Guillon ve diğ., 2014). Bundan dolayı eklemeli imalat teknolojilerinde son yıllarda oldukça yaygın kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan bu çalışmada da SPS yöntemi ile Co-Cr alaşımları üretilmiştir. Sonraki

bölümlerde de anlatılacağı üzere optimum mekanik özellikler SPS yöntemi ile elde edilmiştir.



Şekil 4.19. Kıvılcımplazma sinterlemeyönteminin şematik gösterimi(URL-9)

5. Co-Cr ALAŞIMLARINDA AŞINMA MEKANİZMALARI

Aşınma hem endüstriyel hem de biyomedikal uygulamalarda kullanılan malzemelerde karşılaşılan en büyük sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Geçmişten günümüze malzemelerin aşınma davranışları üzerine yapılan çalışmalarda artış meydana gelmiştir. Bu araştırmaların neticesinde malzemelerin aşınma davranışları incelenmiş ve aşınma direncinin artırılması için alternatif yöntemler bulunmuştur. Bu yöntemlere alaşımlama ve kaplama mekanizmaları örnek olarak verilebilir. Böylelikle malzemelerin servis ömrü artırılmaya çalışılmıştır (Guillon ve diğ., 2014). Bununla birlikte malzemelerin aşınma direncinin iyileştirilmesi için öncelikli olarak aşınma mekanizmalarının bilinmesi gerekmektedir. Bu mekanizmalara bağlı olarak henüz üretim aşamasında malzemelere iyileştirmeler yapılabilmektedir. Aksi takdirde aşınma direnci düşük malzemelerin kullanımı malzeme kaybının yanı sıra proseslerin durma noktasına gelmesine neden olmaktadır (Tyagi ve diğ., 2019). Bu kapsam da özellikle yaygın kullanılan Co-Cr, paslanmaz çelik, titanyum ve diğer yapısal metalik malzemelerin aşınma direncinin oldukça yüksek olması istenmektedir. Bu gibi malzemelerde yaygın olarak meydana gelen aşınma türleri adhezif, abrazif, yorulma, korozif ve erozif aşınmalardır.

5.1. AdhezifAşınma

Kopma aşınması olarak da adlandırılan adhezif aşınma, birbiri ile çalışan malzemelerin temas noktasında meydan gelen plastik deformasyon sonucu oluşan malzeme kaybıdır. Belirli noktalarda sürtünme sonucu malzeme yüzeylerinde mikro çapta kaynaşma meydana gelmektedir (Dwivedi, 2010). Her iki malzemenin yumuşak olması durumuna bu kaynaşmadan kaynaklı olarak çift yönlü bir malzeme kaybı oluşur. Diğer yandan birbirlerine göre yüzey sertlikleri farklı ise yumuşak olan malzeme daha fazla aşınma başlar. Ancak malzeme kaybının önlenmesinde temas noktalarında yağlayıcıların kullanılması aşınmayı azaltıcı etki oluşturmaktadır (Dwivedi, 2016).

5.2. Abrasif Aşınma

Çizik aşınması olarak da bilinmektedir. Birbirine göre sert olan malzemenin yumuşak malzemede plastik deformasyon ve ardından malzeme kaybına neden olduğu bir aşınma türüdür. Zımparalama işlemi abrazif aşınma için en güzel örnektir (Zambrano ve diğ.,

2016). Abrazif aşınma iki elemanlı ve 3 elemanlı olarak da literatürde yer almaktadır. Yani sert olan bir malzemenin yumuşak malzemeden parça koparması ve sonrasında kopan bu parçanın yine yumuşak malzemeyi aşındırmasına dayanmaktadır. Çalışan makine parçalarında oldukça tehlikeli olan bu aşınma türünün etkisinin azaltılması için temas noktalarında yağlayıcılık etkisi yüksek hidrodinamik yağlayıcılar tercih edilmektedir (Mitchell ve diğ., 2020). Diğer yandan abrazif aşınmaya maruz kalan malzemelerin ısıl işlem veya yüzey kaplama teknikleri ile aşınma dirençleri arttırılabilir.

5.3. Yorulma Aşınması

Yorulma aşınması makine parçalarının ağır çalışma koşullarında veya tekrarlı yükler altında maruz kaldığı bir aşınma türüdür. Belirli bir zaman sonra yüzey altında mikro çatlaklar oluşmaya başlar. Bu mikro çatlakların büyümesi ile kopmalar meydana gelir ve malzeme işlevini yitirir (Sieberg ve diğ., 2013). Bundan dolayı bu gibi ortamlarda kullanılacak malzemelerin mekanik özelliklerinin yüksek olması gerekmektedir.

5.4. Korozif Aşınma

Malzemelerin temas noktasında meydana gelen kimyasal veya elektrokimyasal olaylardan kaynaklı oluşan bir aşınma türüdür (Sun ve diğ., 2013). Yüzeyde oluşan oksit tabakasının zaman içerisinde kırılması ve yüzey altında kimyasal reaksiyonların meydana gelmesi ile oluşan yeni bileşikler korozyon aşınmasını artırmaktadır (He ve diğ., 2014). Diğer yandan su ve asitli ortamlar da korozif aşınmayı artıran diğer etkenlerdir. Bu durumlarda özellikle kimyasal olarak dayanıklı olan malzemeler paslanmaz çelik veya Co-Cr gibi metalik malzemeler tercih sebebi olmaktadır.

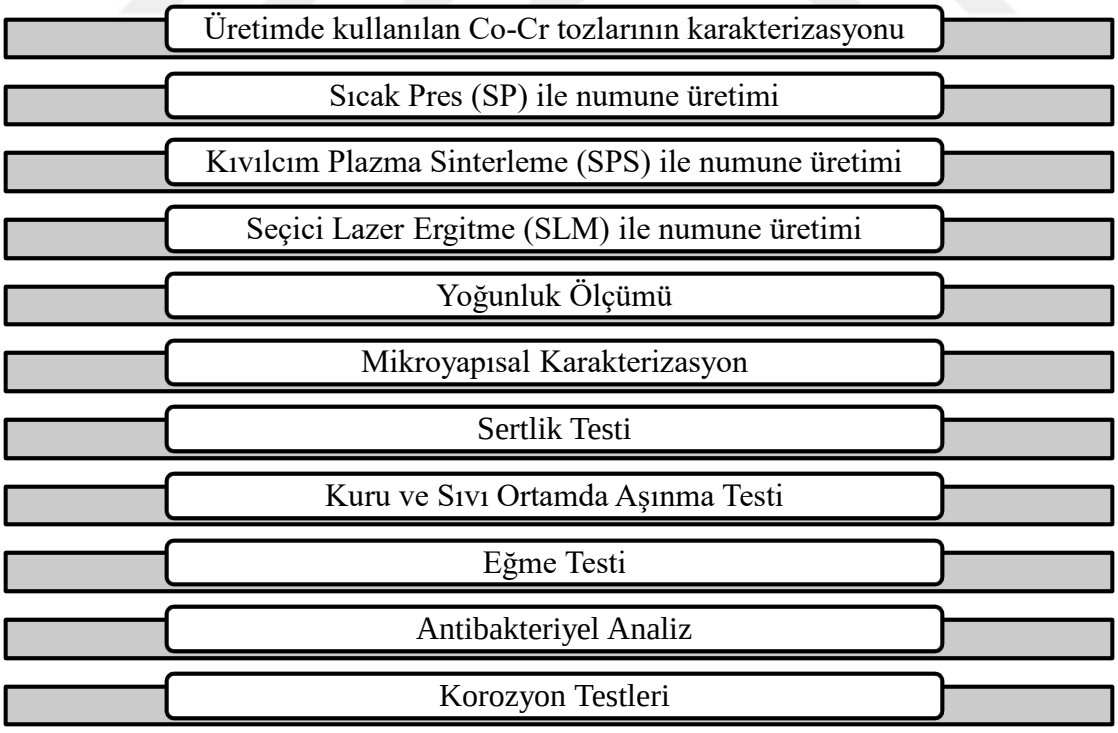
5.5. Erozif Aşınma

Erozif aşınma bir cismin yüzeyine sıvı veya katı parçacıkların tekrarlı olarak çarpması sonucu oluşan bir aşınma türüdür. Erozif aşınma yaygın olarak fanlarda, buhar bantlarında, pompalarda ve kompresör çarklarında görülmektedir (LI ve diğ., 2013). Diğer yandan özellikle keskin kıvrımlara sahip spesifik kompleks malzemelerde karşımıza çıkmaktadır. Bu noktada erozif aşınmayı maksimum seviyeye çıkaran etkenlerin başında partiküller çarpma hızı gelmektedir. Çünkü çarptıkları yüzeyde aşırı gelen plastik deformasyon sebebiyle aşınma meydan gelmektedir. Erozif aşınmanın

etkisini azaltmak için keskin virajlı parçalardan ve yüksek hızda akan sıvı yollarından kaçınma gerekmektedir (Noon ve diğ., 2016).

6. MALZEME VE YÖNTEM

Kobalt esaslı malzemelerin farklı üretim teknikleri mevcuttur. Geleneksel olarak ifade edilebilecek döküm teknikleri ve toz metalurjisi bu açıdan öne çıkmaktadır. Özellikle son yıllarda medikal malzemelere olan ilginin artması ve bu beklentilere cevap verme noktasında öne çıkan toz metalurjisi oldukça fazla dikkati çeker hale gelmiştir. Bu tez çalışması kapsamında bu doğrultuda dişçilik alanında kullanılan Co-Cr esaslı alaşımların toz metalurjik yöntemler ile üretimi hedeflenmiştir. Toz hammadde içeren süreç ile başlayan 3 farklı toz metalurjik üretim tekniği seçilmiştir. Seçilen yöntemler toz metalurjisinin ileri üretim teknoloji başlıkları altında tanımlanmaktadır. Dolayısıyla son yıllarda tercih edilme potansiyeli yüksek olan üretim teknikleri teze dahil edilmiştir. Bunlar iki farklı basınç destekli sinterleme tekniği (Sıcak pres ve kıvılcım plazma sinterleme) ile seçici lazer ergitme tekniğidir. Bu açıdan tez bir eklemeli imalat tekniği ve iki adet basınç destekli toz metalurjik malzeme üretim tekniği içermektedir. Tez kapsamında bu üç farklı üretim tekniği ve uygulanan testleri gösteren şematik çizim Şekil 6.1'de verilmiştir.



Şekil 6.1. Tez kapsamında uygulanan süreçlerin özet gösterimi

Kullanılan üç üretim tekniğinde hammadde olarak toz kullanılmıştır. Tüm çalışmalar öncesinde ilk olarak Co-Cr alaşım tozlarının karakterizasyonu yapılmıştır. Daha sonra sırasıyla sıcak pres ile üretim, kıvılcım plazma sinterleme ile üretim ve seçici lazer sinterleme ile üretim gerçekleştirilmiştir. Üretimler sonrasında öncelikli olarak elde edilen numunelerin yoğunlukları ölçülmüş ardından mikroyapısal karakterizasyon gerçekleştirilmiştir. Numunelere mekanik test olarak, sertlik, aşınma ve eğme testleri uygulanmıştır. En son olarak dental alanda kullanılan malzemeler olması nedeniyle Co-Cr alaşımlarına antibakteriyel analiz ve korozyon testleri yapılmıştır. Her başlık aşağıda sırasıyla verilmiştir.

6.1. Co-Cr Tozlarının Karakterizasyonu

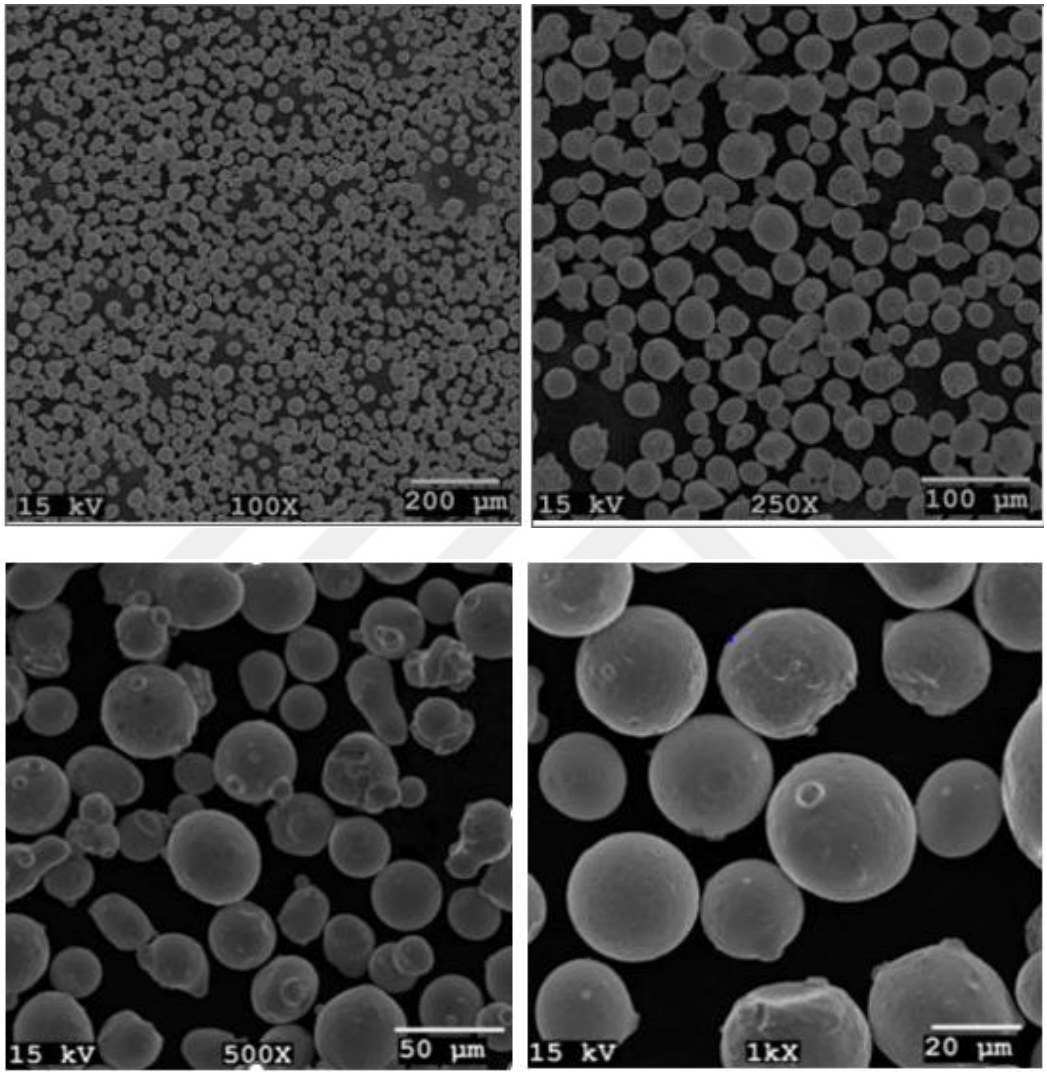
Toz metalurjisi ile üretilen malzemeler genellikle diğer üretim tekniklerine göre daha iyi mekanik özellikler sunarlar (Woo ve diğ., 2022). Toz üretimi yöntemi ve söz konusu yöntem esnasında kullanılan parametreler tozların şekil, boyut, boyut dağılımı ve doğrudan etkilemektedir. Tozların şeklini belirlemek için SEM en iyi seçeneklerden birisidir. Tozları görerek karakterize etmek şekil kavramının tayini açısından oldukça değerlidir. Boyutsal özelliklerin belirlenmesi için ise en ucuz ve basit teknik olan elek analizi yaygın bir şekilde tercih edilir. Son yıllarda farklı lazer destekli cihazların gelişimi sayesinde boyut ve boyut dağılımı detayları daha fazla anlamlı hale gelmiştir. Tozların boyut ve şekil özelliklerinin yansıması olan akıcılık davranışı Hall akış testi ile belirlenmektedir. Bu açıdan tozların şekil yönünden mümkün oldukça küresele yakın olmaları istenir (Chen ve diğ., 2022).

Tez çalışması kapsamında numune üretimi için gaz atomizasyonu ile üretilmiş Co-Cr tozları kullanılmıştır. Kullanılan Co-Cr tozlarının kimyasal bileşimi Tablo 6.1'de verilmiştir.

Tablo 6.1. Co-Cr tozlarının kimyasal kompozisyonu

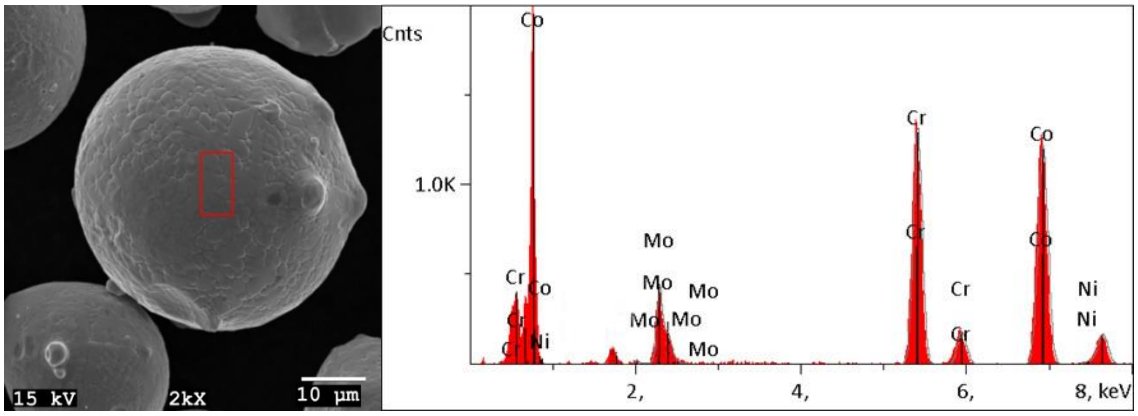
Element	Co	Cr	Mo	C	Ni	Fe	Mn	Si
%	Bal	27,0-30	5-7	<0,35	<0,50	<0,75	<1	<1

Tozların taramalı elektron mikroskobu görüntüleri Şekil 6.2'de verilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi tozlar genel olarak küresele yakın bir forma sahiptir. Fakat yer yer uydulaşma ve düzensiz şekil morfolojisine sahip tozlara rastlanmaktadır. SEM ile tozların incelenmesi sırasında ayrıca EDX analizi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar Şekil 6.3'te verilmiştir.



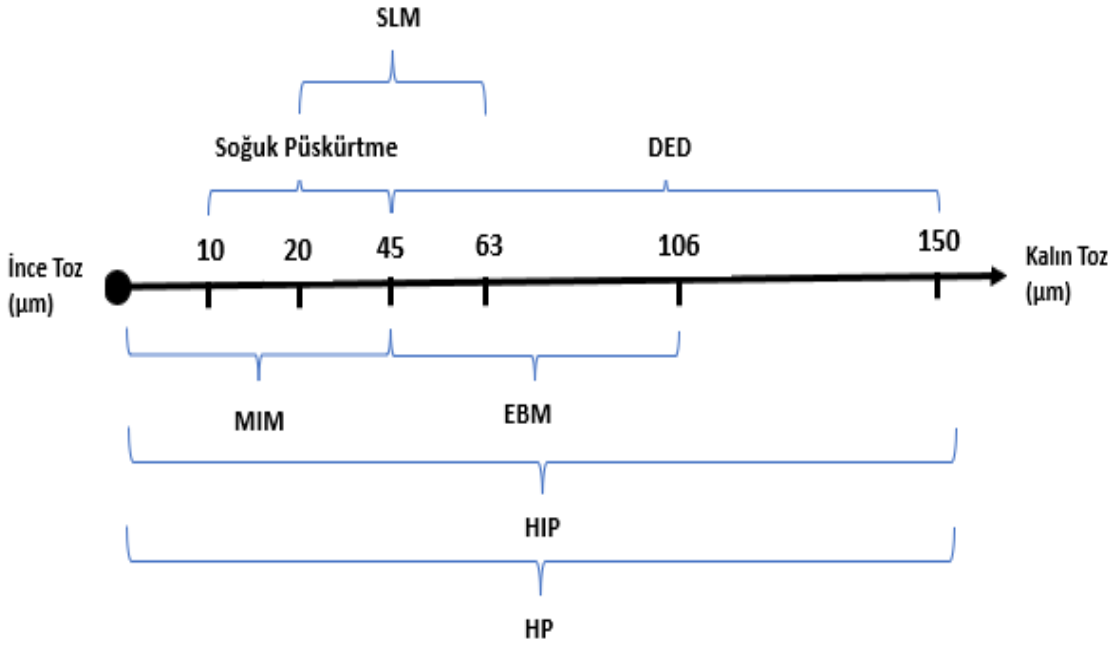
Şekil 6.2. Tez çalışmasında kullanılan Co-Cr tozlarının taramalı elektron mikroskop görüntüleri

Kullanılan tozların partikül boyutları ve dağılımları oldukça önemlidir. Kullanılan tozların partikül boyutları sinterleme sonrası nihai yoğunluğu doğrudan etkilemektedir (Chen ve diğ., 2022). Kullanılan üretim tekniklerine bağlı olarak tercih edilen tozların partikül boyutları değişkenlik gösterebilmektedir.



