



T. C.
SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SİNERLENMİŞ Tİ-6AL-4V ALAŞIMININ
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Enis CANTEMÜR
(20229215004)

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı
Danışmanı: Prof. Dr. Ahmet AKKUŞ
İkinci Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Ömer KARABEY

SİVAS
TEMMUZ 2025

Enis CANTEMÜR'ün hazırladığı ve “**SİNERLENMİŞ Tİ-6AL-4V ALAŞIMININ MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**” adlı bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı	Prof. Dr. Ahmet AKKUŞ Sivas Cumhuriyet Üniversitesi
İkinci Danışman	Dr. Öğr. Üyesi Ömer KARABEY Bitlis Eren Üniversitesi
Jüri Üyesi	Prof. Dr. Tahsin BOYRAZ Sivas Cumhuriyet Üniversitesi
Jüri Üyesi	Dr. Öğr. Üyesi Kerim ÖZBEYAZ Bitlis Eren Üniversitesi
Jüri Üyesi	Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Akif HAFIZOĞLU Dicle Üniversitesi

Bu tez, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak onaylanmıştır.

Prof. Dr. Nail ALTUNAY
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

Bu tez, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 20.08.2014 tarihli ve 7 sayılı kararı ile kabul edilen Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu (Yönerge)'nda belirtilen kurallara uygun olarak hazırlanmıştır.





Bütün hakları saklıdır.
Kaynak göstermek koşuluyla alıntı ve gönderme yapılabilir.

© Enis CANTEMÜR, 2025

Çalışma sırasında bana destek olan babam, annem, eşim ve tüm arkadaşlarıma...

ETİK

Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Tez Yazım Kılavuzu (Yönerge)'nda belirtilen kurallara uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- ✓ Bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- ✓ Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- ✓ Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere, bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu ve atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- ✓ Bütün bilgilerin doğru ve tam olduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- ✓ Tezin herhangi bir bölümünü, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi veya bir başka üniversitede, bir başka tez çalışması olarak sunmadığımı; beyan ederim.

30.06.2025

Enis CANTEMÜR

ÖZET

SİNERLENMİŞ Tİ-6AL-4V ALAŞIMININ MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Enis CANTEMÜR

**Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı**

Danışman: Prof. Dr. Ahmet AKKUŞ

İkinci Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Ömer KARABEY

2025, 67+xv sayfa

Bu çalışmada, medikal implant uygulamalarında yaygın olarak tercih edilen Ti-6Al-4V alaşımının mekanik ve mikroyapısal özellikleri, toz metalurjisi yöntemi ile üretilen numuneler üzerinde incelenmiştir. Farklı karıştırma süreleri ve sinterleme sıcaklıklarının, elde edilen numunelerin sertlik, yoğunluk ve mikroyapı özelliklerine etkisi deneysel olarak araştırılmıştır. Çalışmada, Ti, Al ve V tozları mol kütlelerine göre belirli oranlarda karıştırılarak bilyeli değirmende 30 dakika, 2 saat ve 6 saat sürelerle homojenleştirilmiş; ardından preslenmiştir. Preslenen numuneler 1100 °C ve 1300 °C sıcaklıklarda sinterlenmiştir. Üretilen numuneler, Optik Mikroskop (OM), Scanning Electron Microscope (SEM), X-Ray Diffraction (XRD), Vickers mikrosertlik testleri ve yoğunluk analizleri ile karakterize edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, karıştırma süresi ve sinterleme sıcaklığı, mikroyapı homojenliği ve mekanik özellikler üzerinde önemli etkiye sahiptir. Özellikle 6 saatlik karışım süresi ve 1300 °C sinterleme sıcaklığında elde edilen numunelerde daha yüksek sertlik ve uygun mikroyapı özellikleri gözlemlenmiştir. Bu bulgular, Ti-6Al-4V alaşımının toz metalurjisi ile üretiminde süreç parametrelerinin dikkatle kontrol edilmesinin, implant uygulamaları için gerekli olan biyomekanik uyumu sağlamada kritik rol oynadığını göstermektedir. Çalışma, kişiye özel implant tasarım ve üretiminde toz metalurjisi etkinliğini ortaya koymasından önem arz etmektedir.

Anahtar kelimeler: Ti-6Al-4V, Toz Metalurjisi, Sinterleme, İmplant, Mikroyapı.

ABSTRACT

INVESTIGATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF SINTERED Ti-6Al-4V ALLOY

Enis CANTEMÜR

Master of Science Thesis

Department of Mechanical Engineering

Advisor: Prof. Dr. Ahmet AKKUŞ

Second Advisor: Dr. Öğr. Üyesi Ömer KARABEY

2025, 67+xv pages

In this study, the mechanical and microstructural properties of Ti6Al4V alloy, which is widely preferred in medical implant applications, were investigated on samples produced by powder metallurgy method. The effects of different mixing times and sintering temperatures on the hardness, density and microstructural properties of the samples were experimentally investigated. In the study, Ti, Al and V powders were mixed in certain ratios according to their molar masses and homogenized in a ball mill for 30 minutes, 2 hours and 6 hours and then pressed. The pressed samples were sintered at 1100 °C and 1300 °C. The produced samples were characterized by Optical Microscope (OM), Scanning Electron Microscope (SEM), X-Ray Diffraction (XRD), Vickers microhardness tests and density analysis. According to the results obtained, mixing time and sintering temperature have a significant effect on microstructure homogeneity and mechanical properties. In particular, higher hardness and favorable microstructural properties were observed in the samples obtained at 6 hours mixing time and 1300 °C sintering temperature. These findings suggest that careful control of process parameters in the powder metallurgy production of Ti6Al4V alloy plays a critical role in achieving the biomechanical compatibility required for implant applications. The study is important in terms of demonstrating the effectiveness of powder metallurgy in the design and production of customized implants.

Key Words: Ti-6Al-4V, Powder Metallurgy, Sintering, Implants, Microstructure.

KATKI BELİRTME VE TEŞEKKÜR

Bilgi ve deneyimlerinden sürekli yararlandığım, tezin her aşamasında yardımlarını esirgemeyen danışman hocam Prof. Dr. Ahmet AKKUŞ'a çok teşekkür ederim.

Bu tez çalışması süresince bilgi ve deneyimleri ile yol gösteren Bitlis Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nden Dr. Öğr. Üyesi Ömer KARABEY'e;

Ayrıca, tez süreci boyunca yardımlarını esirgemeyen Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü akademik ve idari personeline, laboratuvar çalışmalarına destek veren araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve bana değerli katkılar sunan tüm çalışma arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bu zorlu süreçte her daim yanımda olan, sabırları ve manevi destekleri ile bana güç veren başta ailem olmak üzere tüm sevdiklerime minnettarım. Onları varlığı bu süreci başarıyla tamamlamamda en büyük etken olmuştur.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	vii
ABSTRACT	viii
TEŞEKKÜR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xv

1. GİRİŞ	1
1.1. Medikal İmplantlar Tanımı ve Tarihiçesi	1
1.1.1. Tanımı.....	1
1.1.2. Tarihiçesi	1
1.2. İmplantların Kullanım Alanları	2
1.3. İmplantların İmalatında Kullanılan Biyomalzemelerin Genel Özellikleri .	3
1.4. Malzeme Seçimi	5
2. BİYOMALZEMELER	8
2.1. Metalik Biyomalzemeler	8
2.2. Seramik Biyomalzemeler	9
2.3. Polimer Biyomalzemeler	10
2.4. Kompozit Biyomalzemeler.....	11
3. İMPLANT TASARIMI VE İMALATI	13
3.1. İmplant imalatı / İmal Edilebilirliği.....	14
3.2. İmalat Yöntemleri.....	15
3.2.1. Geleneksel Talaşlı İmalat Yöntemleri	15
3.2.2. Toz Metalurjisi	17

3.2.3. Döküm Yöntemleri.....	19
3.2.4. Aditif İmalat (Katmanlı Üretim – 3D Yazıcı Teknolojileri)	20
4. İMPLANT ÜZERİNE YAPILAN LİTERATÜR ÇALIŞMALARI	22
4.1. Tezin Amacı ve Kapsamı	25
5. MALZEME ve YÖNTEM.....	28
5.1. Malzeme Tayini.....	28
5.2. Üretim Tekniği	29
5.2.1. Tozların hazırlanması	29
5.2.2. Tozların Karıştırılması.....	31
5.2.3. Tozların Preslenmesi	32
5.2.4. Sinterleme ve Bağlayıcı Giderme	33
5.3. Numune Analizleri	35
5.3.1. Metalografik çalışma hazırlık süreci.....	35
5.3.2. Numunelerin parlatılması	35
5.3.3. SEM analizi	36
5.3.4. XRD analizi	36
5.3.5. Mikrosertlik Ölçümü	37
4.3.6. Ham ve Yaş Yoğunluğa Göre Gözenek Oranı Hesaplanması.....	37
6. SONUÇLAR	39
6.1. Optik Mikroskop Analizi.....	39
5.2. SEM(Taramalı Elektron Mikroskop) Analizi.....	47
5.3. XRD Analizleri.....	53
5.4. Mikro Sertlik Analizi.....	58
7. DEĞERLENDİRME VE ÖNERİLER.....	60



ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 5.1 Sırası ile Ti-Al-V tozlarının tartımı	30
Şekil 5.2 Malzemelerin pota içerisinde konulmuş hali	31
Şekil 5.3 Retsch marka PM100 modelindeki tek potlu bilyeli değirmen	31
Şekil 5.4 Tozların sıkıştırılması için kullanılan kalıp	33
Şekil 5.5 Preslenmiş numuneler	33
Şekil 5.6 Sinterleme kullanılan Carbolite fırın ve Argon gazı bağlantısı	34
Şekil 5.7 Sinterleme işlemi sonrasında elde edilen numuneler.....	35
Şekil 5.8 SEM/EDS analiz cihazı).....	36
Şekil 5.9 XRD analiz cihazı.....	37
Şekil 5.10 Mikrosertlik ölçüm cihazı.....	37
Şekil 6.1 30 dakika karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; a) 50x büyütme b) 100x büyütme c) 100x büyütme d) 400x büyütme e) 400x büyütme.....	39
Şekil 6.2 2 saat karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; a) 50x büyütme b) 100x büyütme c) 100x büyütme d) 400x büyütme e) 400x büyütme.....	43
Şekil 6.3 6 saat karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; a) 50x büyütme b) 100x büyütme c) 100x büyütme d) 400x büyütme e) 400x büyütme.....	41
Şekil 6.4 30 dakika karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; a) 50x büyütme b) 100x büyütme c) 100x büyütme d) 400x büyütme e) 400x büyütme.....	42
Şekil 6.5 2 saat karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; a) 50x büyütme b) 100x büyütme c) 100x büyütme d) 400x büyütme e) 400x büyütme.....	43
Şekil 6.6 6 saat karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; a) 50x büyütme b) 100x büyütme c) 100x büyütme d) 400x büyütme e) 400x büyütme.....	44
Şekil 6.7 30 dakika karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; a) 2kx büyütme b) 4kx büyütme c) 10kx büyütme d) 20kx büyütme	47
Şekil 6.8 2 saatlik karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; a) 2kx büyütme b) 4kx büyütme c) 10kx büyütme d) 20kx büyütme	48
Şekil 6.9 6 saatlik karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; a) 2kx büyütme b) 4kx büyütme c) 10kx büyütme d) 20kx büyütme	49
Şekil 6.10 30 dakika karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; a) 2kx büyütme b) 4kx büyütme c) 10kx büyütme d) 20kx büyütme	49
Şekil 6.11 2 saatlik karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; a) 2kx büyütme b) 4kx büyütme c) 10kx büyütme d) 20kx büyütme	50