Şekil 6.3. Üretimde kullanılan Co-Cr tozlarının taramalı elektron mikroskobunda gerçekleştirilen EDX analizi

Şekil 6.4'te toz partiküllerinin boyut dağılımına göre kullanıldıkları üretim teknikleri şematize edilmiştir.



Şekil 6.4. Farklı üretim tekniklerinin gerektirdiği partikül boyut aralıkları

Tozlara üretim öncesi Hall akış testi uygulanmıştır. Hall akış testi toz metalurjisinde tercih edilen standart bir yöntemdir. 2,5 mm çapında deliğe sahip huni şeklindeki bir düzenekten 50 gram ağırlığındaki tozların akışı sağlanmaktadır. Hall akış testi ASTM B213-20 standardına uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Şekil 6.5'te Hall akış testi düzeneği gösterilmiştir. Hall akış testi standart olarak 50 g toz ile yapılmıştır. Yapılan

ölçüm beş kere tekrar edilerek ortalama alınarak ortalama 14,7 saniyede tozlar akmıştır. Yapılan ölçümlerin sonucu Tablo 6.2'de verilmiştir.



Şekil 6.5. Kullanılan Hall akış test düzeneğinin görüntüsü

Tablo 6.2. Hall akış testi sonuçları

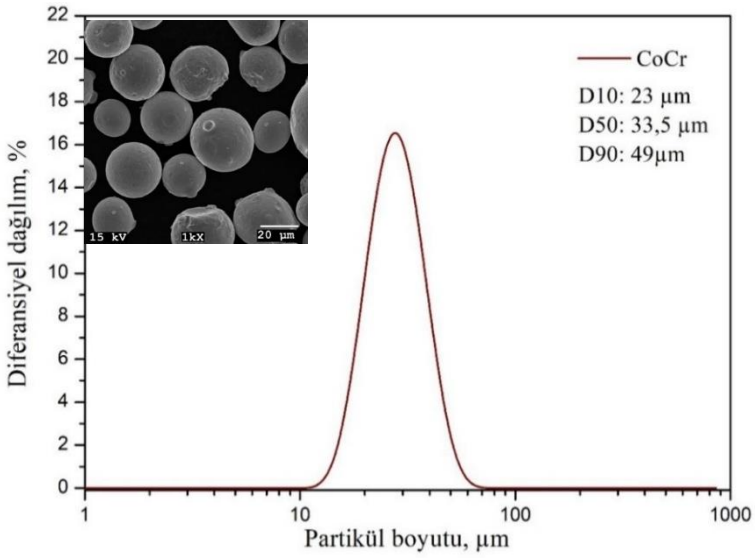
Ortalama Süre (s)	Standart Sapma
14,7	0,07

Tozun akıcılığı tozun partikül boyutu, partikül şekli ve yüzey özellikleri ile doğrudan ilişkilidir (Zegzulka ve diğ., 2020). Tozların geleneksel toz metalurjik süreçlerde kalıbı iyi doldurmaları ve eklemeli imalatta iyi serilmeleri için küresel şekle sahip olmaları istenir. Tozların saflığı yüksek olmalı ve bu sayede yüzey pürüzlülüğü açısından da akış özelliklerine katkısının olumlu olması beklenir. Boyutunda akış üzerine etkisi oldukça fazladır. Çok ince tozlar akmaz. Dolayısıyla boyut, şekil ve saflık dengesinin iyi kurulması gerekir. Şekil 6.6'da Hall akış testi sonrası tozların görüntüsü verilmiştir. Tozların yığın açıları 28° olarak ölçülmüştür. Bu oran tozların ortalama bir akış karakteristiğine sahip olduklarını göstermektedir.



Şekil 6.6. Hall akış testi sonrası toz yığınının görüntüsü

Seçilen üretim teknikleri için kullanılacak tozların boyut dağılımının belirli bir aralığın içinde olması istenmektedir. Kaba tozlar sinterlemenin verimsiz olmasına çok ince tozlarda topaklanmaya ve olumsuz akış özelliklerine sebep olur. Bu gibi istenmeyen durumlar iste üretim sonrası yoğunluğu doğrudan olumsuz olarak etkilemektedir (Tina ve diğ., 2017). Üretilen numunelerde kullanılan tozların partikül boyut dağılımı Şekil 6.7'desunulmuştur. Seçilen farklı üretim teknikleri için ortak olarak tozlar SLM yöntemine uygun belirlenmiştir. SLM yönteminde genellikle 45µ altındaki tozlar kullanılmaktadır. Şekil 6.7'de yer alan Co-Cr tozlarının Partikül Boyut Dağılımı analizi Ermaksan firmasında Malwern Mastersize Marka 3000E Model cihazı ile analiz edilmiştir.



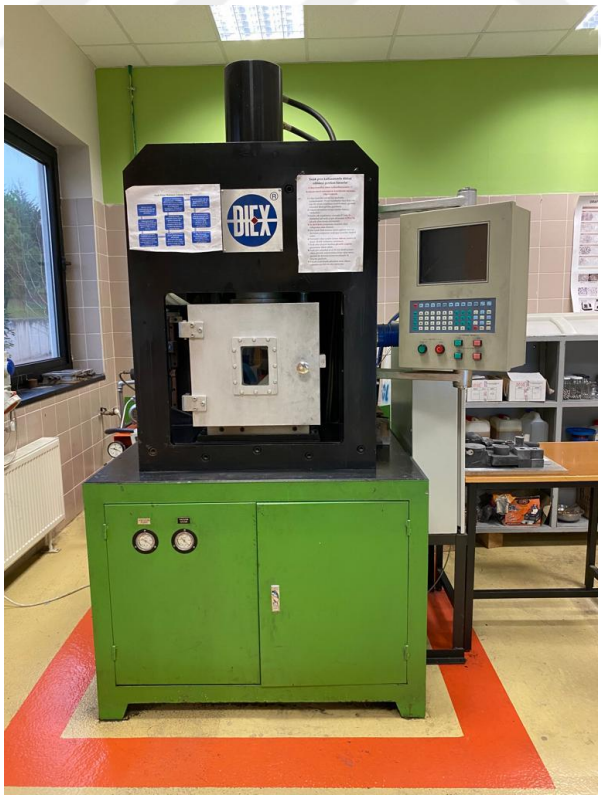
Şekil 6.7. Co-Cr tozlarının partikül boyut dağılımı

Gerçekleştirilen Partikül Boyut Dağılımı analizinden anlaşıldığı gibi toz boyutu büyük ölçüde gerekli kriterleri sağlamaktadır. Boyut dağılımı açısından ise dar bir aralık söz konusudur. Aslında pratik açıdan daha fazla bir boyut dağılım aralığının olması beklenir.

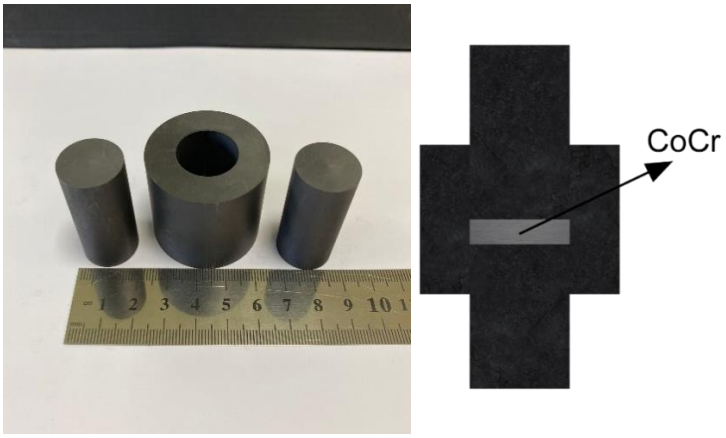
6.2. Co-Cr Tozlarının Sıcak Pres (SP) ile Üretimi

Co-Cr tozlarının SP ile üretimi Kocaeli Üniversitesi Toz Metalurjisi Laboratuvarı'nda bulunan DIEX VS-50 markalı cihaz ile gerçekleştirilmiştir. Kullanılan sıcak pres cihazı Şekil 6.8'de verilmiştir.

Üretim için seçilen malzeme boyutları çap 20 mm, kalınlık ise 4 mm olacak şekilde belirlenmiştir. SP ile numune üretiminde grafit kalıplar kullanılmaktadır. Üretim sırasında kalıp içerisini grafit kâğıt ile kaplayarak üretim sonrası numunenin kolay çıkması sağlanmakta ve tozların üretim esnasında kalıba yapışmasının önüne geçilmektedir. Grafit kalıp içerisine tozlar yerleştirildikten sonra alt ve üst iticiler yardımıyla tozlar kalıpta sıkıştırılır ve eşit mesafe olacak şekilde ayarlanır. Üretim esnasında kullanılan grafit kalıp Şekil 6.9'da gösterilmiştir.

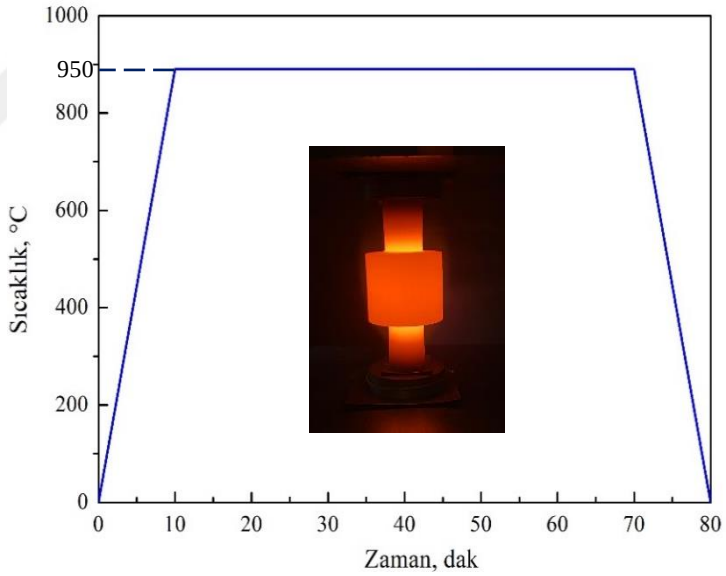


Şekil 6.8. Üretim için kullanılan basınç destekli sinterleme cihazı



Şekil 6.9. Üretim esnasında kullanılan grafit kalıplar

Cihazın parametreleri ayarlandıktan sonra alt ve üst çene arasına hazırlanan kalıp yerleştirmiştir. Üretim esnasında kullanılan kalıbın görseli ve sinterleme çevrimi Şekil 6.10'da gösterilmiştir. Sinterleme işlemi 45 MPa basınç altında 950°C'de 60 dakika uygulanmıştır. Üretim oksidasyonun önüne geçilmesi için 10^{-4}mbar vakum ortamında gerçekleştirilmiştir.



Şekil 6.10. SP ile sinterleme çevrimi ve kalıbın üretim esnasındaki görünümü

6.3. Kıvılcım Plazma Sinterleme (SPS) ile Numune Üretimi

SPS ile numune üretimi Japonya Osaka Üniversitesi'nde bulunan Syntx marka SPS-1030S model cihaz ile gerçekleştirilmiştir. SPS yöntemi sıcak pres yöntemine benzer bir

şekilde gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemde de grafit kalıp kullanılmaktadır. Şekil 6.11'de üretimde kullanılan SPS cihazının görseli verilmiştir.



Şekil 6.11. Üretimde kullanılan Kıvılcım Plazma Sinterleme cihazı

6.4. Seçici Lazer Ergitme (SLM) ile Numune Üretimi

Çalışma kapsamında eklemeli imalat yöntemi ile malzemelerin üretimi için SLM tekniği seçilmiştir. Çalışma kapsamında ENAVISION 120 marka eklemeli imalat makinesi kullanılmıştır. Kullanılan ENAVISION 120 eklemeli imalat makinesi Şekil 6.12'de gösterilmiştir. Üretim sırasında makinede kullanılan parametreler Tablo 6.3'te gösterilmiştir. Makinenin üretim hacmi 130x130 mm^3'tür. Ayarlanabilir katman yüksekliği 20-100 µm aralığında değişebilmeketdir. Makinede kullanılan lazer tipi fiber lazer olup lazer gücü 300 W ve tarama hızı 11 mm/s ye kadar çıkabilmektedir. Makinenin tabla ölçüleri uzunluk, genişlik ve kalınlık olarak 1200x900x1980 mm'dir. Makine Magics print for Enavision üretim ve CAD yazılımını desteklemektedir.



Şekil 6.12. Çalışma kapsamında kullanılan ENAVISION 120 marka seçici lazer ergitme makinesi

Tablo 6. 3. Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretim esnasında kullanılan parametreler

Parametre	Değer	Birim
Lazer tarama hızı	1000	mm/s
Lazer tarama gücü	200	W
Tarama boşluğu	0,1	mm
Katman kalınlığı	0,03	mm
Tarama açısı değişikliği	67	°
Tarama stratejisi	Stripe-10mm	

6.5. Yoğunluk Ölçümü

Üretilen numunelerin yoğunlukları Arşimet prensibine göre ölçülmüştür. Yoğunluk ölçümü için AND GR-200 marka hassas terazi kullanışmıştır (Şekil 6.13).



Şekil 6.13. AND GR-200 marka hassas terazi ve yoğunluk ölçüm aparatı

Numuneler yoğunluk ölçümleri sonrası metalografik olarak hazırlanmıştır. Öncelikle numunelerMetkon Micracut 150 marka hassas kesme cihazı kullanılarak kesilmiştir. Kullanılan hassas kesme cihazı Şekil 6.14'te gösterilmiştir. Ardından numuneler metalografik işlemler için kalıplanmıştır. Zımparalama işleminde 320, 600, 1000 ve 2500 grid SiC zımpara kağıtları kullanılmıştır. Sonrasında 9 ve 3 µm'lik çuhalar ve elmas solüsyonlar kullanılarak parlatma işlemi tamamlanmıştır. Kalling II (5 g $CuCl_2$+100 ml

HCl+100 ml Etil Alkol) ayıracı ile oda sıcaklığında numuneler 20-30 saniye dağlama işlemine tabi tutularak mikroyapısal karakterizasyon için hazır hale getirilmiştir.



Şekil 6.14. Metkon Micracut 150 marka hassas kesme cihazı

6.6. Mekanik Testler

6.6.1. Sertlik Testi

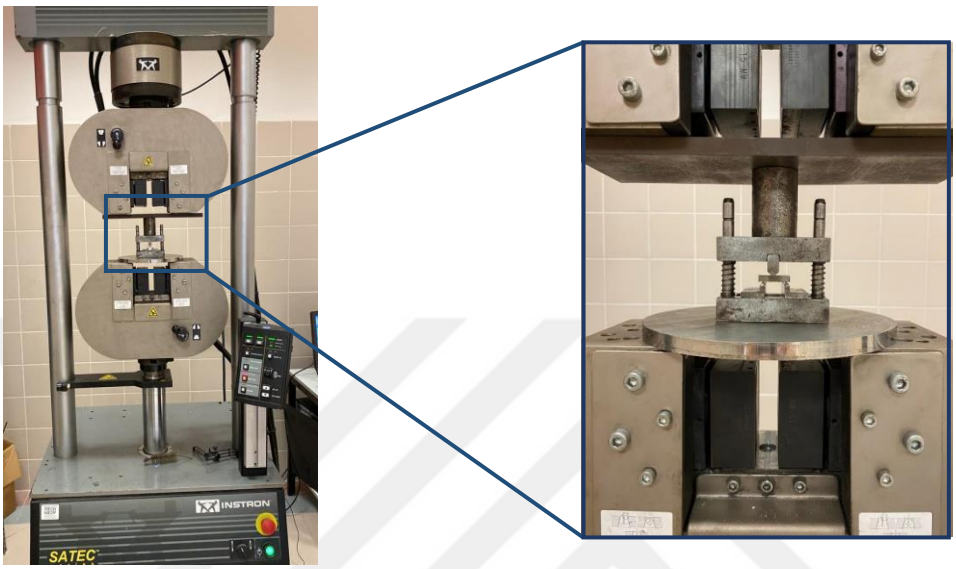
Sertlik ölçümleri Future-Tech EV-700 marka Vickers sertlik ölçüm cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Kullanılan sertlik ölçüm cihazı Şekil 6.15'te gösterilmiştir. Sertlik ölçümü 10 kgf yük altında 10 saniye süre ile uygulanmıştır. Yapılan ölçüm sonuçlarının ortalaması ve standart sapması dikkate alınarak sonuçlar diyagram üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 6.15. Future-Tech EV-700 marka Vickers sertlik ölçüm cihazı

6.6.2. Üç Nokta Eğme Testi

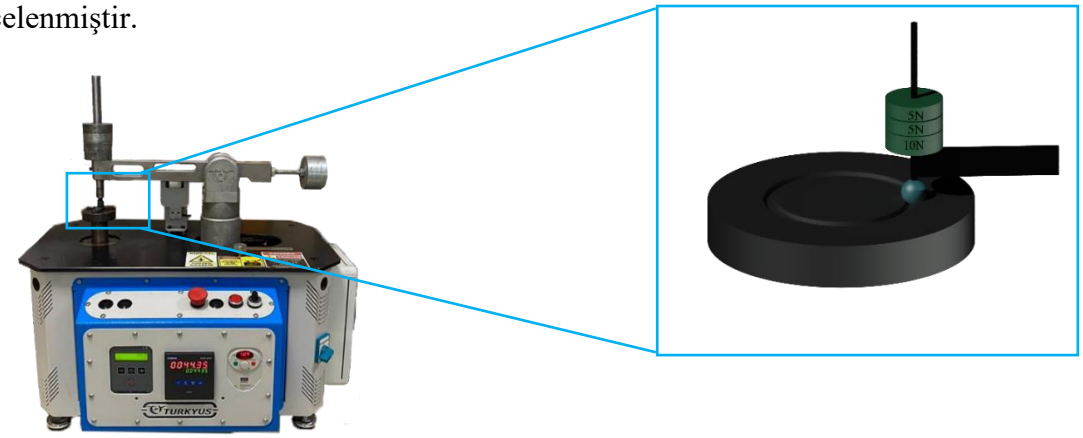
Eğme testi için INSTRON marka Universal 300LXJ model çekme cihazı ile üç nokta eğme aparatı sayesinde gerçekleştirilmiştir. ASTM E290 standartına göre gerçekleştirilen testlerde kullanılan cihaz ve aparat Şekil 6.16'da gösterilmiştir.



Şekil 6.16. Eğme testi cihazının ve kullanılan üç nokta eğme düzeneği

6.6.3. Kuru Sürtünme Aşınma Testi

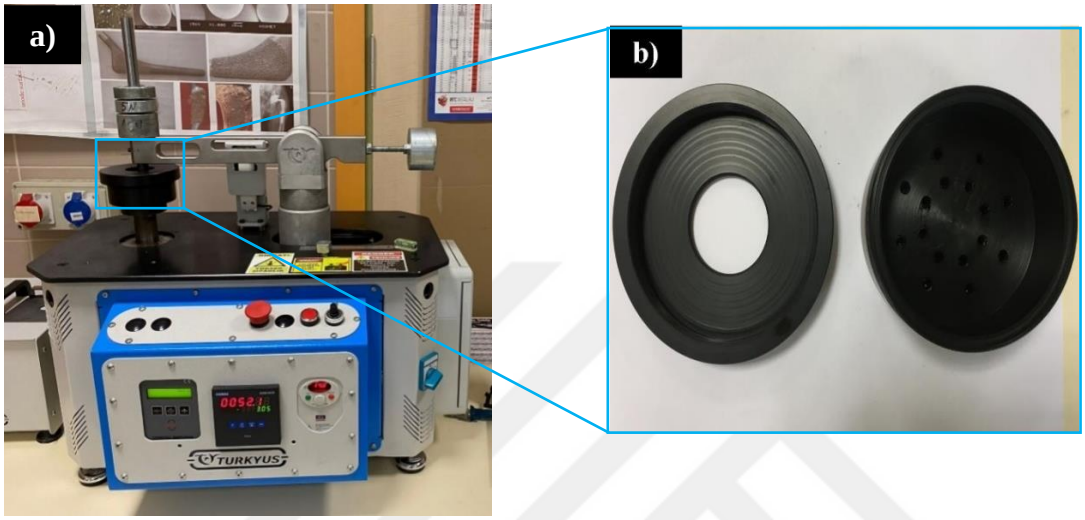
Üretilen numunelere ASTM G133 standartlarına göre ball-on disk tipi aşınma testleri uygulanmıştır. Yapılan aşınma testlerinde Turkyus marka POD/HT/WT model aşınma cihazı kullanılmıştır (Şekil 6.17). Aşınma sırasında kullanılan parametreler 250 rpm dönüş hızı, 12 mm iz çapı, 20 N yük şeklinde seçilmiştir. Aşınma bilyası olarak 100Cr6 çelik bilya kullanılmıştır. Aşınma testi sonrasında aşınma yüzeyleri SEM ile incelenmiştir.



Şekil 6.17. Aşınma testinde kullanılan cihaz ve deney düzeneği

6.6.4. Sıvı Ortamda Aşınma Testi

Tez çalışması kapsamında üretilen numunelere sıvı ortamda aşınma testi uygulanmıştır. Sıvı ortamda aşınma testinde fark olarak %0,9 izotonik sodyum klorür çözeltisi içerisinde testler uygulanmıştır. Aşınma testinde kullanılan test düzeneği ve sıvı ortam düzeneği Şekil 6.18'de gösterilmiştir.



Şekil 6.18. a) Aşınma cihazı. b) Sıvı ortam aşınma test ortamı için kullanılan aparat.

Öncelikle sıvı ortamda aşınma için numune sabitlendiği diske bağlandıktan sonra numune aparat içerisine yerleştirilir. Sonrasında 200 ml %0.9 izotonik sodyum klorür çözeltisi eklenerek bir saat çözelti ortamında numunel ile beklenerek stabil bir ortam sağlanır. Sonrasında 150 rpm devir hızında 250 m parametreleri ile aşınma testi başlatılmıştır. Aşınma testi 20 N yük altında gerçekleştirilerek yazılım ile anlık olarak sürtünme katsayısı değerleri kaydedilmiştir. Deney öncesi ve sonrası numunelerin ağırlıkları hassas terazide ölçülerek aşınma testi sonrası ağırlık kayıpları tespit edilmiştir. Ağırlık kayıpları ve numunenin yoğunluklarına bağlı olarak yapılan aşınmaların aşınma oranları da hesaplanarak sonuçlar grafik olarak kaydedilmiştir.

6.7. Mikroyapısal Karakterizasyon

6.7.1. Optik Mikroskop İncelemeleri

Numunelerin parlatılmış ve dağlanmış konumdaki görüntüleri Olympus marka BX41M-LED model optik mikroskop ile çekilmiştir. Görüntü çekimi esnasında kullanılan optik mikroskop Şekil 6.19'da verilmiştir.



Şekil 6.19. Olympos marka BX41M-LED model optik mikroskop

6.7.2. SEM Analizi

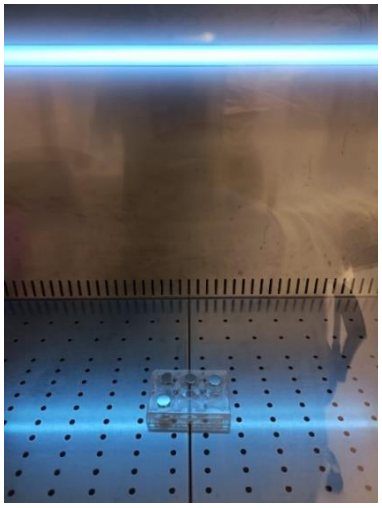
Çalışma kapsamında toz karakterizasyonu ve mikroyapısal incelemeler JEOL marka JSM-6060 model taramalı elektron mikroskobu ile gerçekleştirilmiştir. Kullanılan taramalı elektron mikroskobu Şekil 6.20'de gösterilmiştir.



Şekil 6.20. JEOL marka JSM-6060 model taramalı elektron mikroskop

6.8. Antibakteriyel Analiz

Üretilen numunelerin antibakteriyel testlerinin incelenmesi Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Ana Bilim Dalı Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Numunelerin antibakteriyel davraşınlarını ISO 22196 standartı temel alınarak belirlenmiştir.

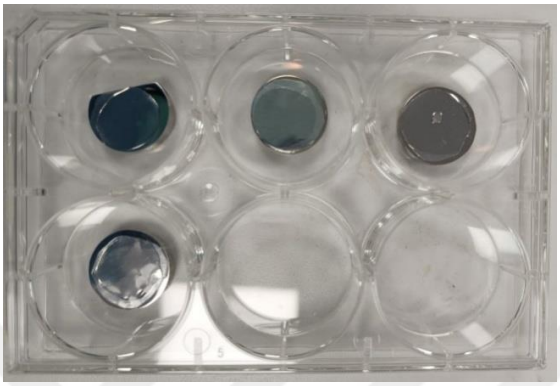


Şekil 6.21. Sterilizasyon amacıyla uygulanan ultraviole ışın görüntüsü

Antibakteriyel özelliklerin incelenmesi için gram-pozitif Staphylocous aureus (S.aureus) ve gram-negatif Escheria coli (E.coli) standart bakterileri kullanılmıştır. Testlere başlamadan önce biyogüvenlik kabini içerisinde numunelerin tüm yüzeyleri 30 dakika boyunca UVC ile steril edilmiştir. Şekil 6.21'de numunelerin sterilasyon sırasında çekilengörüntüleri verilmiştir.

Çalışmalar E.coli ve S.aureus bakterileri için farklı günlerde gerçekleştirilmiştir. Bakterilerin pasaj işlemleri ve deney kapsamındaki sayım işlemleri Mueller-HintonAgar (MHA) (Merck, Almanya) besiyerinde gerçekleştirilmiştir. Bakterilerin numuneler ile karşılaştırılması esnasında ise distile su ile 1/250 oranında seyreltilmiş NutrientBroth (NB) (Merck, Almanya) besiyeri ve içerisinde %0,2 agar bulunan NB besiyeri kullanılmıştır. Antimikrobiyal aktivite belirlenmesi işlemleri doğrultusunda ilk olarak bakteriler MHA besiyerinde üretilmiştir. Üreyen bakteri kolonilerinden bir miktar alınıp NB besiyeri içerisinde süspanse edilmiştir. Spektrofotometre kullanılarak 0,5 McFarland bulanıklığına eşdeğer (E.coli için 600 nm'de OD: 0,14, S.aureus için 600 nm'de 0,08-0,1 arası absorbans) bulanıklık elde edilmiştir (10^8 CFU/mL). Elde edilen bu bakteri süspansiyonları NB ile sulandırılarak 5 x 10^6 CFU/mL bakteri içeren solüsyonlar hazırlanmıştır. Bu solüsyondan 1 ml alınıp, üzerine eşit hacimde %0,2 agar içeren NB besiyeri ilave edilmiştir. Sonuç olarak 2,5 x 10^6 CFU/ml bakteri ve %0,1 agar içeren solüsyon elde edilmiştir. Bu solüsyondan 0,1'er ml alınarak numuneler üzerine bırakılmıştır. Bakteri solüsyonunun numunelerle tamamen temas etmesini sağlamak için, numunelerin üzerine numune boyutunda hazırlanmış steril polietilen filmler kapatılmıştır. Numunelerin üzerine bakteri solüsyonu bırakılması ve polietilen film kapatılması Şekil

6.22'de verilmiştir. Numuneler daha sonra %90 nemli ortama sahip 37°C'lik etüv içerisinde 24 saat boyunca inkübe edilmiştir. Numuneler üzerine bırakılan bakteri sayısını tespit etmek amacıyla, ilgili solüsyondan 0,02 ml alınıp MHA besiyeri üzerine ekilmiştir. Ekim yapılmış petriler de 37°C'lik etüv içerisinde 24 saat boyunca inkübe edilmiştir. Numuneler Şekil 6.23'te gösterilen etüv fırınının içerisinde bekletilmiştir.



Şekil 6.22. Numunelerin üzerine bakteri solüsyonu bırakılması ve polietilen film kapatılması



Şekil 6.23. Numunelerin etüv içerisinde inkübe edilmesi

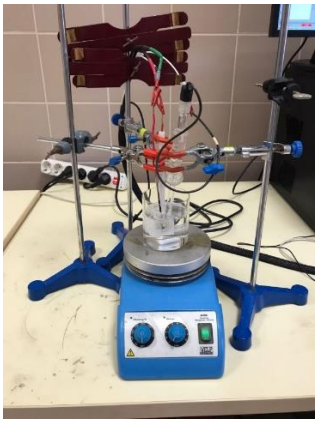
İnkübasyon sonrasında numuneler alınıp içerisinde 1,9 mL NB bulunan 50 mL'lik falkon tüplerin içerisine bırakılmıştır. Pipetaj işlemi ile numuneler ve polietilen film üzerine tutunmuş bakterilerin metalden ayrılması sağlanmıştır. Tüplerin içerisindeki solüsyondan 0,02 ml sıvı alınıp MHA besiyeri üzerine ekilmiştir. Ekim yapılan tüm petriler 37°C'lik etüv içerisinde 24 saat boyunca inkübe edilmiştir. İnkübasyon sonrasında görüntüleme sistemi (VersaDoc, BIORAD) kullanılarak tüm besiyerlerinin fotoğrafı çekilmiştir.

6.9. Korozyon Testleri

Tez kapsamında üretilen numunelerin elektrokimyasal deneyleri gerçekleştirilmiştir. Bu testler için AMATEK marka VersaSTAT 4 model potansiyostat/galvanostat ile kontrol edilen üç elektrotlu bir hücre kullanılmıştır (Şekil 6.24). Deney sonrası elde edilen sonuçlar VersaStudio programı aracılığı ile sonuçlar elde edilmiştir. Deney öncesi numuneler vücut sıvısının içerisinde 1 saat beklenerek stabilizasyon sağlanmıştır. Korozyon akım yoğunluğu, korozyon potansiyeli ve polarizasyon direnci Tafel ekstrapolasyon yöntemi ile saptanmıştır. Test parametreleri olarak 1 mV/s tarama hızı ve -250 mV ile 250 mV arasında gerçekleştirilmiştir. Kullanılan fizyolojik serum beher içinde kullanılmıştır (Şekil 6.25). Numunenin test esnasında sabit durmasını sağlamak amacıyla 20 mm çapa ve 4.20 mm yüksekliğe sahip olan bir numune tutucusu kullanılmıştır.



Şekil 6.24. Korozyon deneylerinde kullanılan potantiyostat/galvanostat düzeneği



Şekil 6.25. Korozyon deneyi esnasında kullanılan test düzeneği

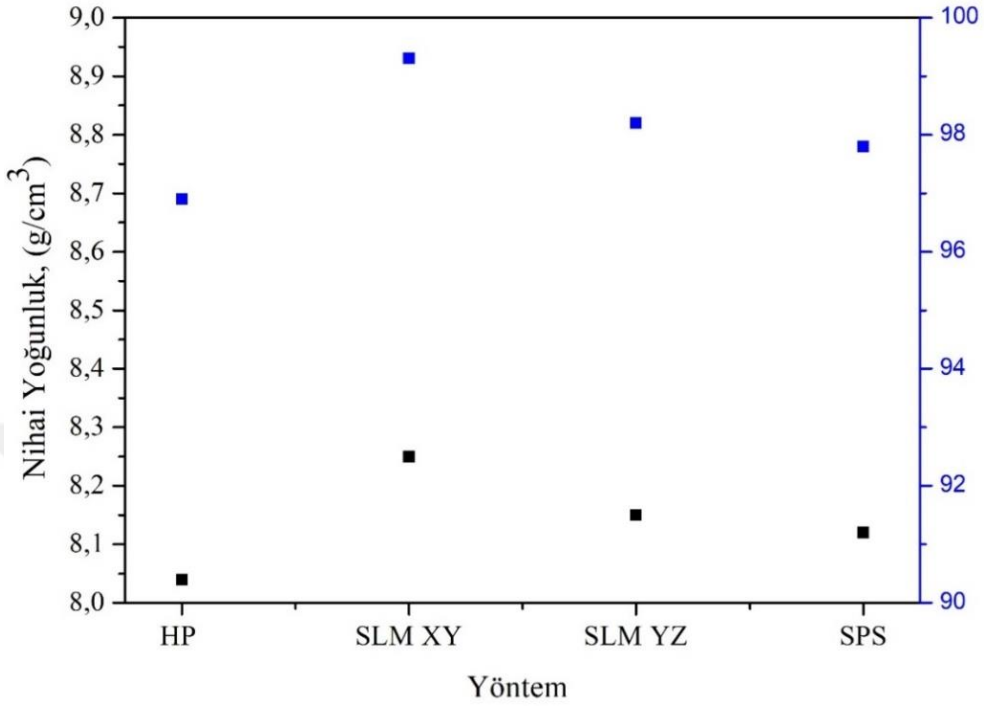
7. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu bölümde tez çalışması kapsamında yapılan deneysel işlemler detaylı bir şekilde ele alınmıştır. Elen alınan sonuçlar değerlendirilerek literatür ile karşılaştırılması yapılmıştır. Co-Cr dental alaşımının sıcak presleme, seçici lazer ergitme ve kıvılcım plazma sinterleme yöntemi ile üretimi sonrası mekanik testlerinin yapılması ve sonuçların karşılaştırılması gerçekleştirilmiştir. Üretilen numunelerin ilk olarak yoğunlukları ölçülmüştür. Sonrasında fazların ve mikroyapının yorumlanması amacıyla mikroyapısal karakterizasyon, optik mikroskop ve SEM kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Mekanik özelliklerinin karşılaştırılması amacıyla numunelere sertlik ve eğme testleri uygulanmıştır. Ardından kuru ortam aşınma testi ve SBF içerisinde aşınma testi gerçekleştirilmiştir. Biyolojik açıdan numuneleri incelemek için antibakteriyel özellikleri tayin etmek amacıyla E.coli ve S.aureus bakteri kültürleriyle testler gerçekleştirilmiştir. Sonrasında elektrokimyasal özelliklerin belirlenmesi için Tafel ekstrapolasyonu testleri uygulanarak numunenin korozyon direnci tespit edilmiştir.

7.1. Yoğunluk Sonuçları

İmplant malzemelerinde üretilen malzemelerin yüksek yoğunluklu olması istenmektedir. Partiküllerden oluşan bir yığından süreçlerin başlaması her bir partikülün temas noktalarında difüzyonun yeterince gerçekleşmesini gerektirir. Her bir partikül arasındaki boşluğun kapanması gerekir ki aksi halde her biri bir hata olarak tanımlanabilecek bu boşluklar malzemenin mekanik özellikleri için negatif etki yapacaktır. Tez çalışması kapsamında üretilen numuneler literatürdeki çalışmalara benzer değerlere sahip şekilde üretilmiştir. Numunelerin Arşimet prensibine dayanarak yapılan ölçümleri Şekil 7.1'de verilmiştir. Eklemeli imalat ile üretilen numunelerin en yüksek yoğunluğa sahip olduğu görülmektedir. En düşük yoğunluğun ise sıcak preste üretilen numunelerin sahip olduğu gözlenmektedir. Lavinia ve ark. yaptıkları çalışmada eklemeli imalat yöntemlerinden seçici lazer ergitme yöntemiyle Co-Cr dental alaşımlarını üretmişlerdir. Çalışmada eklemeli imalat üretimlerinde en önemli noktalardan birisi olan farklı LED değerlerinin mikroyapı, yüzey morfolojisi ve sertliğe olan etkilerini incelemişlerdir. Çalışma kapsamında farklı LED değerleri kullanılmıştır. LED değerleri düşükten yükseğe doğru arttıkça mikroyapıdaki porozite oranının azaldığı gözlenmektedir. Çalışma kapsamında

en iyi porozite ve yoğunluk değerlerine ulaşmak adına yüksek LED değerlerini kullanılması gerektiği görülmektedir.



Şekil 7.1. Üretilen numunelerin nihai ve relatif yoğunlukları

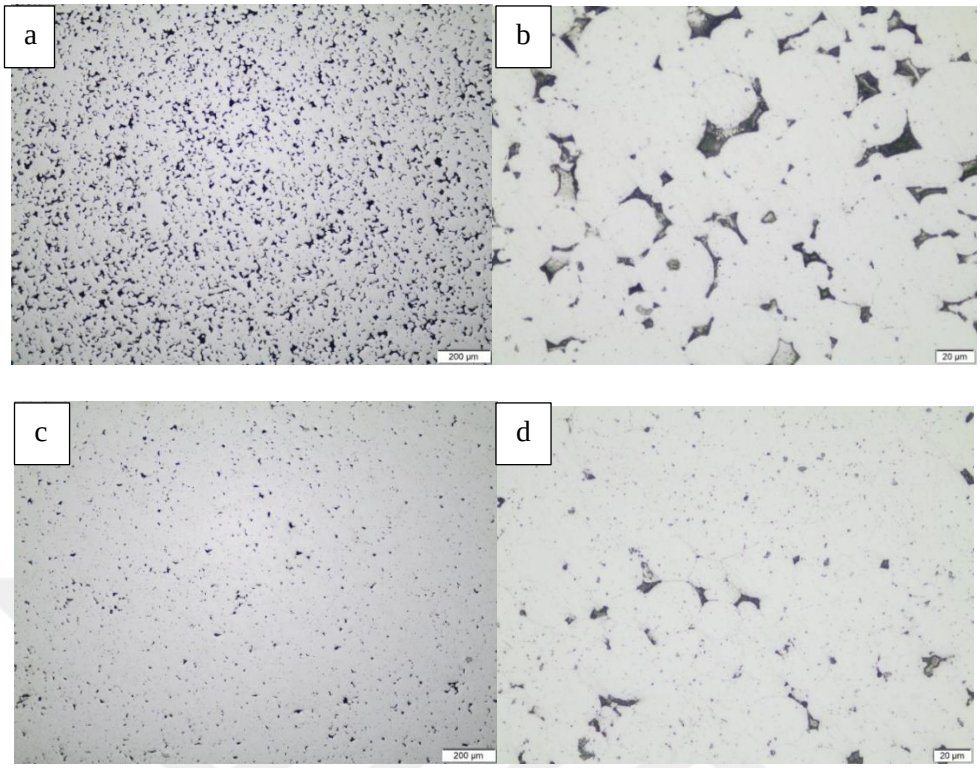
Bununla birlikte çalışma kapsamında yapılan numunelerin yoğunluğu literatür ile eşleştiği görülmektedir (Lapcevic ve diğ., 2016). Shih-Hsien ve ark. yaptıkları çalışmada sıcak pres sinterleme yöntemiyle CoCrMo alaşımını üretmiş ve mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Çalışmada farklı sinterleme sıcaklığı ve sinterleme esnasında uygulanan farklı basınç değerlerinin yoğunluk, sertlik ve mikroyapıya olan etkileri incelenmiştir. Sinterleme işlemi vakum ortamı altında gerçekleştirilmiştir. Çalışma kapsamında sırasıyla 1100, 1150, 1200, 1250 °C sıcaklıklarda sinterleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Yine aynı sırayla 20, 30, 50 MPa basınç altında sinterleme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Sinterleme esnasında uygulanan basınç arttıkça sinterleme yoğunluğunun da arttığı gözlenmiştir. 1100°C'de yapılan sinterlemede yoğunluğun 8,11 g/cm^3 olduğu gözlenmiştir. Bir diğer çalışmada Nguyen ve ark yaptıkları çalışmada kıvılcım plazma sinterleme yöntemi ile üretilen Co-Cr alaşımlarının mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Çalışma esnasında kıvılcım plazma sinterleme yöntemi için 50µm ve altındaki tozlar kullanılmıştır. Çalışma 1000°C sıcaklıkta 500-2500 A lik güçte, 5 dakika süre parametreleri ile üretilmiştir. Numunelerin üretimi sonrası yoğunluklar 7,99, 8,19, 8,31

g/cm^3 olarak ölçülmüştür. Üretilen numunelerin relatif yoğunlukları sırasıyla %94,6, %97, %98,3 olarak ölçülmüştür. Tez kapsamında üretilen numunelerde literatürle eşleştiği ve bazı numuneler için daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir (Van Minh ve diğ., 2021).