Şekil 6.12 6 saatlik karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; a) 2kx büyütme b) 4kx büyütme c) 10kx büyütme d) 20kx büyütme 51



ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 5.1 Kullanılan malzemelerin molar ağırlıkları	29
Çizelge 5.2 5gr Ti6Al4V içinkarışım miktarları.....	30
Çizelge 6.1 Optik mikroskop görüntülerine göre mikro yapı değerlendirme	45
Çizelge 6.2 Taramalı elektron mikroskop görüntülerine göre mikro yapı değerlendirmesi.....	51
Çizelge 6.3 30 dakika karışım süresinde öne çıkan pik değerleri.....	53
Çizelge 6.4 2 saat karışım süresinde öne çıkan pik değerleri	54
Çizelge 6.5 6 saat karışım süresinde öne çıkan pik değerleri	55
Çizelge 6.6 Mikrosertlik değerlerinin sinterleme sıcaklığına ve karışım sürelerine bağlı değişimi.....	56

1. GİRİŞ

1.1. Medikal İmplantlar Tanımı ve Tarihçesi

1.1.1. Tanımı

Medikal implantlar, vücuda cerrahi yöntemlerle yerleştirilen ve eksik, hasarlı veya işlevini kaybetmiş doku ve organların işlevini yerine getiren yapay materyallerdir. Bu implantlar; ortopedik (kemik ve eklem protezleri), kardiyovasküler (kalp pilleri, stentler), dental (diş implantları), nörolojik (koklear implantlar), oftalmik (göz içi lensler) ve kozmetik amaçlı olmak üzere çok çeşitli alanlarda kullanılmaktadır (Ratner et al., 2004). Başarılı bir implantın temel kriterleri arasında biyouyumluluk, mekanik dayanıklılık, toksik olmama ve uzun ömürlülük yer alır (Black & Hastings, 2013).

İmplant üretiminde tercih edilen malzemeler arasında titanyum ve alaşımları, paslanmaz çelik, seramikler ve bazı biyopolimerler öne çıkar. Bu materyaller, vücutla reaksiyona girmeden işlevini sürdürebilecek şekilde tasarlanır (Zhou & Lee, 2011). Son yıllarda geliştirilen bazı implantlar, çevresel uyarılara yanıt verebilen akıllı sistemler veya kontrollü ilaç salınımı sağlayan yapılar içerebilmektedir (Mazzola & Battiston, 2020).

1.1.2. Tarihçesi

Medikal implantların kökeni binlerce yıl öncesine, M.Ö. 20. yüzyıla kadar uzanmaktadır. Arkeolojik bulgular, Antik Mısır ve Güney Amerika medeniyetlerinde diş kaybı gibi durumlarda deniz kabukları veya taş gibi maddelerle yapılan primitif dental implantlara işaret etmektedir (Anderson et al., 2008). Bu uygulamalar, bugünkü anlamda implant olmasa da erken dönemde yapay müdahale arayışının bir göstergesidir.

İmplantolojinin modern temelleri 19. yüzyılda, antisepsi ve anestezinin tıpta yer bulmasıyla atılmıştır. Cerrahinin güvenli hale gelmesi, implant uygulamalarını mümkün kılmıştır (Park & Lakes, 2007). 20. yüzyılın ortalarında, Sir John Charnley'nin geliştirdiği total kalça protezi, modern ortopedik implant teknolojisinin öncüsü olmuştur (Ratner et al., 2004). Bu dönemde ayrıca ilk başarılı kalp pilleri uygulanmış ve kardiyovasküler implantlar hızla yaygınlaşmıştır. 1970'li yıllardan itibaren, dental implantlar, göz içi lensler ve koklear implantlar gibi daha özel amaçlı cihazların geliştirilmesi dikkat çekmiştir (Brånemark et al., 1977).

21. yüzyıla girildiğinde, nanoteknoloji, biyomalzeme mühendisliği ve 3D yazıcı teknolojilerindeki ilerlemeler sayesinde, kişiselleştirilmiş ve biyolojik sistemlere daha iyi entegre olabilen implantlar geliştirilmeye başlanmıştır (Zuniga et al., 2015). Bu yeni nesil implantlar sadece destek değil, aynı zamanda biyolojik fonksiyonları taklit edebilme veya hücre yenilenmesini teşvik etme gibi yetenekler taşımaktadır (Mazzola & Battiston, 2020).

1.2. İmplantların Kullanım Alanları

Medikal implantlar, modern tıbbın en önemli yeniliklerinden biri olarak, insan vücudundaki kayıp veya hasar görmüş yapıları telafi etmek, fonksiyonları yeniden kazandırmak ya da estetik ve yaşam kalitesini artırmak amacıyla kullanılır. İmplantlar, farklı malzeme türleri, şekiller ve işlevlerle, çok çeşitli klinik alanlarda uygulanmaktadır. Başlıca kullanım alanları ortopedik cerrahi, kardiyovasküler sistem, dental uygulamalar, nörolojik tedaviler, oftalmoloji, üroloji ve estetik cerrahidir (Ratner et al., 2004).

➤ Ortopedik İmplantlar

Ortopedik implantlar, vücuttaki kemik, eklem veya kas-iskelet sistemindeki bozuklukları tedavi etmek amacıyla kullanılır. Kalça, diz ve omuz protezleri, kırık sabitleme plakları, intramedüller çiviler ve spinal (omurga) sistem implantları en yaygın örneklerdir (Black & Hastings, 2013). Özellikle yaşlı bireylerde dejeneratif eklem hastalıklarının artmasıyla, total eklem protezlerinin kullanımı büyük ölçüde yaygınlaşmıştır. Bu implantlar genellikle titanyum, paslanmaz çelik ya da biyoseramiklerden üretilir.

➤ Kardiyovasküler İmplantlar

Kardiyovasküler sistemde kullanılan implantlar, kalp ve damar hastalıklarının tedavisinde kritik rol oynar. Kalp pilleri (pacemaker), defibrilatörler, stentler ve yapay kalp kapakçıkları bu gruba girer. Kalp pilleri, kalbin elektriksel ritmini düzenlerken; stentler daralmış damarları açık tutmak için kullanılır (Park & Lakes, 2007). Bu tür implantlar uzun süreli kullanımda vücutla biyoyumlu olacak şekilde tasarlanır.

➤ Dental İmplantlar

Diş implantları, diş eksikliklerinde çene kemiğine yerleştirilen titanyum bazlı vida sistemleridir ve üzerine yapay diş yerleştirilir. Bu implantlar hem estetik hem de

fonksiyonel kayıpların önüne geçer. Diş implantlarının başarısı büyük oranda “osseointegrasyon” adı verilen, implantın kemikle bütünleşme sürecine bağlıdır (Brånemark et al., 1977). Günümüzde dental implant uygulamaları, diş hekimliğinde en yaygın cerrahi prosedürlerden biridir.

➤ Nörolojik ve Duyusal İmplantlar

Sinir sistemi ile etkileşime giren implantlar genellikle işitme, görme ve hareket kayıplarını gidermek için kullanılır. Koklear implantlar, işitme duyusunu geri kazandıran cihazlardır. Beyin içine veya omuriliğe yerleştirilen bazı implantlar Parkinson, epilepsi veya kronik ağrı gibi hastalıkların tedavisinde kullanılmaktadır (Zhou & Lee, 2011). Araştırmalar, beyin-bilgisayar arayüzleri ve retinal implantlar gibi daha sofistike sistemlerin gelişimini de içermektedir.

➤ Oftalmik ve Ürolojik İmplantlar

Göz içi lens implantları, katarakt ameliyatlarından sonra görme işlevini geri kazandırmak için kullanılmaktadır. Ürolojide ise idrar kaçırma, erektil disfonksiyon gibi durumların tedavisinde suni sfinkterler ve penil protezler gibi implantlar kullanılmaktadır (Anderson et al., 2008). Bu implantlar, hastaların yaşam kalitesini önemli ölçüde artırmaktadır.

➤ Estetik ve Rekonstrüktif İmplantlar

Estetik cerrahi alanında, meme protezleri, yüz implantları ve vücut şekillendirici implantlar sıklıkla kullanılır. Bunun yanında, travma ya da kanser sonrası doku kaybını onarmak amacıyla yapılan rekonstrüktif implantlar da bulunmaktadır. Bu implantların malzeme seçimi, estetik uyum kadar doku ile biyolojik uyumu da dikkate alacak şekilde yapılır (Mazzola & Battiston, 2020).

İmplant teknolojisi, birçok tıbbi soruna kalıcı çözümler sunarak hastaların yaşam kalitesini önemli ölçüde artırmaktadır. Gelecekte biyoyumlu, kişiye özel ve hatta biyolojik fonksiyonları taklit edebilen "akıllı" implantlarla, tıbbın daha da ileri bir noktaya taşınması beklenmektedir.