7.2. Mikroyapısal Karakterizasyon

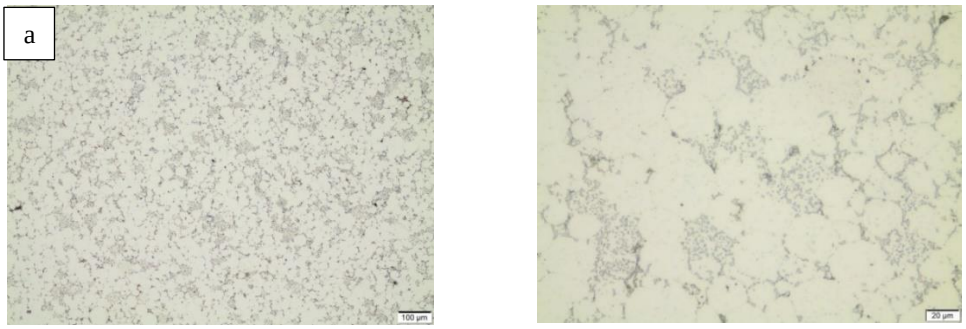
Tez çalışmasında 3 farklı toz metalurjik yöntem ile numuneneler üretildikten sonra mikroyapısal incelemeler parlatılmış ve dağlanmış konumda gerçekleştirilmiştir. Partiküllerden oluşan bir sistemin mikroyapıya ilk yansıması gözeneklerdir. Yöntemlerin parametreleri değiştirilerek yoğunluklar arttırılabilir. Fakat tez kapsamında kullanılan yöntemlerin söz konusu Co-Cr alaşımı için en uygun koşulları seçilmiş ve ardından kıyaslamalar yapılmıştır. Şekil 7.2'de sıcak pres ile sinterlenmiş Co-Cr alaşımının optik mikroskop ile çekilmiş parlatılmış konumdaki görüntüsü sunulmuştur.

Sıcak pres ile üretimde iki farklı sinterleme süresi kullanılmıştır. 950 C'de 30 ve 60 dakika da yapılan yoğunlaştırmanın numunelere yansıması dikkati çekmektedir. Şekil 7.2a ve b 30 dakika süre ile sinterlenen numunenin düşük ve yüksek büyütmeli görüntülerini, Şekil 7.2c ve d ise sıcak pres ile 60 dakika süre ile sinterlenen numunenin düşük ve yüksek büyütmeli görüntülerini göstermektedir. Beklendiği gibi sıcak pres veya herhangi bir toz metalurjik proseste artan sinterleme süre ile yoğunluk artmıştır. Bunun görüntüler ile kanıtı net bir şekilde görülmektedir. Düşük sinterleme süreleri difüzyonun tamamen gerçekleşmesi için yetersiz kalmaktadır. Yetersiz zaman nedeniyle partiküller arasında yeterli atomsal hareket gerçekleşememekte ve özellikle Şekil 7.2b'de görüldüğü gibi kaba boyutlu ve bağlantılı gözeneklerden oluşan bir iç yapı ortaya çıkmaktadır. Bu tarz keskin köşeli ve partiküller arasında bağlantılı uzanan gözenekler henüz sinterlemenin tam anlamı ile son aşamasına geçilmediğini göstermektedir. Böyle bir gösterge sinterleme için seçilen sıcaklığın veya sürenin arttırılmasını gerektirir. Bu doğrultuda tez kapsamında da yapılan planlama ile sinterleme süresi 60 dakikaya çıkarılmış ve Şekil 7.2c ve d'de yer alan iç yapılar elde edilmiştir. Şekil 7.2c'de görüldüğü gibi yoğunluk önemli derecede artmıştır. Artan yoğunluk yukarıda yapılan açıklamaları destekler nitelikte gözenek şekline de etki etmiştir. Büyük ölçüde bağlantılı gözenekler azalmış ve gözeneklerin şekilleri yuvarlak hatlı hale gelmiştir. Yapıda hala kaba gözenekler yer yer dikkat çekmektedir.



Şekil 7.2. Sıcak pres ile üretilen numunelerin parlatılmış konumda optik mikroskop görüntüleri, a) SP 30 dakika düşük büyütme, b) SP 30 dakika yüksek büyütme, c) SP 60 dakika düşük büyütme, d) SP 60 dakika yüksek büyütme.

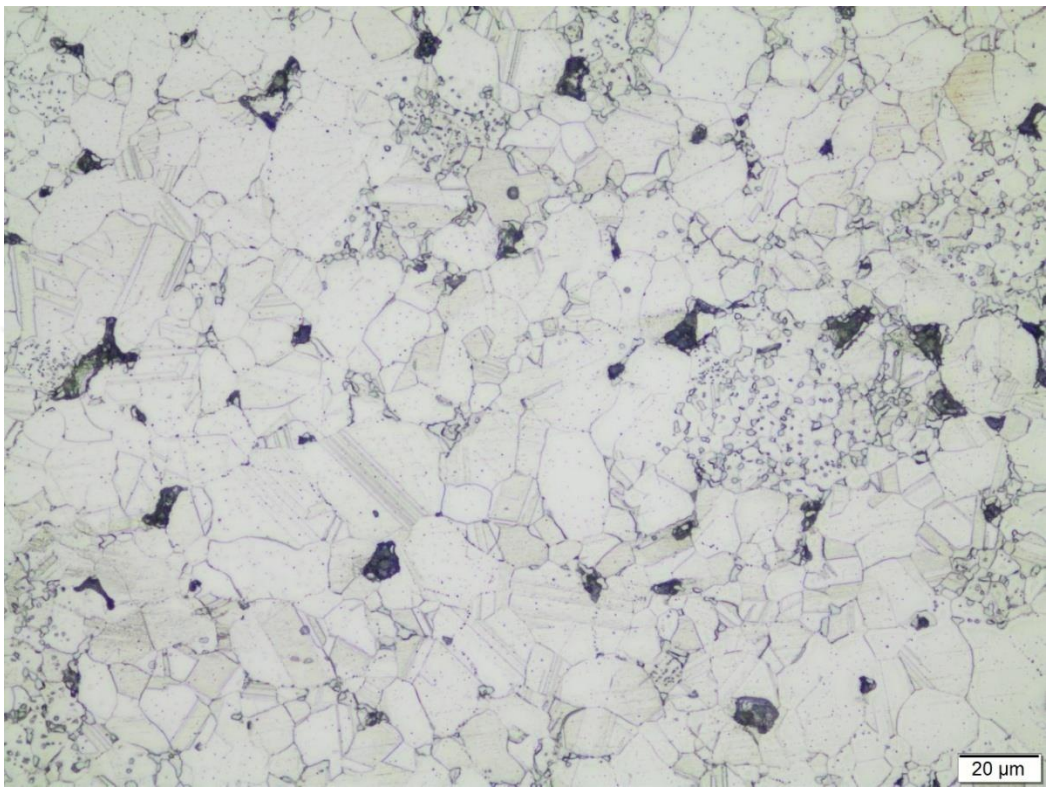
Bu tarz bir sonuç beklenen bir durum olmakla birlikte toz kütlesi içinde yer alan kaba partiküller ince partiküllere göre daha düşük enerjili olması sebebiyle sisteme dahil edilen kaba boyutlu partiküllerin olduğu yerlerde bu tarz bireysel kaba gözeneklerin yer alması normaldir. Kaba gözeneklerin yapı içerisinde yer alması malzeme özelliklerine yansıması olumsuz olarak sonuçlanmaktadır.



Şekil 7.3. Sıcak pres ile sinterlenen Co-Cr alaşımının dağlanmış konumda mikroyapısı, a) düşük, b) yüksek büyütme.

Şekil 7.3'te ise sıcak pres ile üretilmiş numunenin dağlanmış konumda mikroyapısı verilmiştir. ASTM F75 Co-Cr alaşımının karakteristik özelliklerine uygun şekilde

mikroyapıda a fazı, s fazı, karbürler ve ötektik faz yer almaktadır. Dağlanmış konumda incelemeler yüksek yoğunluğa sahip uzun süreli sinterlenen numunelere aittir. Dentrit kolları arasındaki bölgelerde çökeltiler dikkati çekmektedir. Çökeltiler ve karbürler dayanım artışına olumlu katkı vermektedir.

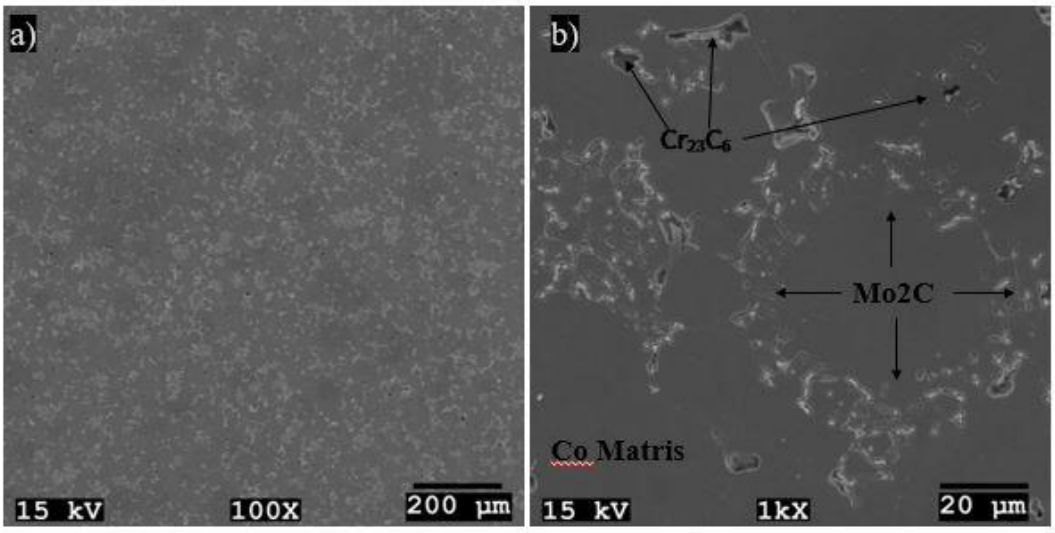


Şekil 7.4. Sıcak pres ile sinterlenen numunenin dağlanmış konumda mikroyapısı

Şekil 7.4'te yapılan farklı bir dağlama işlemi ile uniform eş eksenli taneler ile birlikte tavlama ikizleri açığa çıkarılmıştır. Geleneksel yöntemler ile üretilen Co-Cr alaşımlarında benzer mikroyapıdaki tane boyutları yaklaşık 100 mikrometre civarlarında iken tez kapsamında toz metalurjik süreçler neticesinde bu tane boyutları 5 ile 50 mikrometre boyotlarına azalmıştır (Kenta ve diğ., 2017). Bu tarz bir tane incelmesi partiküllerin üretimi süreçlerinde hızlı soğumadan kaynaklanmaktadır. Dolayısıyla büyük bir genelleme ile toz metalurjik parçaların dayanımının nispeten daha yüksek olmasının altında yatan birincil etken bu mekanizmadır. Sonuç olarak Hall-Petch ilişkisinden bilindiği gibi toz metalurjik süreçlerden dolayı daha ince olan mikroyapı tane incelmesi açısından mukavemet katkısı sağlamaktadır. Alaşım içeriği açısından kat çözelti sertleşmesi ve çökelti sertlemesi mekanizmaları ile dayanım artışı kompleks bir hal almaktadır. Üretim sonrası yapılacak termo mekanik bir işlem sonrasında da dislokasyon

sertleşmesinin de devreye girmesiyle alaşımdan dayanım açısından en yüksek verim alınabilir.

Şekil 7.5'te F75 alaşımının SEM görüntüleri verilmektedir. Görüldüğü gibi tane sınırlarında $Cr_{23}C_6$ ve Mo_2C gibi intermetalik fazlar çökelmiştir. Tane sınırlarında oluşan bu ötektik intermetalik karbürler lameller şeklinde tane boyutunun büyümesini engelleyerek ince taneli yapının oluşmasına olanak sağlamıştır. Yine görüldüğü üzere tane sınırlarında Mo_2C fazı $Cr_{23}C_6$ fazına göre oldukça baskındır.

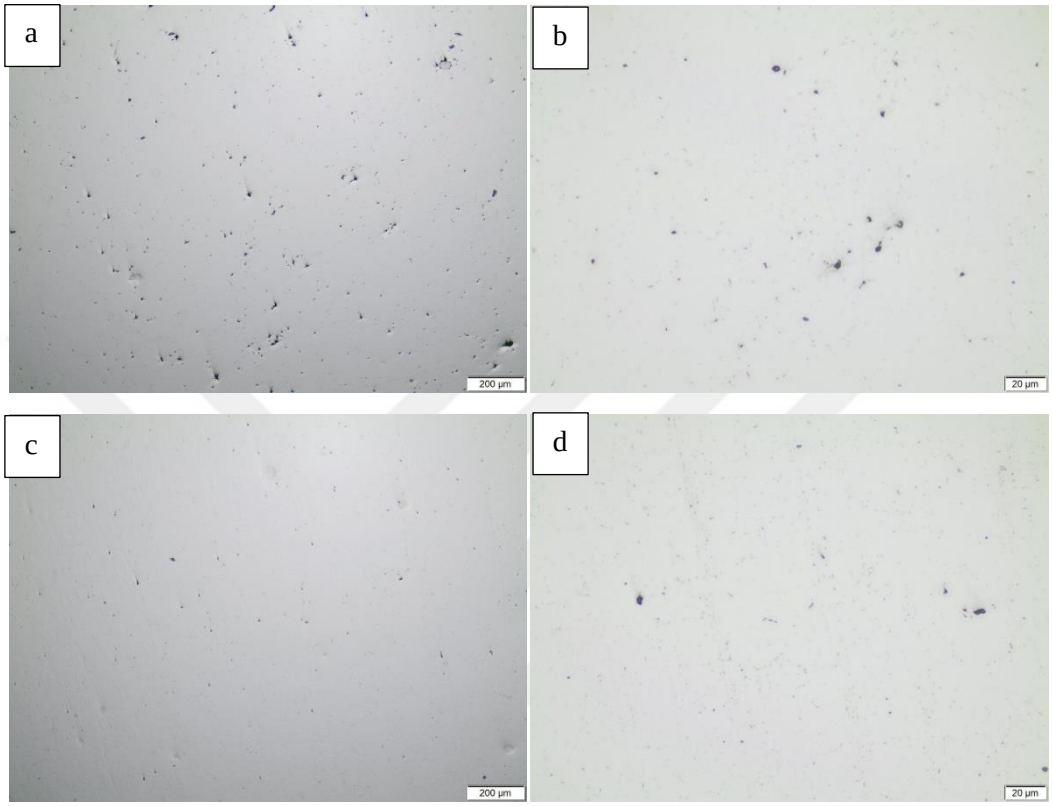


Şekil 7.5. a) 100X ve b) 1 kX HP F75 alaşımının SEM görüntüleri

Shih-Hsien Chang ve ark. (Wu ve diğ., 2022) tarafından sıcak pres ile üretimi yapılan Co-Cr alaşımının mekanik özellikleri incelenmiştir. 1200 °C sıcaklıkta gerçekleşen sinterleme işlemi sonucunda tane sınırlarında yoğun çökeltilerin meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bu çökeltilerin Mo_2C açısından baskın olduğu ve akma, çekme ve sertlik değerlerinin optimum seviyeye ulaştığı belirtilmiştir.

Sıcak pres yöntemine benzer şekilde kıvılcım plazma sinterleme yöntemi de toz metalurjik açıdan önemli mikroyapısal katkı sunar. Tez kapsamında F75 alaşımı SPS ile de üretilmiştir. Sıcak pres yöntemine nazaran kıvılcım plazma sinterleme tekniği oldukça yüksek yoğunluk sunar. Bu yoğunluk avantajı yöntemin ısıtma prensibinden kaynaklanmaktadır. Anlık yüksek akımlar ile partiküller arasında ergime gerçekleşebilmektedir. Tozların boyutları ve yüzey oksitlerinin ortaya koyduğu dezavantajında elimine edilmesi açısından böyle bir ısıtma tarzı özellikle yüksek

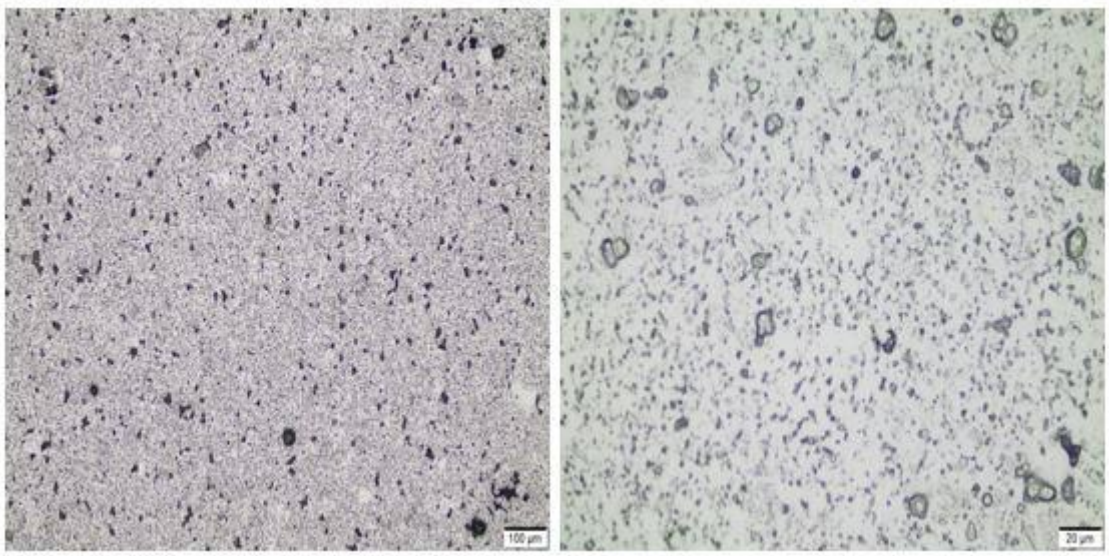
yoğunluk beklenen uygulamalarda avantaj oluşturmaktadır. Dolayısıyla SPS ile üretilen numunelerden sıcak pres ile elde edilen numunelere göre daha yüksek yoğunluk beklenmesi normal bir yaklaşım olarak gözlemlenmektedir. Üretilen numuneneler de bu tezimizi destekler nitelikte sonuçlar ortaya koyulmuştur.



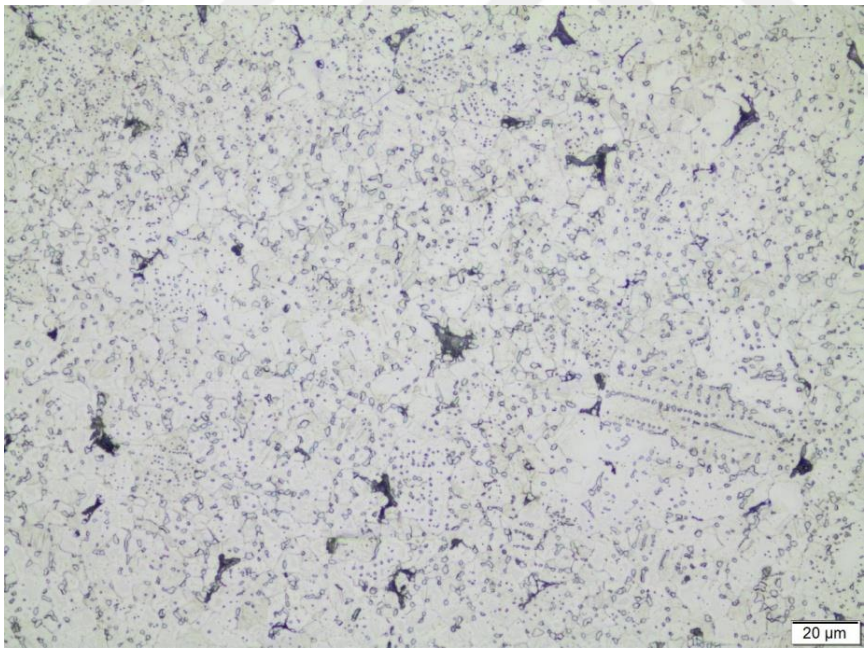
Şekil 7.6. SPS ile üretilen numunelerin parlatılmış konumda optik mikroskop görüntüleri, a) SPS 30 dakika düşük büyütme, b) SPS 30 dakika yüksek büyütme, c) SPS 60 dakika düşük büyütme, d) SPS 60 dakika yüksek büyütme.