1.3. İmplantların İmalatında Kullanılan Biyomalzemelerin Genel Özellikleri

Biyomalzemeler, vücut içerisine yerleştirilen medikal implantların işlevselliğini ve biyolojik güvenliğini sağlayan temel yapı taşlarıdır. Bu malzemeler, implantın

kullanılacağı anatomiye, işlevine ve kullanım süresine bağlı olarak çeşitli fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklere sahip olmalıdır (Ratner et al., 2013). Modern biyomalzeme bilimi, sadece dayanıklı ve biyouyumlu malzemeler üretmeyi değil, aynı zamanda vücuttaki iyileşme süreçlerini destekleyen aktif yüzey özellikleri de geliştirmeyi hedeflemektedir (Williams, 2009).

a) Biyouyumluluk

Biyoyumluluk, biyomalzemenin organizma tarafından reddedilmeden, çevre dokularla uyum içinde çalışabilmesidir. Bu özellik, malzemenin toksik olmamasını, bağışıklık sistemi tarafından saldırıya uğramamasını ve inflamasyona neden olmamasını gerektirir (Black & Hastings, 2013). Örneğin titanyum, insan dokularıyla doğal olarak uyum sağladığı için ortopedik ve dental implantlarda yaygın olarak kullanılır (Long & Rack, 1998).

b) Mekanik dayanıklılık

İmplantlar, buldukları bölgelerde sürekli mekanik yüklere maruz kalır. Bu nedenle implant malzemeleri yüksek çekme, basma, yorulma ve kırılma dayanımı göstermelidir (Park & Lakes, 2007). Ortopedik implantlarda özellikle kobalt-krom alaşımları ve titanyum tercih edilir çünkü bu metaller, kemik gibi rijit yapılarda uzun ömürlü destek sağlar (Geetha et al., 2009).

c) Korozyon ve kimyasal direnç

Vücut sıvıları, klor iyonları gibi korozif elementler içerir. Bu nedenle implant malzemeleri korozyona karşı dirençli olmalıdır. Titanyum ve alaşımları, yüzeylerinde doğal oksit tabakası oluşturarak paslanmayı önler (Zhou & Lee, 2011). Paslanmaz çelik ise genellikle geçici implantlar için uygundur, çünkü uzun vadeli kullanımlarda korozyon riski artabilir (Navarro et al., 2008).

d) Yüzey özellikleri ve osseointegrasyon

İmplantın yüzey pürüzlülüğü, gözenekliliği ve kaplamaları, hücrelerin yüzeye tutunmasını ve dokularla bütünleşmesini (osseointegrasyon) doğrudan etkiler. Hidroksiapatit gibi biyolojik kaplamalar, kemik dokusunun implantla daha iyi kaynaşmasını sağlar (LeGeros, 2002). Ayrıca mikro/nano ölçekli yüzey işlemleri, osteoblast aktivitesini artırır (Zhao et al., 2007).

e) İşlenebilirlik ve üretilebilirlik

Biyomalzemenin işlenebilir olması, kişiye özel tasarımların üretimini kolaylaştırır. Özellikle son yıllarda 3D yazıcılarla üretilen PEEK ve PLA gibi polimerler, biyobozunur yapıları sayesinde geçici implantlarda kullanılır (Zhang et al., 2020).

f) Uzun ömür ve stabilite

İmplantlar, ömür boyu veya uzun süreli vücut içinde kalacak şekilde tasarlanır. Bu nedenle malzemenin mekanik, kimyasal ve biyolojik özelliklerini yıllarca koruması gerekir (Williams, 2009). Seramikler bu alanda aşınmaya karşı yüksek dirençleriyle öne çıkar.

g) Radyolojik özellikler

Bazı implantlar medikal görüntüleme sırasında görünür veya görünmez olacak şekilde tasarlanır. Örneğin sinirsel implantlar görüntüleme sırasında izlenebilmek için radyopak markerlar içerir (Ratner et al., 2013).

İmplant biyomalzemeleri, biyolojik uyumluluk, mekanik dayanım ve uzun ömür gibi çok yönlü özellikler taşımak zorundadır. Malzeme seçimi, hem biyolojik gereksinimler hem de mühendislik hesaplamaları doğrultusunda dikkatle yapılmalıdır. Gelişen üretim teknolojileriyle birlikte bu alandaki araştırmalar, daha fonksiyonel ve kişiselleştirilmiş implantlara olanak tanımaktadır.

1.4. Malzeme Seçimi

İmplant malzemeleri, biyoyumluluk, düşük elastiklik modülü (özellikle kortikal kemik ile benzerlik göstermesi açısından), yüksek süneklik, yüksek mekanik dayanım, yüksek korozyon direnci, yüksek kırılma tokluğu ve iyi aşınma direnci gibi kritik özelliklere sahip olmalıdır (Schmoelz, 2012). Yapısal uyum açısından değerlendirildiğinde, metaller ve seramikler genellikle sert doku uygulamalarında, polimerler ise yumuşak doku uygulamalarında tercih edilmektedir. Bununla birlikte, seramiklerin ve metallerin elastik modül değerleri, insan vücudundaki sert dokuların yaklaşık 10 ila 20 katı kadar olabilmekte ve bu durum, ortopedik cerrahide sıklıkla karşılaşılan malzeme-uyum problemlerine neden olmaktadır.

Kemik ile implant arasındaki yük transferinin dengeli bir şekilde gerçekleşmesi, büyük ölçüde bu malzemelerin sertlik derecelerine bağlıdır. İmplant malzemesinin sertliğinin,

temas ettiği dokunun mekanik özelliklerine yakın olması, implant çevresindeki kemik dokuda oluşabilecek hasarları önemli ölçüde azaltabilmektedir. Bu bağlamda, mekanik özellikleri lif takviyesi ile iyileştirilmiş polimer kompozitler de alternatif bir çözüm olarak değerlendirilmektedir (Gümüşderelioğlu, 2012).

Alman EOS firmasının gerçekleştirdiği araştırmalar, yüksek sıcaklık dayanımı ve biyouyumluluğu ile öne çıkan PEEK (polyaryletherketone) malzemesinin, BT (Bilgisayarlı Tomografi) verileriyle kişiye özel üretilen kafatası implantlarında titanyuma alternatif bir seçenek olarak kullanılabilceğini göstermektedir (Smock, 2011). Ancak, PEEK malzemenin klinik uygulamaları hâlâ sınırlı sayıdadır.

İmplantlarda yaygın olarak kullanılan malzemeler arasında paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları ve titanyum alaşımları yer almaktadır. Titanyum, paslanmaz çeliğe göre daha yüksek maliyete sahip olmasına karşın, üstün mekanik özellikleri (yüksek dayanım/düşük ağırlık oranı, yüksek korozyon direnci vb.) nedeniyle daha fazla tercih edilmektedir (Prein ve Rahn, 1998; Long ve Rack, 1998).

Williams (2001), titanyum ve titanyum alaşımlarının biyomalzeme grupları içerisinde en avantajlı malzemeler olduğunu ve günümüzde birçok yapısal implant uygulamasında yaygın olarak kullanıldığını ifade etmektedir. Titanyum alaşımlarının biyolojik başarılarının temelinde, oda sıcaklığında yüzeyde hızla oluşan oksit tabakası yatmaktadır. Bu tabaka, iyon geçişini engelleyerek, yüksek polarizasyon direnci sayesinde korozyona karşi koruma sağlar ve biyolojik sistemle uyumlu bir arayüz oluşturur (Gümüşderelioğlu, 2012).

Yapılan araştırmalar, sert doku implantlarında en çok tercih edilen malzemenin titanyum alaşımları olduğunu ortaya koymuştur. Özellikle Ti6Al4V alaşımı; yüksek yüzey kalitesi, mükemmel mekanik dayanım, düşük yoğunluk, üstün biyouyumluluk, yüksek yorulma direnci, iyi korozyon direnci ve kontrollü gözeneklilik gibi özellikleriyle dikkat çekmektedir. Ayrıca hafiflik ve kayma deformasyonuna karşi dayanıklılık gibi kriterleri de sağlaması, bu alaşımı özellikle kafatası gibi kompleks ve hassas bölgelerde tercih edilen bir malzeme haline getirmektedir.

Bu bağlamda yapılan kıyaslamalar sonucunda, çalışmamız kapsamında kullanılacak implant tasarımı için en uygun malzemenin Ti6Al4V titanyum alaşımı olduğuna karar verilmiştir.

Diğer malzemelerle kıyaslama gerçekleştirildiğinde uygulama yapılacak yerler bakımından Ti ve alaşımları çalışmamız için çok daha uyumlu olacağına karar verilmiştir. Bu sebeple çalışmamızda Ti6Al4V alaşımının kullanılması düşünülmüştür.



2. BİYOMALZEMELER

Biyomalzemeler, canlı dokularla etkileşime girmek üzere tasarlanmış, doğal veya sentetik kökenli, biyolojik ortamlarda belirli fonksiyonları yerine getirebilen malzemelerdir. Tıp ve biyomühendislik alanlarında biyomalzemeler; doku mühendisliği, yapay organ üretimi, dental uygulamalar, ortopedik implantlar, yara iyileşmesi ve ilaç taşıma sistemlerinde yaygın biçimde kullanılmaktadır (Ratner et al., 2020; O'Brien, 2011). Biyomalzemelerin temel amacı, insan vücudundaki biyolojik sistemlerle uyumlu şekilde çalışarak, dokuya zarar vermeden veya bağışıklık tepkisi oluşturmadan görevini yerine getirmektir (Williams, 2008).

Biyomalzemeler genellikle dört ana gruba ayrılır: metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler (Park & Lakes, 2007). Bu sınıflandırma, malzemenin fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerine göre yapılmaktadır. Her grubun avantajları, sınırlamaları ve uygulama alanları farklıdır.

2.1. Metalik Biyomalzemeler

Metal biyomalzemeler, yüksek mekanik dayanıklılıkları ve yorulma dirençleri sayesinde özellikle ortopedik ve diş hekimliği uygulamalarında sıklıkla tercih edilen malzeme grubudur. Bu malzemeler, insan vücuduna yerleştirildiklerinde biyoyumlu olmalı, korozyona dirençli olmalı ve istenmeyen bağışıklık yanıtına yol açmamalıdır (Ratner et al., 2020). Metalik biyomalzeme grubuna başlıca örneklerini şu şekilde sıralayabiliriz.

Paslanmaz Çelikler: 316L tipi paslanmaz çelik, düşük karbon içeriği sayesinde korozyon direnci yüksek olup, geçici implantlarda sıklıkla kullanılır. Ancak uzun süreli kullanımda nikel salınımı nedeniyle doku reaksiyonları gözlemlenebilir (Geetha et al., 2009).

Kobalt-Krom Alaşımları: Yüksek sertlik ve aşınma direnciyle bilinen bu alaşımlar, kalça ve diz protezlerinde kullanılır. Kobalt-krom alaşımları, mükemmel biyomekanik özelliklere sahiptir fakat korozyon ürünleri alerjik tepkilere neden olabilir (Pilliar, 2018).