Şekil 7.6'te SPS ile üretilen numunelerin parlatılmış konumda optik mikroskop ile çekilen görüntüleri sunulmuştur. Sıcak pres ile üretilen numunelere benzer şekilde artan sinterleme süresi ile yoğunluk daha da artmıştır. Buna rağmen kısa sinterleme süresi ile elde edilen numunenin gözenek yapısına dikkat edildiğinde sıcak prese göre çok farklı olduğu net bir şekilde gözükmektedir. Aslında uygulama alanı çok kritik değilse SPS ile 30 dakikalık bir üretim süresi dahi fazla olarak düşünülebilir. Genellikle zaten SPS ile üretimlerde 30 dakika üretim süresi dahi uzun sayılabilir. Fakat tezimizde basınç destekli yöntemlerin kıyaslanması ve SLM ile bir ilişki kurulması hedef alındığından aynı sıcak pres ile üretilen numunelerde olduğu gibi 30 ve 60 dakikalık üretim süreleri tercih edilmiştir. Şekil 7.7.'de F75 alaşımının dağlanmış konumda mikroyapısı sunulmuştur. Sıcak pres ile üretilen numunenin mikroyapısına benzer bir karakteristik dikkati

çekmektedir. Şekil 7.4'te sıcak pres ile üretilen numunenin mikroyapısına benzer bir görüntü Şekil 7.8'de verilmiştir. Yine eş eksenli fakat daha ince taneli bir yapı içerisinde daha az miktarda ikizler ve yoğun karbürler net bir şekilde görülebilmektedir.



Şekil 7.7. SPS ile üretilen F75 alaşımının dağlanmış konumda mikroyapısı



Şekil 7.8. SPS ile sinterlenen numunenin dağlanmış konumda mikroyapısı

Seçici Lazer Ergitme (SLM) tekniği ise çok farklı yaklaşımlar gerektirmektedir. Tozun karakteristik özellikleri ile yöntemin karakteristik parametrelerini birbirinden ayırmak pek mümkün değildir. Bu nedenle SLM tekniğinde proses optimizasyonu neredeyse her farklı toz için tekrar ortaya konmalıdır. Toz ile lazer etkileşiminin doğasının ortaya

konması oldukça kritiktir. Bu açıdan Co-Cr alaşımının SLM yöntemi ile mikroyapısal karakterizasyonu ve proses ilişkisi SP ve SPS'e göre biraz daha farklı bir kurgu ile ortaya konmuştur.

Co-Cr tozumuzun SLM ile üretimi için daha önce de belirtildiği gibi ERMAKSAN Enavision Metal 3D printer kullanılmıştır. Proses parametreleri için farklı LED (Lineer Energy Density) değerleri ile öncelikle çalışılmıştır. Değişen LED değerleri ile single line çalışmaları 30 mm tabaka kalınlığı için yapılmıştır. Dolayısıyla farklı lazer güç ve tarama hızlarının 30 mm serilen bir Co-Cr tozuna etkisinin incelenmesi kritik bir başlangıç noktasıdır. Buradaki amaç yukarıda yapılan açıklamalarda da belirtildiği gibi metal tozu ile lazer etkileşiminin anlaşılması ve LED değerinin ergime, katılaşma sonrası oluşan metal çizgisinin sürekliliği ve taban malzeme ile etkileşiminin anlaşılmasıdır. Tekli çizgi tarama çalışması tabaka kalınlığına göre yeterli ergime, ıslatabilirlik ve düz bir metal çizgisinin eldesi için gerekli olan LED (J/mm) değerinin anlaşılabilmesi için kullanılmıştır. Tablo 7.1'de Co-Cr alaşımı için 30 mm tabaka kalınlığı için seçilen ön deneme single line lazer parametreleri verilmiştir.

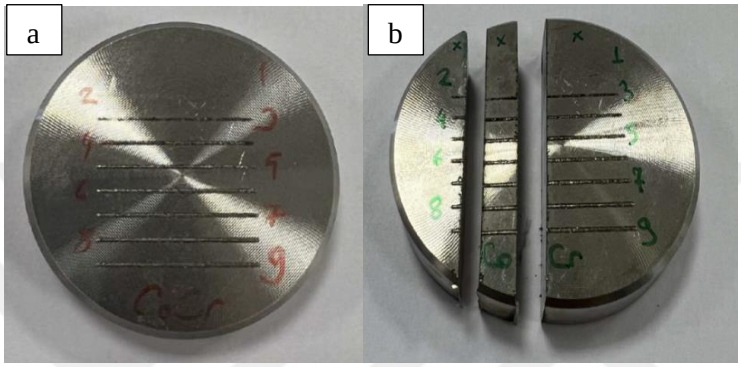
Tablo 7.1.Single Line çalışmasında kullanılan lazer parametreleri

Numune No	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**
Lazer Gücü (W)	350	350	350	350	350	350	350	350	350
Lazer Tarama Hızı (mm/s)	450	400	350	300	250	200	175	150	125
LED Değeri (J/mm)	0,78	0,88	1,00	1,17	1,40	1,75	2,00	2,33	2,80

Bu LED parametreleri ile paslanmaz çelik bir altlık üzerine (40 mm çapında ve 20 mm kalınlığında) Enavision makinesi ile Tablo 7.1'den görüldüğü gibi sabit lazer gücünde (350 W) farklı tarama hızlarında single line çalışmaları yapılmıştır. Şekil 7.9'da yapılan single line çalışmasına ait makro görüntü verilmiştir. Üretilen numuneler üzerine Şekil 7.10'da gösterildiği gibi Tablo 7.1'de yer alan parametrelere göre kodlanmıştır. Kodlama işleminin ardından numuneler incelenmek için Şekil 7.10b'de gösterildiği gibi hassas kesme cihazı ile kesilmiştir. Daha sonra numuneler kalıplanarak her malzeme için farklı metalografik hazırlama süreçleri ile hazırlanmıştır.

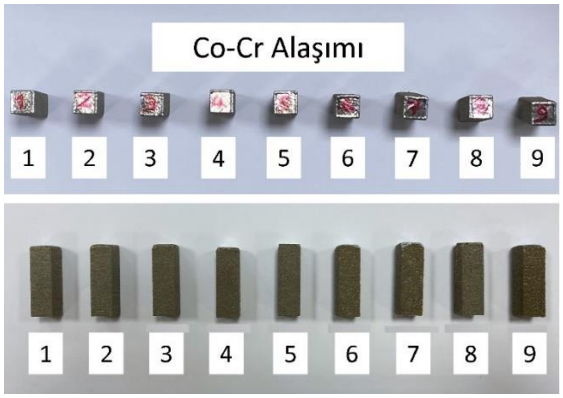


Şekil 7.9. Co-Cr tozlarının SLM ile single line çalışmasına ait makro görüntü



Şekil 7.10. Single line çalışması makro görüntüsü ve Tablo 1 esas alınarak yapılan kodlamalar, b) kodlama sonrası yapılan kesme işlemi

Seçilen LED değerlerine göre 30 µm tabaka kalınlığına sahip 10*10*30 mm boyutlarında 9'ar adet numune üretimi gerçekleştirilmiştir. Üretim sonrası elde edilen numunelerin makro görüntüleri Şekil 7.11'de verilmiştir. Şekil 7.11'de yer alan her bir numunenin yoğunlukları helyum piknometresi ile ölçülmüş ve Tablo 7.2'de verilmiştir. Tablo 7.2'de Co-Cr alaşımı için ölçülen yoğunluk değerleri ile mikroyapı arasında ilişki kurmak amacıyla numunelere metalografik işlem adımları uygulanmış ve numuneler 3 boyutlu olarak optik mikroskop altında incelenmiştir.



Şekil 7.11. Enavision metal yazıcısı ile üretilen farklı LED değerlerine sahip Co-Cr alaşımı

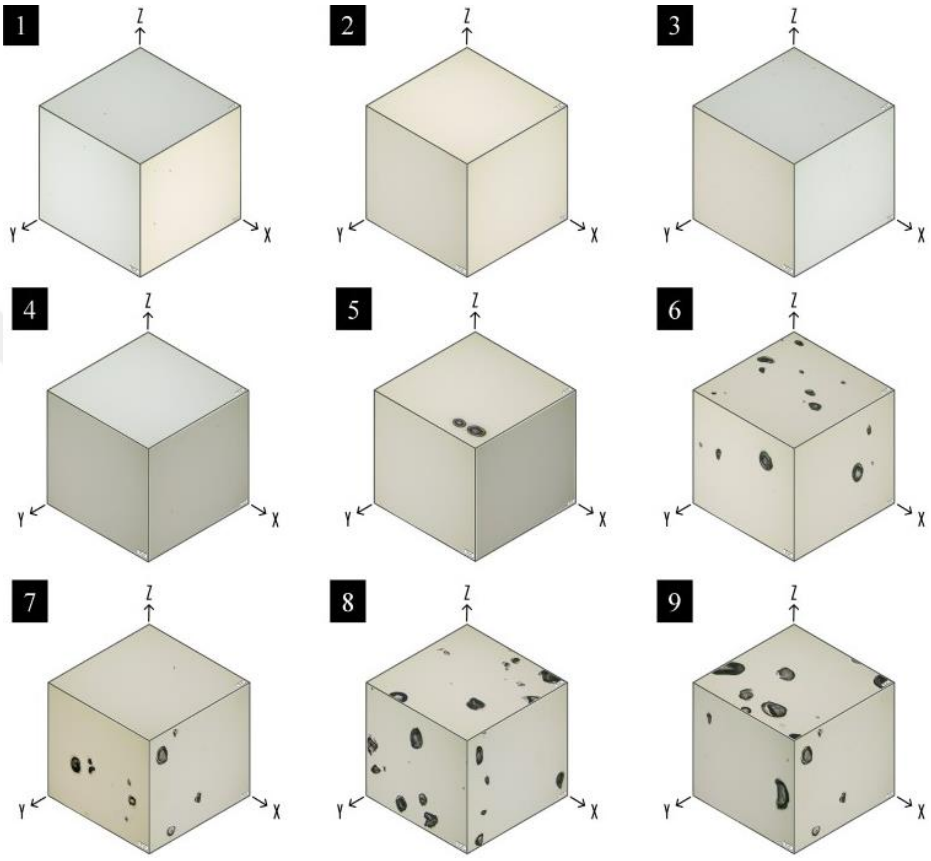
Tablo 7.2. Co-Cr alaşımına ait nihai yoğunluk değerleri

Co-Cr		
Numune Kodu	Nihai Yoğunluk (g/cm^3)	Relatif Yoğunluk (%)
1	8,3094	99,97
2	8,3074	99,95
3	8,3046	99,92
4	8,3112	100
5	8,2868	99,70
6	8,2657	99,45
7	8,2566	99,34
8	8,1653	98,24
9	8,2225	98,93

İlk olarak 10x10x30 mm boyutlarındaki numuneler hassas kesme ile XY, XZ ve YZ düzlemlerinde kesilmiştir. Co-Cr numuneleri için üç farklı düzlemden de parlatılmış konumda görüntüler çekilmiştir. Yapıda yer alan gözeneklilik miktarının üç boyutlu olarak görülebilmesi amacıyla XY, YZ ve XZ düzlemlerine ait parlatılmış konumdaki 3 boyutlu görüntüleri Şekil 7.12'de verilmiştir. Co-Cr için ise 1,17 LED değerinden itibaren üretilen numunelerde makro boyutta ve çok sayıda gözenek oluşumu tespit edilmiştir. Bu durumun sebebi olarak yüksek enerji yoğunluğunun yapıdaki gaz çözünürlüğünü arttırması gösterilebilir. Erimiş havuzda, yüksek sıcaklık nedeniyle, sıvı metaldeki gaz çözünürlüğü artar ve aşırı yüksek soğutma hızından dolayı çözünmüş gaz katılaşmış metalde sıkışıp kalarak karakteristik küresel gözenekleri oluşturmaktadır.

Artan gaz çözünürlüğü nedeniyle katılaşma sırasında mikroyapıda görülen bu gözenekler gaz habbeleri olarak tanımlanmaktadır. Gözeneklerin formları incelendiğinde küresel yapıya sahip olduğu görülmektedir. Bu durum Co-Cr alaşımında 5. numuneden itibaren üretim için yüksek LED değerlerinin seçildiğinin bir göstergesidir. Şekil 7.12'de oluşan

gözenekliliklerin tek düzlem ile sınırlı olmadığı XY, XZ ve XY düzlemlerinin tümünde oluştuğu görülmektedir. Sonuç olarak çalışmada incelenen mikroyapılar ile ölçülen yoğunluk değerlerinin uyumlu olduğu görülmüştür.

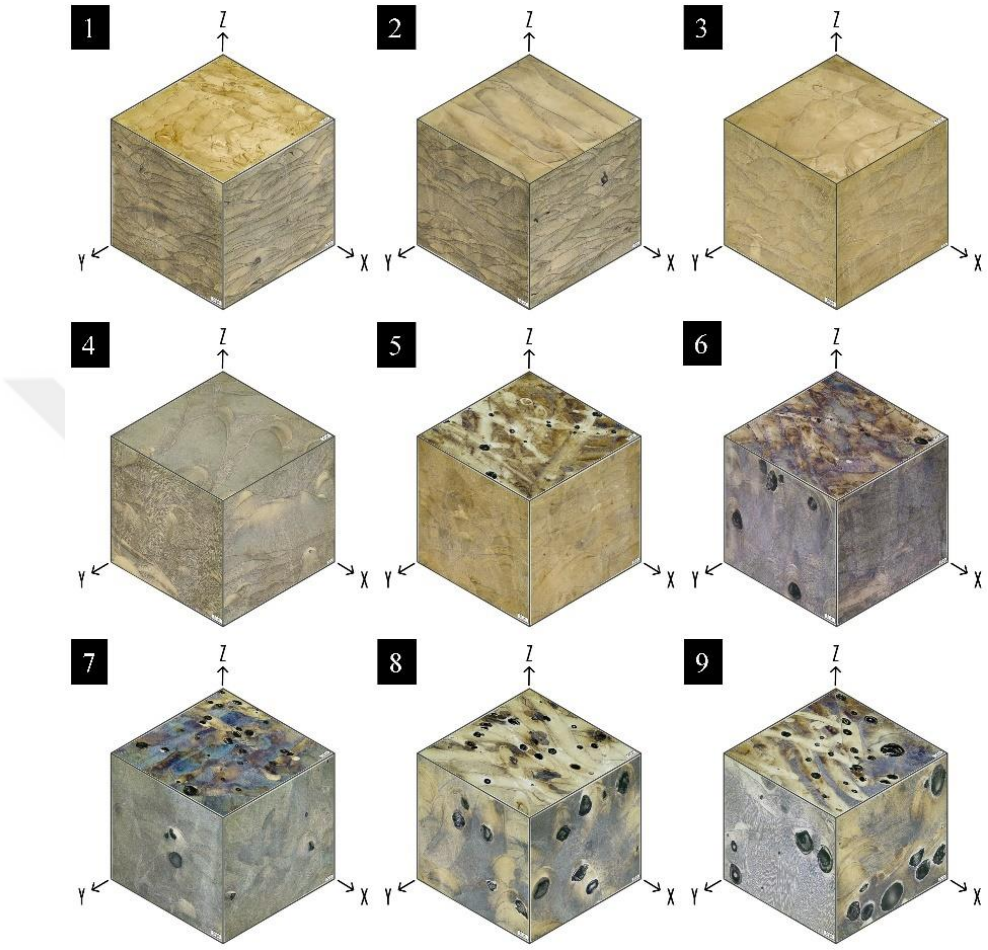


Şekil 7.12. Co-Cr numunelerine ait üç boyutlu parlatılmış mikroyapı görüntüleri

Şekil 7.13'te SLM ile üretilen numunelerin sırasıyla XY, YZ ve XZ düzlemlerine ait dağlanmış konumda 3 boyutlu optik mikroskop görüntüleri verilmiştir. SLM ile üretilen malzemelerde farklı tür hatalar gözlemlenebilir. Özellikle çatlaklar katılaşan katman boyunca ve termal büzülmenin neden olduğu çekme gerilmesi nedeniyle meydana gelen katılaşma çatlağı, kısmen erimiş bölgeyi etkileyen sıvılaşma çatlağı ve delaminasyon olarak tanımlanmaktadır. Co-Cr alaşımlarının oluşumuna dağlanmış konumdaki görüntüleri incelendiğinde hiçbir numunede belirtilen türlerde çatlak rastlanmamıştır.

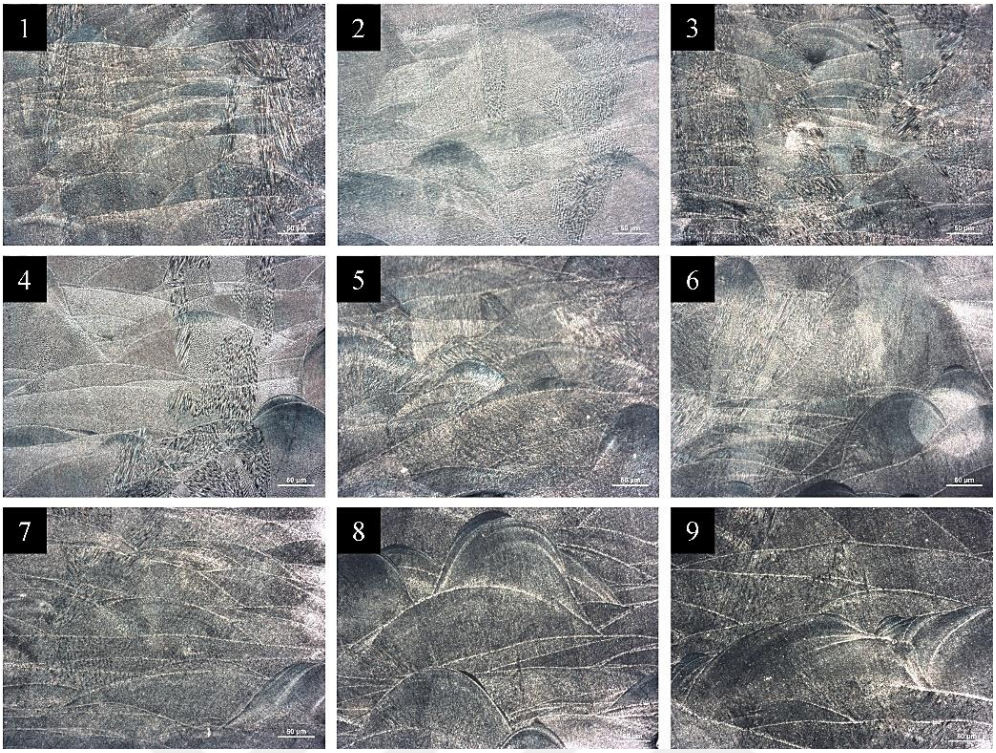
SLM ile üretilen numunelerde karşılaşılan diğer bir sorun ise "Marangoni Konveksiyonu" olarak adlandırılan mikroyapıdaki süreksizliklerdir. Marangoni konveksiyonu yüzey geriliminin yerel olarak değişmesi durumunda erimiş malzeme akışının tersine (ergiyik

havuzun kenarından merkezine doğru) dönmesi sonucu oluşmaktadır. Ters dönen akış sonucunda mikroyapıda süreksizlikler görülmektedir. Co-Cr alaşımlarının dağlanmış görüntüleri incelendiğinde bu tür bir sorun ile karşılaşılmamıştır.



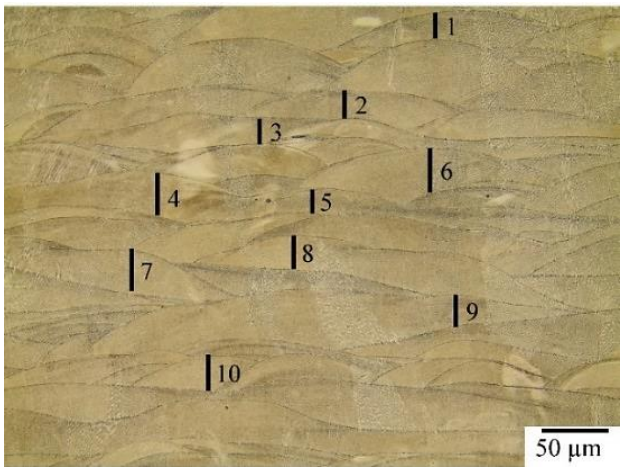
Şekil 7.13. SLM ile üretilen numunelerin XY, YZ ve XZ düzlemlerine ait dağlanmış mikroyapıları

Mikroyapı açısından farklılıkların daha net görülebilmesi amacıyla dağlanmış konumdaki numunelerin karanlık alan görüntüleri çekilmiştir. Co-Cr alaşımına ait karanlık alan görüntüleri Şekil 7.14'te verilmiştir. Karanlık alan görüntülerinde lazer ışını taraması sırasında oluşan eriyik havuz izleri açıkça görülmektedir. Tarama stratejisinden dolayı eriyik havuz izleri kısmen üst üste binmiş gibi görünmektedir. Her iki alaşımda da hücre benzeri dendritik yapılar ile sütunlu dendritik yapılar tespit edilmiştir. Ayrıca karanlık alan görüntülerinde tane içlerinden geçen eriyik havuz sınırları gözlemlenmiştir. Co-Cr ve IN625 numunelerinin XY düzlemlerinde lazer izleri net bir şekilde görülmüştür.



Şekil 7.14. SLM ile üretilen numunelerin karanlık alan görüntüleri

Co-Cr alaşımının SLM ile üretiminde tabaka kalınlığının kontrolü amacıyla ergiyik havuz genişliği birçok noktadan ölçülmüş ve ortalaması alınmıştır. Şekil 7.15'te Co-Cr alaşımlarında ergiyik havuz genişliklerin ölçüldüğü bölgeler belirtilmiştir. Ergiyik havuz genişlik değerleri ise Tablo 7.3'te verilmiştir. Ölçüm sonuçları incelendiğinde ergiyik havuz derinliklerinin 30 µm tabaka kalınlığı ile uyumlu olduğu görülmüştür.



Şekil 7.15. Co-Cr alaşımına ait ergiyik havuz genişlik değerlerinin ölçümü

Tablo 7.3. IN625 ve Co-Cr alaşımına ait ergiyik havuz derinlikleri

No	Co-Cr (µm)
1	27,8
2	30,2
3	29,8
4	37,2
5	25,6
6	36,1
7	35,4
8	33,9
9	31,7
10	33,5
Ort.	**32,3**

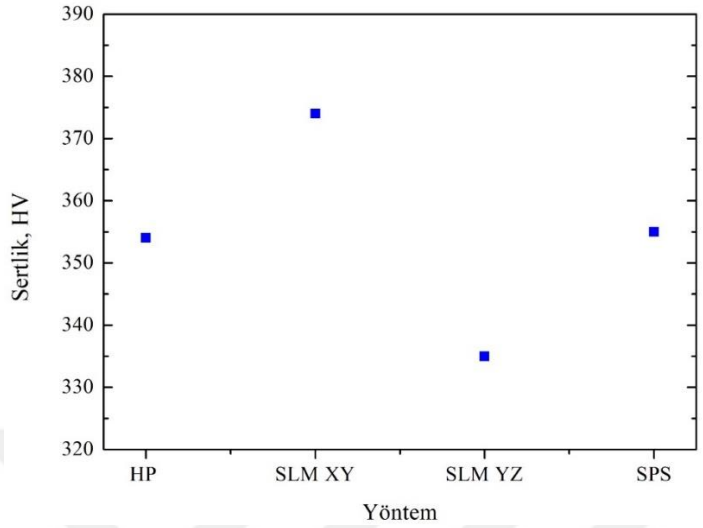
7.3. Mekanik Testler

7.3.1. Sertlik Testi Sonuçları

Sertlik ölçümü sonuçları Şekil 7.16'da verilmiştir. Üretilen numunelerin sertlik sonuçları literatür sonuçları ile eşleşmektedir. Tez çalışması kapsamında üretilen numunelerin en iyi sertlik sonucuna sahip olunan numune seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilen numuneler olduğu görülmektedir. Ana R. ve ark. yaptıkları çalışmada Co-Cr dental alaşımlarını sinterleme yöntemiyle üreterek sertlik ölçümü yapılarak döküm yöntemi ile üretilen Co-Cr alaşımları ile karşılaştırma yapmışlardır. Sinterleme ile üretilen numunelerin sertlik değerlerinin ortalama 440 HV olduğu görülmektedir. Döküm tekniği ile üretilen numunelerin sertlik değerlerinin ortalaması ise 372 HV olarak görülmektedir (Laplevic ve diğ., 2016). Lavinia ve arkadaşları Co-Cr alaşımlarını eklemeli imalat tekniği olan seçici lazer ergitme tekniği ile üreterek farklı LED değerlerinin mikroyapı ve mekanik özelliklerine olan etkilerini incelemişlerdir.

Çalışma kapsamında üretim esnasında lazer gücü sırasıyla 70, 90, 110, 130 ve 150 W olarak belirlenmiştir. Tarama hızları sırasıyla 500, 700, 900, 1100 mm/s olarak

belirlenmiştir. Bununla birlikte LED değerleri 43,21 ile 267,86 J/mm^3 olarak alınmıştır. Elde edilen sertlik sonuçları 380-430 HV0.5 olarak görülmektedir.



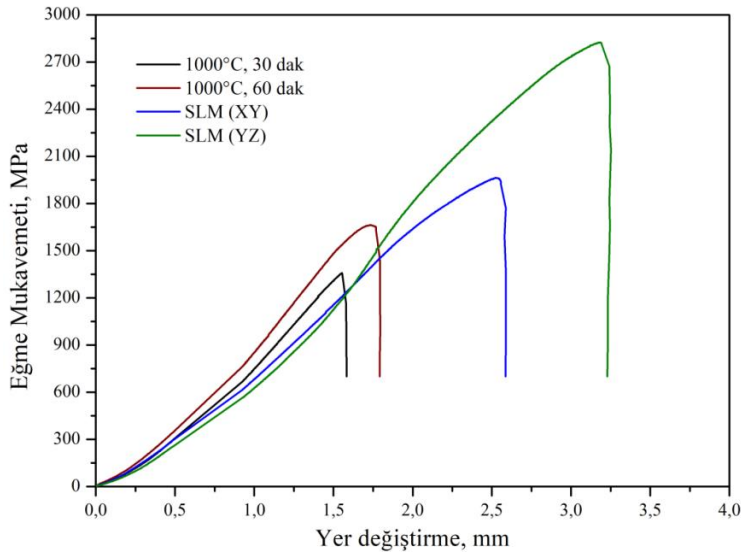
Şekil 7.16. Üretilen numunelerin sertlik ölçüm sonuçları

LED değeri arttıkça sertlik değerleri de artış gösterdiği görülmektedir (Tonelli ve diğ., 2020). Xin ve ark. yaptıkları çalışmada Co-Cr alaşımını seçici lazer ergitme ve döküm yöntemi ile üreterek yüzey özellikleri ve korozyon davranışını incelemişlerdir. Üretim sonrası numunelerin sertlik analizleri yapılmıştır. Döküm ve SLM numuneleri HV05 yük altında 10 saniye süre ile ölçülerek sertlik analizleri gerçekleştirilmiştir. Yapılan ölçümler sonrası SLM numunelerinin sertlik değerleri döküm numunelerinin değerlerinden çok yüksek olduğu saptanmıştır. SLM numunelerinin ortalamaları 458 HV iken, döküm numunelerinin ortalaması ise 384 HV olarak ölçülmüştür. Bu sebeple SLM yöntemi ile yapılan üretimlerin döküm yöntemine göre daha yüksek mukavemete sahip olduğu görülmektedir (Xin ve diğ., 2013). Ana ve arkadaşları dental cihazlarda kullanılmak üzere Co-Cr alaşımını döküm ve doğrudan metal lazer sinterleme teknikleri ile üretimini gerçekleştirmişlerdir. Üretim sonrası sertlik ölçümü yapılmıştır. Sertlik testi HV10 yükü altında 15 saniye süre ile her iki yöntem ile üretilen numuneler için tekrarlanmış ve ortalama sertlik değerleri elde edilmiştir. Yapılan ölçümler sonucu eklemeli imalat tekniği olarak kullanılan doğrudan metal lazer sinterleme yöntemi ile üretilen numunelerin sertlik değerleri döküm yöntemi ile üretilen numunelerin sertlik değerlerinden yüksek olduğu görülmektedir. Döküm ile üretilen numunelerin ortalama sertlik değeri 373 HV iken, doğrudan metal lazer sinterleme ile üretilen numunelerin ortalama sertlik değeri 439 HV olarak ölçülmüştür (Lapcevic ve diğ., 2016).

7.3.2. Üç Nokta Eğme Testi Sonuçları

Eğme testi sonucunda elde edilen eğme mukavemeti (MPa) ve yer değiştirme (mm) grafiği Şekil 7.17'de gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlara bakıldığında sıcak pres numunelerinin eğme mukavemeti 1300–1600 MPa değeri elde edilirken, seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilen numunelerin eğme mukavemeti 1800-2800 MPa değerlerinde olduğu görülmektedir. Sonuçlara bakıldığında en yüksek eğme mukavemeti gösteren numunelerin seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilen numuneler olduğu görülmektedir.

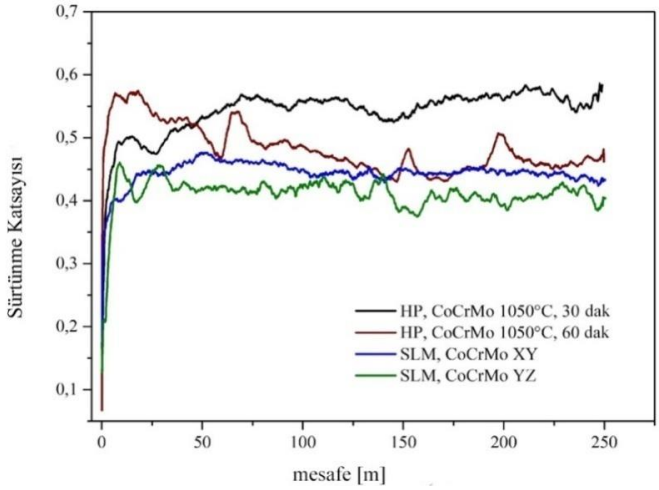
Miaomiao ve ark yaptıkları çalışmada seçici lazer ergitme ve döküm yöntemleri ile üretilmiş Co-Cr dental alaşımlarını karşılaştırmışlardır. Üretilen numuneler sonrası üç noktalı eğme testi uygulanarak numunelerin eğme mukavemetleri karşılaştırılmıştır. Seçici lazer ergitme ile üretilen numunelerin ortalama nihai eğme dayanımı 1837 MPa iken, döküm ile üretilen numunelerin ortalama eğme dayanımı 1200 MPa olarak görülmektedir. Literatür de yapılan çalışmalarda da görülmektedir ki seçici lazer ergitme ile üretilen numuneler döküm yolu ile üretilen numunelerden mekanik özellik açısından daha iyi özelliklere sahiptir (Miaomiao ve diğ, 2022). Tez çalışması kapsamında da yapılan eğme mukavemeti sonuçları literatürdeki çalışmalar ile eşleşmektedir. Lin ve ark. yaptıkları çalışmada Co-Cr dental alaşımını seçici lazer ergitme yöntemi ile üreterek mekanik özelliklerini dökümle karşılaştırmışlardır. (Wu ve diğ., 2014)



Şekil 7.17. Eğme testi sonucunda eğme mukavemeti yer değiştirme grafiği

7.3.3. Kuru Ortam Aşınma Testi

Co-Cr alaşımlarının tribolojik özelliklerini incelemek için çalışma kapsamında numunelere kuru ortamda oda sıcaklığında aşınma testi uygulanmıştır. Çalışma kapsamında yapılan kuru ortam aşınma testi sürtünme katsayısı mesafe grafiği Şekil 7.18'da verilmiştir. C.A Cuao ve ark. döküm yolu ile Co-Cr alaşımlarını üreterek yüzeyi borlama işlemine tabi tutarak işlem sonrası tribolojik özelliklerine olan etkisini incelemişlerdir. Numunelerin üretimi sonrası işlenmemiş bir numune ile 1223 K sıcaklıkta 6 saat, 1248 K sıcaklıkta 8 saat, 1273 K sıcaklıkta 10 saat borlama işlemine tabii tutulduktan sonra yüzey tribolojik özellikleri incelenmiştir. Numuneler ısıl işlem sonrası hava atmosferinde soğumaya bırakılmışlardır. Aşınma testleri esnasında 11 mm çapında alümina bilya kullanılmıştır. Test parametreleri olarak 40 N yük altında, 210 rpm hızında, 3,5 mm iz çapında ve 554 m kayma mesafesi olarak uygulanmıştır. Çalışma kapsamında her test üç kere tekrarlanmıştır. Aşınma testlerinin sonuncunda en düşük sürtünme katsayısı işlem görmemiş Co-Cr alaşımı olarak görülmektedir. En yüksek aşınma direnci gösteren numune 1223 K sıcaklıkta 6 saatte hazırlanan numune olarak görülmektedir. Test sonrası en fazla ağırlık kaybı işlenmemiş numunede görülmüştür (Cuao-Moreu ve diğ., 2019).

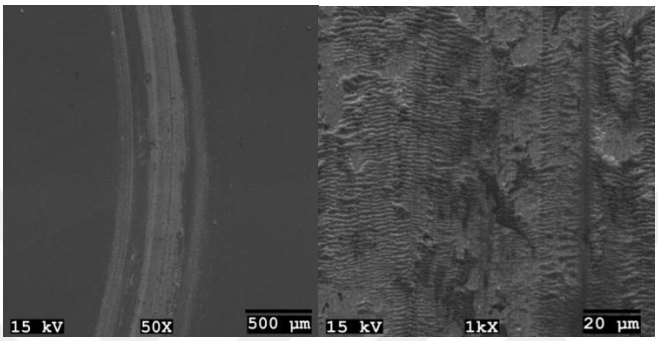


Şekil 7.18. Kuru ortam aşınma testi sürtünme katsayısı grafiği

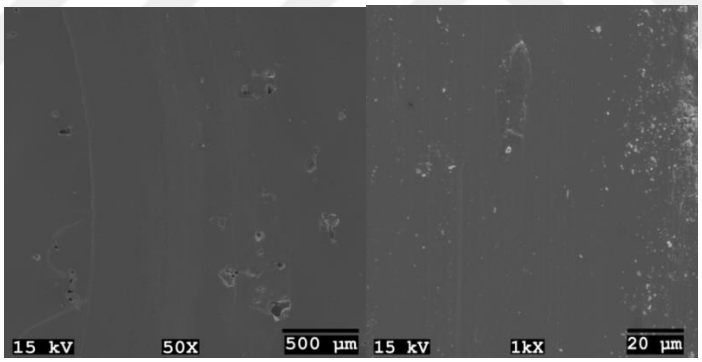
Zhao ve ark. yaptıkları çalışmada kıvılcım plazma sinterleme yöntemi ve bilyalı frezeleme yöntemi ile ürettikleri Co-Cr alaşımlarının hem oda sıcaklığı 600°C sıcaklıktaki aşınma testlerini uygulayarak mikroyapısal ve tribolojik olarak incelemişlerdir. Aşınma testi 5 N yük altında, 0,1 m/s hızında, 1000 m mesafede

martenzitik çelik bilye kullanarak oda sıcaklığında yapılmıştır. Yüksek sıcaklık aşınmasında bilya olarak alümina kullanılmıştır. Aşınma sonrası oda sıcaklığında uygulanan aşınmanın yüksek sıcaklıkta yapılan aşınma testine göre daha yüksek sürtünme katsayısına sahip olduğu görülmüştür.

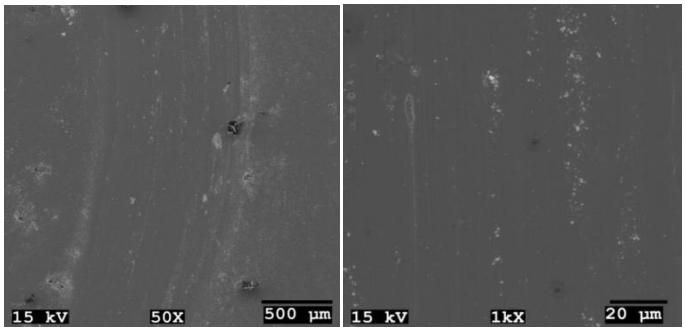
Üretilen numunelerin aşınma testi sonrasında aşınma izinin taramalı elektron mikroskobu ile çekilen görüntüleri Şekil 7.19, Şekil 7.20 ve Şekil 7.21'de gösterilmiştir.



Şekil 7.19. Sıcak pres ile üretilen üretim sonrası aşınma testi uygulanan numunelerin taramalı elektron mikroskop görüntüleri



Şekil 7.20. Seçici lazer ergitme XY düzlemi aşınma testi sonrası taramalı elektron mikroskop görüntüleri

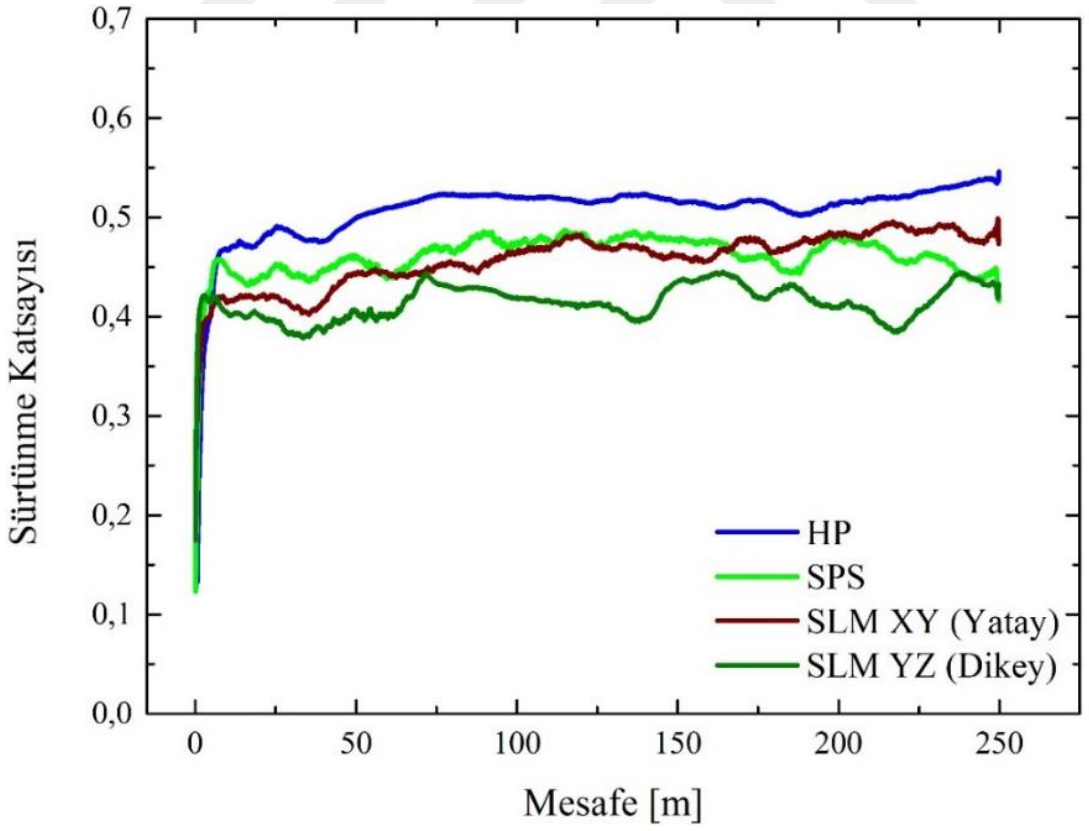


Şekil 7.21. Seçici lazer ergitme YZ düzlemi aşınma testi sonrası taramalı elektron mikroskop görüntüleri

7.3.4. Sıvı Ortam Aşınma Testi

Sıvı ortamda aşınma testleri fizyolojik serum (%0,9 NaCl) ile gerçekleştirilmiştir. Numunelerin test öncesi ve sonrası ağırlıkları kaydedilerek aşınma testi sonrası ağırlık kayıpları saptanmıştır. Sonrasında numunelerin aşınma oranları belirlenmiştir. Test esnasında zamanın sürtünme katsayısına bağlı grafiği Şekil 7.22'de verilmiştir.