Titanyum ve Alaşımları: Titanyum (Ti) ve özellikle Ti-6Al-4V alaşımı, yüksek biyoyumluluğu ve düşük yoğunluğu nedeniyle hem dental implantlarda hem de

ortopedik vidalarda yaygın olarak kullanılır. Titanyum, yüzey oksit tabakası sayesinde korozyona karşı son derece dirençlidir (Niinomi, 2015).

Magnezyum Alaşımları: Magnezyum ve alaşımları, biyobozunur metalik biyomalzeme grubuna girer. Özellikle geçici implantlar için ümit vaat eder. Magnezyumun vücut içinde çözünmesi avantajlı olmakla birlikte, hızlı çözünmesi mekanik dayanıklılığı azaltabilir (Staiger et al., 2006).

Metalik malzeme grubunun genel olarak özelliklerine değinirsek, yüksek mekanik dayanıklılıkları ile özellikle yük taşıyan implantlarda avantajlıdır. Yorulma direnci, uzun süreli mekanik streslere karşı dayanıklıdırlar. Korozyon direnci, vücut sıvılarında korozyon, malzeme ömrünü etkiler ve biyouyumluluğu azaltabilir (Chen et al., 2020).

Metalik biyomalzemelerin kullanım alanları geniştir. Ortopedik implantlar; kalça protezleri, diz protezleri, kemik vidaları ve plaklar gibi ortopedik uygulamalarda metal biyomalzemeler yaygın şekilde kullanılır (Siddiquee et al., 2019). Dental uygulamalarda; titanyum esaslı implantlar, diş kökü yerine kullanılarak yüksek başarı oranlarına sahiptir. Kardiyovasküler uygulamalar; stentler ve kalp kapakçıkları gibi uygulamalarda, nitinol gibi şekil hafızalı metal alaşımları tercih edilir (Elahinia et al., 2012).

Metallerin biyouyumluluğunu artırmak ve doku entegrasyonunu iyileştirmek için yüzey pürüzlendirme, kaplama (hidroksiapatit gibi) ve plazma sprey yöntemleri uygulanmaktadır (Kaur & Singh, 2019).

2.2. Seramik Biyomalzemeler

Seramik biyomalzemeler, inorganik, genellikle kristal yapı ve yüksek sıcaklıklarda elde edilen malzemelerdir. Biyolojik ortamlarda yüksek dayanıklılık, sertlik ve kimyasal stabilite göstermeleri sayesinde özellikle ortopedik ve diş hekimliği uygulamalarında önemli bir yer edinmişlerdir (Hench & Thompson, 2010).

Seramik biyomalzemeler biyolojik tepkilerine göre üç ana gruba ayrılır.

Biyo- inert Seramikler: bu gruba giren seramikler, vücutla temaslarında kimyasal olarak tepkimeye girmezler. En yaygın örnekler alümina (Al_2O_3) ve zirkonya (ZrO_2)' dir. Mekanik dayanımları yüksektir ve eklem protezlerinde yaygın olarak kullanılırlar (Piconi & Maccauro, 1999).

Biyoreaktif Seramikler: bu seramikler, kemik dokusuyla doğrudan bağ oluşturabilir. En bilinen örneği biyoglass ve hidroksiapatit (HA)'tır. Bu tür malzemeler osteoindüktif veya osteokondüktif olabilirler (Hench, 2006).

Biyobozunur Seramikler bu gruptaki seramikler, implantasyondan sonra vücut sıvıları içinde kontrollü olarak çözünür ve yerini yeni kemik dokusuna bırakır. Trikalsiyum fosfat (TCP) bu grubun önemli bir örneğidir (Best et al., 2008).

Seramik malzeme grubunun genel olarak özelliklerine değinirsek, öne çıkan özelliklerinden yüksek biyoyumluluk, özellikle kemik dokusu ile iyi entegrasyon sağlarlar. Korozyona karşı dirençle vücut sıvılarında kimyasal stabilite gösterirler. Yüksek sertlik özelliği ise yük taşıyan uygulamalarda avantaj sağlar. Kırılganlık, plastik deformasyon yetenekleri azdır, bu da bazı uygulamalarda sınırlayıcı olabilir (Rahaman et al., 2007).

Seramiklerin kullanım alanları metal malzemeler gibi yaygındır. Ortopedik implantlar, kalça ve diz protezlerinin yüzey kaplamalarında, kırık sabitleyicilerde ve kemik dolgu maddelerinde hidroksiapatit ve biyoglass kullanılır (Mistry et al., 2011). Diş hekimliği uygulamalarında bolca tercih edilen zirkonya ve alümina esaslı seramikler, diş kronları, köprüler ve implantlar için estetik ve biyoyumlu seçeneklerdir.

Gözenekli seramik iskeleler, kemik rejenerasyonu için hücrelere uygun ortam sağlar. Bu iskeleler genellikle kalsiyum fosfat bazlıdır (Zhao et al., 2015). Nano boyuttaki seramik partiküller ve hibrit kompozit yapılar, mekanik dayanım ve hücre etkileşimini artırmak amacıyla geliştirilmektedir. Ayrıca 3D baskı teknolojileriyle hastaya özel seramik implant üretimi mümkün hale gelmiştir (Dorozhkin, 2020).