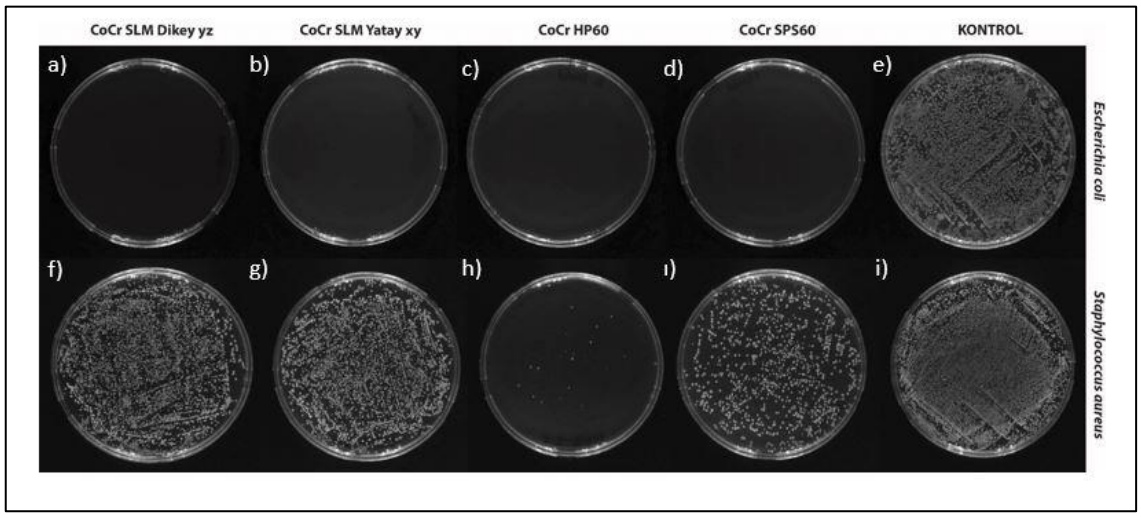
Co-Cr alaşımları iyi derecede mekanik özellikler, korozyon direnci ve aşınma direnci göstermektedirler. Co-Cr alaşımlarında korozyon direnci östenitik paslanmaz çeliklerden, aşınma direnci titanyum ve alaşımlarından daha yüksektir. Bu alaşımlar aşınma direncinin yüksek olması gereken yerlerde tercih edilmektedir (Maruyama ve diğ.). Maruyama ve arkadaşları Co-Cr dental alaşımlarının simüle edilmiş vücut sıvısı içerisinde sürtünme ve aşınma özelliklerinin incelemişlerdir. Pin on disk aşınma yöntemini kullanarak vücut sıvısı içerisinde aşınma testleri uygulanmıştır. 1.0, 3.5 ve 5.0 MPa altında aşınma testleri gerçekleştirilmiştir. Aşınmaya bağlı olarak ağırlık kaybı sürtünme çevriminin artmasıyla birlikte orantılı olarak yükseldiği gözlemlenmiştir.



Şekil 7.22. Sıvı aşınma testi sonucunda elde edilen sürtünme katsayısı mesafe grafiği

7.4. Antibakteriyel Testler

Co-Cr alaşımlarının yüksek biyouyumluluk ve düşük toksisite özellikleri biyomedikal uygulamalardaki kullanımını giderek artırmaktadır. Özellikle Ti ve Fe alaşımlarına göre oldukça yüksek antibakteriyel özelik göstermeleri Co-Cr alaşımlarının biyomedikal uygulamalarda önemini artıran diğer etkenlerdir (Wu ve diğ., 2014). Bu kapsamda HP, SPS ve SLM gibi farklı üretim teknikleri ile üretilen Co-Cr alaşımlarının Şekil 7.23'te gösterildiği gibi 1/250 oranında seyreltilmiş Nutrient Broth solüsyonunda E.coli ve S.aureus bakteri kültürleri ile antibakteriyel testleri gerçekleştirilmiştir.



Şekil 7.23. Co-Cr numuneleri ile 24 saat temas ettirilen E.coli (a-e) ve S.aureus (f-i) bakterilerinin koloni görüntüleri.

Antibakteriyel sonuçlar değerlendirildiğinde siyah bölgeler E.coli ve S.aureus besin bölgesini diğer yandan beyaz bölgeler ise kolonileri göstermektedir. Co-Cr alaşımlarının farklı üretim yöntemlerine bağlı olarak E.coli ve S.aureus üzerinde değişken antibakteriyel özellik meydana gelmiştir. E.coli ve S.aureus bakterilerinin kontrol numunesinde 24 saat inkübasyon sonrası yüksek oranda bir bakteri oluşumu tespit edilmiştir. Diğer yandan ortam şartlarının değişimi sonrası meydana gelen bakteri üretimindeki azalma antibakteriyel etkinin oluştuğunu ifade etmektedir. Bütün üretim prosesleri incelendiğinde Co-Cr alaşımlarının (Co-Cr SLM, Co-Cr HP60, Co-Cr SPS60) E.coli bakteri kültürüne karşı baskın bir antimikrobiyal etki oluşturduğu Tablo7.4'te sayısal (log_{10}CFU/ml)) olarak gösterilmektedir.

Tablo 7.4. Co-Cr numuneleri ile 24 saat temas ettirilen E.coli ve S.aureus koloni sayıları (log10CFU/ml).

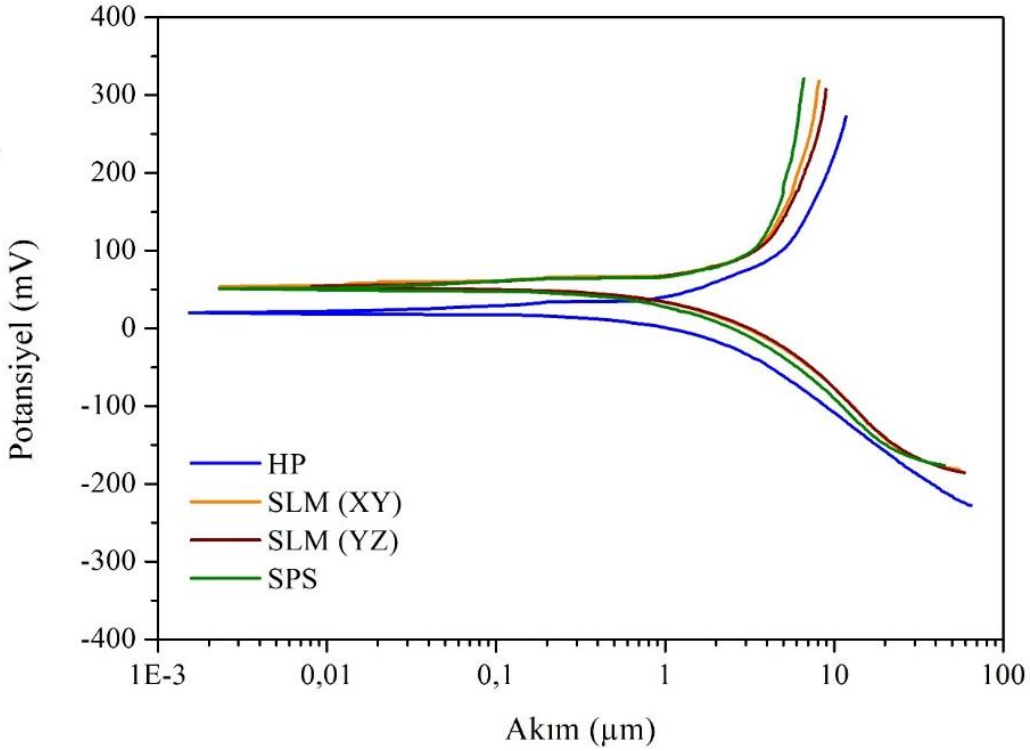
Bakteri	Numune	0. saat	24. saat
E.coli	Kontrol	6,47	9,37
	Co-Cr SPS60	6,47	0,00
	Co-Cr HP60	6,47	0,00
	Co-Cr SLM Yatay xy	6,47	0,00
	Co-Cr SLM Dikey yz	6,47	0,00
S.aureus	Kontrol	6,61	9,05
	Co-Cr SPS60	6,61	6,20
	Co-Cr HP60	6,61	4,37
	Co-Cr SLM Yatay xy	6,61	6,95
	Co-Cr SLM Dikey yz	6,61	7,10

Co-Cr alaşımlarının yüzeylerinde biyofilm tabakasının oluşumu ve tabaka üzerinde bakterilerin yüzeye yapışarak çoğalması nedeniyle oluşan koloniler S.aureus gibi güçlü bakteri kültürüne karşı oldukça savunmasız kalmıştır (Wu ve diğ., 2022). SPS60 ve SLM (XY) Co-Cr alaşımları karşılaştırıldığında E.coli üzerinde mükemmel bir antimikrobiyal etki oluşturdukları görülmektedir. Ancak S.aureus bakteri üzerinde aynı antibakteriyel etki oluşmamıştır. SPS ve SLM gibi bir diğer üretim yöntemi olan sıcak pres (HP) üretilen Co-Cr HP60 alaşımı ise yüzeyinde biyofilm tabakasının oluşmaması veya az miktarda oluşması hem E.coli ve hem de S.aureus gibi bakterilere karşı öldürücü ve dirençli bir mikrobiyal özellik kazanmıştır. Biyomedikal uygulamalarda yaygın kullanılan Co-Cr alaşımların mükemmel antibakteriyel özelliklerinin yanı sıra SPS ve SLM gibi oldukça pahalı ve kolay ulaşılabilir olmayan yöntemlere göre HP ile üretilmesi ekonomi açısından büyük bir avantaj sağlamaktadır.

7.5. Elektrokimyasal Deneyler

Farklı üretim yöntemleri ile elde edilen Co-Cr alaşımlarının korozyon davranışlarının incelenmesi için simüle edilmiş vücut sıvısı (SBF) içerisinde elektrokimyasal test gerçekleştirilmiştir. Elektrokimyasal test sonucunda anodik ve katodik polarizasyon

eğrileri elde edilmiştir. Şekil 7.24'te görüldüğü gibi Tafel esktrapolasyon yöntemi ile alaşımların $İ_{kor\ (\mu M)}$, $E_{kor(mV)}$ ve polarizasyon direnci Rp (ohm) değerleri belirlenmiştir. $İ_{kor}$değeri Tafel ekstrapolasyonunda lineer kısmın eğimine göre belirlenmektedir. Diğer yandan polarizasyon direnci (Rp) sonuçları ise Akım-Potansiyel eğrisinde alınan eğime göre hesaplanmaktadır. Bu noktada Rp malzemenin çözünmeye karşı bir direncini ifade ettiğinden İkor ile ters orantılıdır. Başka bir ifadeyle Rp değerinin yüksek olması malzemelerin korozyon direncinin yüksek olduğunu göstermektedir.



Şekil 7.24. Üretilen numunelerin Tafel eğrileri

8. SONUÇLAR

Dental uygulamalar paslanmaz çelik, titanyum alaşımları ve Co-Cr esaslı malzemeler yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Mekanik özellikler ve maliyet özelliklerinden dolayı Co-Cr alaşımları diğer malzemelere göre daha yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Günümüzde sürekli yeni malzeme üretim teknikleri geliştirilmektedir. Bazen başarılı sonuçlar alınmakta bazen de eski teknolojilere muhtaç kalınmaktadır. Co-Cr alaşımları da hem geleneksel hem de toz metalurjik proseslerle başarılı bir şekilde üretilebilmektedir. Bu tez kapsamında toz metalurjisinin ileri üretim teknolojileri olarak sunduğu sıcak presleme, kıvılcım plazma sinterleme ve eklemeli imalat teknikleri ile üretimi incelenmiştir. Sıcak pres ile üretimler Kocaeli Üniversitesi'nde, kıvılcım plazma sinterleme ile üretimler Osaka Üniversitesi'nde ve eklemeli imalat SLM ile üretimler ERMAKSAN A.Ş'de gerçekleştirilmiştir. Numuneler için farklı parametrelerde beklendiği gibi farklı yoğunluk değerleri elde edilmiştir. Artan sinterleme süresi ile yoğunluk HP ve SPS yönteminde artmıştır. Isıtma mekanizması dolayısıyla SPS yöntemi ile elde edilen numunelerin yoğunlukları sıcak pres ile elde edilen numunelere göre daha yüksek çıkmıştır. SLM ile üretilen numuneler ise partiküllerin ergimesi nedeniyle her iki basınç destekli yönteme göre daha yüksek sonuçlar ortaya koymuştur. Yoğunluktaki farklılıklar mekanik özelliklere de yansımıştır. Her üç yöntemle de üretilen malzemeler antibakteriyel olarak benzer sonuçlar sergilemiştir.

KAYNAKLAR

Ahmad, Z., Tao, S., Husssain, M. (2021). Tailoring Magnetic Properties in 60Fe-27Cr-10Co-2Mo-1Ti Magnetic Alloy by Ni And Hf Additive. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials, 538*, 168266.

Akpınar, İ. Ş. (2011). Atomizasyon Yöntemiyle Toz Metal Üretimi Ve Tozların Karakterizasyonu. Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 283554.

Alarcón-Suesca, C., Ludwig, J., Hlukhyy, V., Stinner, C., Nilges, T. (2016). In Situ Studies and Magnetic Properties of the Cmcm Polymorph Of Licopo4 with A Hierarchical Dumbbell-Like Morphology Synthesized by Easy Single-Step Polyol Synthesis. *Inorganics, 4*(4), 35.

Alvarez Echazu, M. I., Perna, O., Olivetti, C. E., Antezana, P. E., Municoy, S., Tuttolomondo, M. V., Desimone, M. F. (2022). Recent Advances in Synthetic and Natural Biomaterials-Based Therapy for Bone Defects. *Macromolecular Bioscience, 22*(4).

Amanov, A. (2021). Effect of Post-Additive Manufacturing Surface Modification Temperature on the Tribological and Tribocorrosion Properties Of Co-Cr-Mo Alloy for Biomedical Applications. *Surface and Coatings Technology,* 421, 127378.

Apell, J., Wonneberger, R., Seyring, M., Stöcker, H., Rettenmayr, M., Undisz, A. (2021). Early Oxidation Stages of A Co-Cr-Fe-Mn-Ni-Si Complex Concentrated Alloy with Cr, Mn, And Si Contents Matching Those of 316L Stainless Steel. *Corrosion Science,* 190.

Banoriya, D., Purohit, R., Dwivedi, R. K. (2017). Advanced Application of Polymer Based Biomaterials. *Materials Today: Proceedings, 4*(2), 3534-3541.

Basci, U., Yamanoglu, R. (2019). 4140 Çeliği Tozunun Sıcak Pres ile Sinterlenmesi ve Yüzey Sertliğinin Geliştirilmesi. *Uluslararası Marmara Fen ve Sosyal Bilimler Kongresi*, Kocaeli, Türkiye, 26- 28 Nisan 2019.

Betteridge, W. (1980). The Properties of Metallic Cobalt. *Progress in Materials Science, 24*, 51-142.

Bhadeshia, H., Honeycombe, R. (2017). *Steels: Microstructure and Properties (5th ed.)*.Kingdom: Elsevier.

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), 389-405.

Billotte, W. C. (2007). *Ceramic biomaterials* (1st ed.). Florida: Crc Press.

Black, J., Hastings, G.. (2013). *Handbook Of Biomaterial Properties* (1 st ed.). British: Springer Science & Business Media.

Boldin, M. S., Popov, A. A., Lantsev, E. A., Nokhrin, A. V., Chuvil'deev, V. N. (2022). Investigation of the Densification Behavior of Alumina During Spark Plasma Sintering. *Materials, 15*(6), 2167.

Bolzoni, L., Alqattan, M., Peters, L., Alshammari, Y., Yang, F. (2020). Ternary Ti alloys functionalised with antibacterial activity. *ScientificReports*, *10*(1), 1-13.

Chandramohan, D., Marimuthu, K. (2011). A Review on Natural Fibers. *International Journal of Research and Reviews in Applied Sciences, 8*(2), 194-206.

Chen, G., Zhao, S. Y., Tan, P., Wang, J., Xiang, C. S., Tang, H. P. (2018). A Comparative Study of Ti-6Al-4V Powders for Additive Manufacturing by Gas Atomization, Plasma Rotating Electrode Process and Plasma Atomization. *Powder Technology*, 333, 38-46.

Chen, X., Sun, J., Guo, B., Wang, Y., Yu, S., Wang, W., Bai, J. (2022). Effect of theparticle size on theperformance of BaTiO3 piezo electric ceramics produced by Additive manufacturing. *Ceramics International*, *48*(1), 1285-1292.

Chen, X., Sun, J., Guo, B., Wang, Y., Yu, S., Wang, W., Bai, J. (2022). Effect of the Particle Size on the Performance of Batio3 Piezoelectric Ceramics Produced by Additive Manufacturing. *Ceramics International, 48*(1), 1285-1292.

Cuao-Moreu, C. A., Hernández-Sanchéz, E., Alvarez-Vera, M., Garcia-Sanchez, E. O., Perez-Unzueta, A., Hernandez-Rodriguez, M. A. L. (2019). Tribological behavior of borided surface on CoCrMocastalloy. *Wear, 426*, 204-211.

Dhami, H. S., Panda, P. R., Viswanathan, K. (2022). Production of Powders for Metal Additive Manufacturing Applications Using Surface Grinding. *Manufacturing Letters*, 32, 54-58.

Dunkley, J. J. (2019). Metal Powder Atomisation Methods for Modern Manufacturing. Johnson Matthey *Technolog yReview, 63*(3), 226-232.

Dunlop, J. W., Fratzl, P. (2010). Biological Composites. *Annual Review of Materials Research, 40,* 1-24.

Dwivedi, D. K., (2010). ''Adhesive wear behaviour of cast aluminium–silicon alloys: Overview '', *Materials & Design*, 31 (5): 2517-2531.

Eisen, W. B., Ferguson, B. L., German, R. M., Iacocca, R., Lee, P. W., Madan, D. Trudel, Y. (1998). *Powder Metal Technologies and Applications* (1 st ed). US: ASM Handbook.

Elahinia, M. H., Hashemi, M., Tabesh, M., Bhaduri, S. B. (2012). Manufacturing and Processing of Niti Implants: A Review. *Progress in Materials Science, 57*(5), 911-946.

Endang, S., Rauf, N. (2019). Analysis Calcium Concentration of Crab Shells on Variation of Temperature and Bioceramic Material. *In Journal of Physics: Conference Series* UK, Haziran 2019.

Froes, F. H. (2015). Mechanical Properties and Testing of Titanium Alloys. Titanium: Physical Metallurgy Processing and Applications. *Materials Park: ASM International*, 113-140.

Galetz, M. C., Seiferth, S. H., Theile, B., Glatzel, U. (2010). Potential for adhesive wear in friction couples of UHMWPE running against oxidized zirconium, titanium nitride coatings, and cobalt-chromium alloys. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 93(2), 468-475.

Gerdemann, S. J. (2001). TITANIUM: Process Technologies. *Advanced Materials & Processes,159*(7), 41-41.

German, R. M. (1984). Powder Metallurgy Science. *Metal Powder Industries Federation*, 105, 279.

Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., Khorasani, M., Gibson, I., Rosen, D., Khorasani, M. (2021). Materials for Additive Manufacturing. *Additive Manufacturing Technologies*, 379-428.

Gökhan, Ö. Z. E. R. (2020). Eklemeli Üretim Teknolojileri Üzerine Bir Derleme. *Niğde Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, 9*(1), 606-621.

Guillon, O., Gonzalez-Julian, J., Dargatz, B., Kessel, T., Schierning, G., Räthel, J., Herrmann, M. (2014). Field-assisted sintering technology/spark plasma sintering: mechanisms, materials, and technology developments. *Advanced Engineering Materials*, 16(7), 830-849.

Güven, Ş. (2014). Biyouyumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi. *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 2(*3), 303-311.

Han, T., Kundu, S., Nag, A., Xu, Y. (2019). 3D Printed Sensors for Biomedical Applications: A Review. *Sensors, 19*(7), 1706.

He, F., Y. Fang, and S. Jin., (2014). ‘‘The study of corrosion–wear mechanism of Ni–W–P alloy’’, *Wear*, 311 (1-2): 14-20.

Hermawan, H., Ramdan, D., Djuansjah, J. R. (2011). Metals for Biomedical Applications (9 th ed). Rijeka: In Tech Design Team.

HILL, R. G. (2005). Biomedical Polymers. *In Biomaterials, Artificial Organs And Tissue Engineering*, 97-106

Höland, W., Schweiger, M., Rheinberger, V. M., Kappert, H. (2009). Bioceramics and Their Application for Dental Restoration. *Advances In Applied Ceramics, 108*(6), 373-380.

Igarashi, Y., Okada, S. (1998). Observation and Analysis of the Nucleus of Spheroidal Graphite in Magnesium-Treated Ductile Iron. *International Journal of Cast Metals Research, 11*(2), 83-88.

Janaki Ram, G. D., Esplin, C. K., Stucker, B. E. (2008). Microstructure and Wear Properties of LENS® Deposited Medical Grade CoCrMo. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 19*(5), 2105-2111.

Jia, H., Sun, H., Wang, H., Wu, Y., Wang, H. (2021). Scanning Strategy in Selective Laser Melting (SLM): A Review. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 113(*9), 2413-2435.

Jiang, X., Stockwell, B. R., Conrad, M. (2021). Ferroptosis: Mechanisms, Biology and Role in Disease. *Nature Reviews Molecular Cell Biology, 22*(4), 266-282.

Kabasci, S. (2020). Biobased Plastics. *In Plastic Waste And Recycling*, 67-96.

Kara, I. H. and Incesu, A. (2021).‘‘Microstructural, Mechanical, and Tribological Properties of Mg-3Al-1Sn-1Nd-Mn Alloy’’, *Journal of Materials Engineering and Performance*, 30 (3): 1674-1682.

Karagöz, Ş., Yamanoğlu, R., Atapek, Ş. H. (2009). Metalik Toz Işleme Teknolojisi ve Prosesleme Kademeleri Açısından Parametrik Ilişkiler. *Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi Dergisi, 22*(3), 77-87.

Kaye, A., Street, A. (2016). *Die Casting Metallurgy* (1 st ed).London: Elsevier.

Kostornov, A. G., Fushchich, O. I. (2007). Sintered Antifriction Materials. *Powder Metallurgy and Metal Ceramics, 46*(9), 503-512.

Kryachek, V. M., Levina, D. A., Chernyshev, L. I. (2007). Developmental Trends in European Powder Metallurgy. *Powder Metallurgy and Metal Ceramics*, 46, 608-612.

Küçükarslan, S. (2006). Gaz Atomize Kalay Tozu Üretim Parametrelerinin Deneysel Olarak Araştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü. Ankara, 184618.

Kumar, K., Kalita, H., Zindani, D., Davim, J. P., Kumar, K., Kalita, H., Davim, J. P. (2019). Casting. *Materials and Manufacturing Processes*, 37-52.

Kumar, S., Grant, P. S., O'reilly, K. A. Q. (2016). Evolution of Fe Bearing Intermetallics During DC Casting and Homogenization of an Al-Mg-Si Al Alloy. *Metallurgical and Materials Transactions A, 47*(6), 3000-3014.

Lapcevic, A. R., Jevremovic, D. P., Puskar, T. M., Williams, R. J., &Eggbeer, D. (2016). Comparative analysis of structure and hardness of castand direct metal laser sintering produced Co-Cr alloys used for dental devices. *Rapid Prototyping Journal, 22*(1), 144-151.

Li, H., Zhuang, X., Lu, S., Antonov, S., Li, L., Feng, Q. (2022). Hot Deformation Behavior and Flow Stress Modeling of A Novel Coni-Based Wrought Superalloy. *Journal of Alloys and Compounds,* 894, 162489.

LI, Xiu-lan, Y. A. N. G. Lei, and Xi-peng HE., (2013). ''Effect of surface diffusion alloying on erosion wear property of ZM5 magnesium alloy'', *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 23 (2): 323-328.

Li, Y., Zhang, H., Roy, U., Lee, Y. T. (2017). A Data-Driven Approach for Improving Sustainability Assessment in Advanced Manufacturing. In 2017 IEEE International Conference, Boston USA, 11-14 December 2017.

Loh, Z. H., Samanta, A. K., Heng, P. W. S. (2015). Overview of Milling Techniques for Improving the Solubility of Poorly Water-Soluble Drugs. *Asian Journal of Pharmaceutical Sciences, 10*(4), 255-274.

Mackey, T. S. (1994). Upgrading Ilmenite Into A High-Grade Synthetic Rutile. *Jom, 46*(4), 59-64.

Manam, N. S., Harun, W. S. W., Shri, D. N. A., Ghani, S. A. C., Kurniawan, T., Ismail, M. H., Ibrahim, M. H. I. (2017). Study of Corrosion in Biocompatible Metals for Implants: A Review. *Journal of Alloys and Compounds, 701*, 698-715.

Mantri, S. A., Banerjee, R. (2018). Microstructure and Micro-Texture Evolution of Additively Manufactured B-Ti Alloys. *Additive Manufacturing, 23*, 86-98.

Mantripragada, V. P., Lecka-Czernik, B., Ebraheim, N. A., Jayasuriya, A. C. (2013). An Overview of Recent Advances in Designing Orthopedic and Craniofacial Implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part A, 101*(11), 3349-3364.

Marek, I., Novák, P., Mlynár, J., Vojtěch, D., Kubatík, T., Málek, J. (2015). Powder metallurgy preparation of Co-based alloys for biomedical applications. *Acta Physica Polonica A, 128*(4), 597-601.

Marin, E., Boschetto, F., Pezzotti, G. (2020). Biomaterials and Biocompatibility: An Historical Overview. *Journal of Biomedical Materials Research Part A, 108*(8), 1617-1633.

Marshall, P. (1984). Austenitic Stainless Steels: Microstructure And Mechanical Properties (1 th ed). New York: The Universities Press.

Maruyama, N., Kawasaki, H., Yamamoto, A., Hiromoto, S., Imai, H., Hanawa, T. (2005). Friction-wear properties of nickel-free Co–Cr–Mo alloy in a simulated body fluid. *Materials transactions*, 46(7), 1588-1592.

Mitchell, J., Crow, N. and Nieto, A., (2020). ‘‘Effect of surface roughness on pitting corrosion of AZ31 Mg alloy’’, *Metals,* 10 (5): 651.

Mostafaei, A., Elliott, A. M., Barnes, J. E., Li, F., Tan, W., Cramer, C. L., Chmielus, M. (2021). Binder Jet 3D Printing—Process Parameters, Materials, Properties, Modeling, and Challenges. *Progress in Materials Science,* 119.

Murr, L. E. (2015). Metallurgy of Additive Manufacturing: Examples from Electron Beam Melting. *Additive Manufacturing,* 5, 40-53.

Nair, L. S., Laurencin, C. T. (2006). Polymers As Biomaterials sor Tissue Engineering and Controlled Drug Delivery. *Tissue Engineering I,* 47-90.

Narushima, T., Mineta, S., Kurihara, Y., Ueda, K. (2013). Precipitates in Biomedical Co-Cr Alloys. *Jom, 65*(4), 489-504.

Noon, A.A. and M.-H. Kim., (2016). ‘‘Erosion wear on centrifugal pump casing due to slurry flow’’, *Wea*r, 364: 103-111.

Okazaki, Y., Gotoh, E. (2008). Metal Release from Stainless Steel, Co–Cr–Mo–Ni–Fe and Ni–Ti Alloys in Vascular Implants. *Corrosion Science, 50*(12), 3429-3438.

Ong, J. L., Appleford, M. R., Mani, G. (2014). *Introduction to Biomaterials: Basic Theory with Engineering Applications (1st ed).* Cambridge: University Press.

Özer, S. Ç. (2015). Bor Karbür-tungsten Esaslı Kompozitlerin Spark Plazma Sinterleme (sps) Yöntemi İle Üretimi Ve Karakterizasyonu. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 439676.

Özgün, Ö. (2007). Toz Metalurjisi Ile Üretilen Alaşımlı Çeliklerin Mikroyapı Ve Mekanik Özellikleri. Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya, 212257.

Özsoy, K., Duman, B. (2017). Eklemeli İmalat (3 Boyutlu Baski) Teknolojilerinin Eğitimde Kullanilabilirliği. *International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry, 1*(1), 36-48.

Padmakumar, M. (2020). Additive Manufacturing of Tungsten Carbide Hardmetal Parts by Selective Laser Melting (SLM), Selective Laser Sintering (SLS) and Binder Jet 3D Printing (BJ3DP) Techniques. *Lasers Manuf. Mater. Process,7*(3), 338-371.

Parida, P., Behera, A., Mishra, S. C. (2012). Classification of Biomaterials Used in Medicine. *Institute of Advanced Engineering and Science,* 1(3), 31-35.

Park, J. B., Bronzino, J. D. (2002). *Biomaterials: Principles and Applications (1st ed)*. Cambridge: Crc Press.

Perez, R. A., Won, J. E., Knowles, J. C., Kim, H. W. (2013). Naturally and Synthetic Smart Composite Biomaterials for Tissue Regeneration. *Advanced Drug Delivery Reviews, 65*(4), 471-496.

Plotkin, S.Y. (1966). Powder Metal, *Soviet Powder Metallurgy and Metal Ceramics*, 5, 993–995.

Pramanik, S., Agarwal, A. K., Rai, K. N. (2005). Chronology of Total Hip Joint Replacement and Materials Development. *Trends in Biomaterials & Artificial Organs, 19(1),* 15-26.

Qiang, W., Zhang, Z. M., Zhang, X., Li, G. J. (2010). New Extrusion Process Of Mg Alloy Automobile Wheels. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China, 20*, 599-603.

Qin, J., Chen, Q., Yang, C., Huang, Y. (2016). Research Process on Property and Application of Metal Porous Materials. *Journal of Alloys and Compounds,* 654, 39-44.

Ramakrishna, S., Mayer, J., Wintermantel, E., Leong, K. W. (2001). Biomedical Applications of Polymer-Composite Materials: A Review. *Composites Science and Technology, 61*(9), 1189-1224.

Ramırez, L. E., Castro, M., Méndez, M., Lacaze, J., Herrera, M., Lesoult, G. (2002). Precipitation path of secondary phases during solidification of the Co–25.5% Cr–5.5% Mo–0.26% C alloy. *Scripta materialia, 47*(12), 811-816.

Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J., Lemons, J. E. (2004). *Biomaterials Science:* (2nd ed.). London: Academic Press.

Roach, M. (2007). Base Metal Alloys Used for Dental Restorations and Implants. *Dental Clinics of North America, 51*(3), 603-627.

Sáenz, A., Rivera, E., Brostow, W., Castaño, V. M. (1999). Ceramic Biomaterials: an Introductory Overview. *Journal of Materials Education, 21*(5/6), 267-276.

Schramm, R. E., Reed, R. P. (1975). Stacking Fault Energies of Seven Commercial Austenitic Stainless Steels. *Metallurgical Transactions A,* 6, 1345-1351.

Shaik, N. B., Mantrala, K. M., Bakthavatchalam, B., Gillani, Q. F., Rehman, M. F., Behera, A., Pruncu, C. I. (2021). Corrosion Behavior of LENS Deposited

CoCrMo Alloy Using Bayesian Regularization-Based Artificial Neural Network (BRANN). *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion, 7*(3), 116.

Shekhawat, D., Singh, A., Banerjee, M. K., Singh, T., Patnaik, A. (2021). Bioceramic Composites for Orthopaedic Applications: A Comprehensive Review ofMechanical, Biological, and Microstructural Properties. *Ceramics International, 47*(3), 3013-3030.

Shi, D. (2005). *Introduction to Biomaterials(2nd ed)*. China: Tsinghua University Press.

Shi, Y. S., Zhang, J. L., Wen, S. F., Song, B., Yan, C. Z., Wei, Q. S., Nan, H. (2021). Additive Manufacturing and Foundry Innovation. *China Foundry, 18*(4), 286-295.

Sieberg, P.M., D. Kurtulan, and S. Hanke., (2022). ‘‘Wear Mechanism Classification Using Artificial Intelligence’’, *Materials*, 15 (7): 2358.

Sönmez, M. (2019). Titanyum Kaynağı Ve Mekanik Özellikler Üzerine Etkisinin Incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Gedik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 569857.

Söyler U.A. Mekanik Alaşımlama Yöntemleri ile Üretilmiş Al-Fe Tabanlı SiC ve Y2O3 Pekiştiricili Kompozitlerin Geliştirilmesi ve Karakterizasyonu. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 223111.

Spasowka, E. (2021). Materials for Additive Manufacturing (Seria 3d Printing Technology Series). *Polimery, 66*(10), 554-555.

Sun, X., Nouri, M., Wang, Y. and Li, D. Y., (2013). ‘‘Corrosive wear resistance of Mg–Al–Zn alloys with alloyed yttrium’’, *Wear*, 302 (1-2): 1624-1632.

Tian, L., Anderson, I., Riedemann, T., & Russell, A. (2017). Production of fine calcium powders by centrifugal atomization with rotating quench bath. *Powder Technology, 308*, 84-93.

Tonelli, L., Fortunato, A., Ceschini, L. (2020). CoCr alloy processed by Selective Laser Melting (SLM): Effect of Laser Energy Density on microstructure, Surface morphology, and hardness. *Journal of Manufacturing Processes, 52*, 106-119.

Tsukerman, S. A. (2013). Powder Metallurgy (1 st ed). Britain: Anchor Press.

Tyagi, A., Walia, R. S., Murtaza, Q., Pandey, S. M., Tyagi, P. K. andBajaj, B. (2019). ‘‘A critical review of diamond like carbon coating for wear resistance applications’’, *International journal of refractory metal sand hard materials*, 78 107-122.

Upadhyaya, G. S. (1997). *Powder Metallurgy Technology*. Cambridge: Science Publishing.

URL-1 http://co-cr+esaslı+biyomalzeme.com, (Ziyaret tarihi: 30 Ocak 2023).

URL-2: http://Metal Powder Industries Federation, (Ziyaret tarihi: 28 Ocak 2023).

URL-3: http://toz-metalurjisinin-kalbi-toz-metal.com.tr, (Ziyaret tarihi: 28 Ocak 2023).

URL-4 http://rahmiunal.net/toz/tozkarakter/tozkarakter, (Ziyaret tarihi 29 Ocak 2023).

URL-5https://metalurjik.com/toz-metalurjisi-nedir, (Ziyaret Tarihi: 30 Ocak 2023).

URL-6 http://www.metaldunyasi.com.tr, (Ziyaret tarihi: 30 Ocak 2023).

URL-7 http://www.3d-printed-organ.com.tr, (Ziyaret tarihi: 30 Ocak 2023).

URL-8 http://www.pin/3d-printing.com.tr, (Ziyaret tarihi: 30 Ocak 2023).

URL-9 http://www. spark+plazma+sinterleme.com.tr, (Ziyaret tarihi: 30 Ocak 2023).

Van de Velde, K., Kiekens, P. (2002). Biopolymers: Overview of Several Properties and Consequences on Their Applications. *Polymer Testing, 21*(4), 433-442.

Van Minh, N., Hiep, N. T., Konyukhov, Y. V., Golov, I. R., Ha, N. T. (2021). Influence of Energy-Mechanical Treatment on Structure-Mechanical Properties of Co–Cr–MoAlloysObtainedbySparkPlasmaSintering. *InorganicMaterials: Applied Research, 12*, 1344-1349.

Vladescu, A., Surmeneva, M. A., Cotrut, C. M., Surmenev, R. A., Antoniac, I. V. (2016). *Bioceramic Coatings for Metallic Implants. In Handbook of Bioceramics and Biocomposites*. Switzerland: Springer.

Wang, X., Gong, X., Chou, K. (2017). Review on Powder-Bed Laser Additive Manufacturing of Inconel 718 Parts. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: *Journal of Engineering Manufacture, 231*(11), 1890-1903.

Welsch, G., Boyer, R., Collings, E. W. (1993). Materials Properties *Handbook: Titanium Alloys (1 st ed).* America: ASM İnternational.

Wong, K. V., Hernandez, A. (2012). A Review of Additive Manufacturing. *International scholarly research notices*, 20 12.

Woo, H. J., Ahn, J. H., Kim, C. P., Choi, D. H., Kim, S., Lee, B. W. (2022). Effect of the particle size classification of FeSiCrB amorphous soft magnetic composites to improve magnetic properties of power inductors. *Journal of Non-Crystalline Solids*, *577*, 121309.

Woo, H. J., Ahn, J. H., Kim, C. P., Choi, D. H., Kim, S., Lee, B. W. (2022). Effect of the Particle Size Classification of Fesicrb Amorphous Soft Magnetic Composites to Improve Magnetic Properties of Power Inductors. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 577.

Wu, M., Dong, X., Qu, Y., Yan, J., Li, N. (2022). Analysis of microstructure and fatigue of cast versus selective laser-melted dental CoCr alloy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *128*(2), 218-e1.

Xin, X. Z., Chen, J., Xiang, N., Wei, B. (2013). Surface properties and corrosion behavior of CoCr alloy fabricated with selective laser melting technique. *Cell biochemistry and biophysics*, *67*, 983-990.

Yamanoğlu, R., Yavuz, İ.H. (2021). Basınç Destekli Sinterleme ile Ti6Al4V Alaşımı Üzerine Ti-HA Biyokompozit Kaplanması. *13th. International Congress On Mathematics, Engineering, Natural And Medical Sciences*, Kapadokya, Turkey, 26-27 October 2021.

Yamanoglu, R., Efendi, E., Daoud, I. (2017). Sintering Properties of Mechanically Alloyed Ti-5Al-2.5Fe. *International Scholarly and Scientific Research & Innovation, 11(*5), 360-364.

Yamanoglu, R., Fazakas, E., Ahnia, F., Alontseva, D., Khoshnaw, F. (2021). Pitting Corrosion Behaviour of Austenitic Stainless-Steel Coated on Ti6Al4V Alloy in Chloride Solutions. *Advances in Materials Science, 21*(2), 5-15.

Yamanoglu, R., Khoshnaw, F., Kolayli, F., Uzuner, H. (2019). Antibacterial Properties of Stainless Steel Coated on Ti6Al4V Alloy. Dora.Dmu.Ac.Uk.

Yamanaka, K., Mori, M., Sato, S., Chiba, A. (2017). Stacking-fault strengthening of biomedical Co–Cr–Mo alloy via multipass thermomechanical processing. *Scientific reports, 7(1),* 10808.

Yavuz İ.H. (2022) Toz metalurjisi ile üretilen Ti-HA biyokompozit kaplamanın biyomedikal alanda kullanılan titanyum alaşımlarının özelliklerine etkisinin İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli, 716384.

Yavuz, H. İ., Yamanoğlu, R. (2021). B Tipi Ti Alaşımlarının Özellikleri Üzerine Bir Derleme: Mikroyapı, Mekanik, Korozyon Özellikleri ve Üretim Yöntemleri. *Politeknik Dergisi, 1*(1).

Zambrano, O. A., Aguilar, Y., Valdés, J., Rodríguez, S. A. and Coronado, J. J., (2016). ‘‘Effect of normal load on abrasive wear resistance and wear micromechanisms in FeMnAlC alloy and other austenitic steels’’, *Wear*, 348: 61-68.

Zegzulka, J., Gelnar, D., Jezerska, L., Prokes, R., &Rozbroj, J. (2020). Characterization and flowability methods for metal powders. *Scientific Reports*, *10*(1), 1-19.

Zhang, E., &Liu, C. (2016). A new antibacterial Co-Cr-Mo-Cu alloy: Preparation, biocorrosion, mechanical and antibacterial property. *Materials Science and Engineering: C*, *69*, 134-143.

Zhang, W., Xu, J. (2022). Advanced Lightweight Materials for Automobiles: A Review. *Materials & Design*, 110994.

Zhao, C., Zhou, J., Mei, Q., Ren, F. (2019). Microstructure and dry sliding wear behavior of ultrafine-grained Co-30 at% Cr alloy at room and elevated temperatures. *Journal of Alloys and Compounds*, *770*, 276-284.

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

Yavuz İ.H., **Kırac M.,** Uzuner H., Özdemit Y., Avcu Y., Yamanoğlu R. (2022). Kobalt Esaslı Biyomedikal Malzemeler, *1. ICIAS Uluslararası Yenilikçi Akademik Çalışmalar Konferansı*, Konya, Türkiye, 10-13 Eylül 2022.

Ur Rehman, A., Karakas, B., Mahmood, M. A., Başaran, B., Ur Rehman, R., **Kirac, M.,** Ünal, R. (2023). Additive Manufacturing of Inconel-625: From Powder Production to Bulk Samples Printing. *Rapid Prototyping Journal*. DOI: 10.1108/RPJ-11-2022-0373

ÖZGEÇMİŞ

İlk, orta ve Lise öğrenimini Eskişehir'de tamamladı. 2011 yılında girdiği Dumlupınar Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü'nden 2015 yılında Malzeme Bilimi ve Mühendisi olarak mezun oldu. 2017 yılında Ermaksan Makine San. ve Tic. A.Ş. firmasında Eklemeli İmalat ARGE Proje Mühendisi olarak görev yaptı. İş yaşamı yanında 2019 yılında Kocaeli Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı yüksek lisans öğrenimine başladı.2020 yılından itibaren Ermaksan Makine San. ve Tic. A.Ş. firmasında Eklemeli İmalat ARGE Proje Sorumlusu unvanına terfi etmiş ve halen bu görevine devam etmektedir. Ermaksan Makine San. ve Tic. A.Ş. firmasında çalışmakta olduğu süre zarfı içerisinde Robotlu Lazer Kaynak, Toz Atomizasyon ve Eklemeli İmalat konularını içeren TÜBİTAK ve Savunma Sanayi Başkanlığı Projeleri içerisinde yer almıştır.