2.3. Polimer Biyomalzemeler

Polimer biyomalzemeler, canlı dokularla doğrudan temas halinde kullanılan, doğal veya sentetik olarak elde edilen ve biyolojik sistemlerle uyumlu malzemelerdir. Esneklikleri, düşük maliyetleri, kolay işlenebilirlikleri ve kontrollü biyobozunurluk özellikleri sayesinde biyotıpta geniş bir kullanım alanına sahiptirler (Ratner et al., 2020).

Polimerleri iki ana grupta toplayabiliriz. Doğal polimerler, biyolojik kaynaklardan elde edilir. Bu grupta kollajen, aljinat, kitosan, fibrin ve hiyalüronik asit gibi polimerler yer alır. Genellikle doku mühendisliği ve yara iyileştirme uygulamalarında tercih edilir

(Jiang et al., 2021). Diğer bir grup olan sentetik polimerler, laboratuvar ortamında kimyasal sentez yoluyla üretilir. En bilinenleri PLA (polilaktik asit), PGA (poliglikolik asit), PLGA (PLA-PGA kopolimeri), PCL (polikaprolakton) ve PEG'dir (polietilen glikol). Bu polimerler, mekanik özelliklerinin ve bozunma hızlarının kontrol edilebilir olması nedeniyle tercih edilir (Li & Mooney, 2016).

Polimer biyomalzemelerin tercih edilme nedenlerine değinirsek; Biyouyumluluk: Canlı dokularla toksik olmayan bir şekilde etkileşime girerler. Biyobozunurluk: Vücutta metabolik yollardan veya hidroliz ile parçalanabilirler. İşlenebilirlik: Farklı geometrilere şekillendirilebilirler (Caló & Khutoryanskiy, 2015).

Polimer iskeleler (scaffold), hücrelerin tutunmasına, çoğalmasına ve doku oluşturmaya olanak tanır. Örneğin, PLA ve PLGA bazlı iskeleler, kemik ve kırık doku mühendisliğinde kullanılır (Zhao et al., 2019). Polimerik mikroküreler, nanoparçacıklar ve hidrojeller kontrollü ilaç salımı sağlar. PEG ve PLGA, ilaçların salım hızını kontrol etmekte yaygın olarak kullanılır (Li & Mooney, 2016). Yara örtüleri ise kitosan ve aljinat gibi doğal polimerler, yara iyileşmesini hızlandırır ve enfeksiyon riskini azaltır (Tian et al., 2018).

Yeni nesil polimer biyomalzemeler, akıllı ve uyarana duyarlı sistemler geliştirme yönünde ilerlemektedir. Özellikle pH, sıcaklık ya da enzim varlığına bağlı olarak yapısını değiştiren "akıllı polimerler", hedefe yönelik tedavi uygulamalarında umut vaat etmektedir (Zhang et al., 2017).

2.4. Kompozit Biyomalzemeler

Kompozit biyomalzemeler, iki veya daha fazla farklı malzemenin makroskobik düzeyde bir araya getirilmesiyle oluşturulan ve biyolojik sistemlerle etkileşime girme kapasitesi olan malzemelerdir. Bu yapılar, her bir bileşenin özelliklerinden yararlanarak, geleneksel biyomalzemelerin sınırlamalarını aşmak için tasarlanmıştır (O'Brien, 2011).

Kompozit biyomalzemeler genel olarak iki ana bileşenden oluşur. Matris fazı genellikle polimerik, seramik ya da metalik olabilir. Mekanik dayanımı sağlar ve yük taşır. Takviye Fazı: fiberler, partiküller ya da tabakalar şeklinde olabilir. Yapıya dayanıklılık ve fonksiyonel özellikler kazandırır (Rezwan et al., 2006).

Polimer-Metal Kompozitleri; metalin mekanik özelliklerini polimerin esnekliği ile birleştirerek ortopedik implantlarda kullanılır. Polimer-Seramik Kompozitleri; hidroksiapatit (HA) gibi seramiklerin, biyouyumlu polimerlerle (örneğin PLA, PCL) birleştirilmesiyle oluşur. Kemik doku mühendisliğinde yaygın olarak tercih edilir (Mao et al., 2016). Seramik-Seramik kompozitler; kırılabilirliği azaltmak için farklı seramiklerin bir araya getirilmesiyle elde edilir. Yüksek sıcaklık ve aşınma direnci gerektiren alanlarda kullanılır. Nanokompozitler; nanoparçacıkların (örneğin nano-hidroksiapatit, silika) kullanıldığı kompozitlerdir. Hücre etkileşimini artırarak doku iyileşmesini teşvik eder (Zhao et al., 2020).

Yüksek mekanik dayanım ve esneklik, Kompozit yapılar, hem dayanıklı hem de esnek olabilmektedir. Yüzey biyofonksiyonallitesi: Hücre adezyonu ve proliferasyonu için optimize edilebilir. Kontrollü biyoçözünürlük: İyileşme süreciyle uyumlu olarak vücutta çözünme sağlanabilir. Çok fonksiyonluluk: Antibakteriyel, ilaç salımı gibi ek fonksiyonlar kazandırılabilir (Ramakrishna et al., 2011).

Doku Mühendisliği, kompozit iskele yapılar (scaffolds), özellikle kemik ve kırıkta rejenerasyonunda büyük potansiyele sahiptir. Gözenekli yapılar hücre yerleşimi ve beslenmesi için uygundur (O'Brien, 2011). Dental Uygulamalar; fiber takviyeli kompozitler, estetik ve dayanıklılık açısından diş dolgularında ve sabit protezlerde kullanılır (Garoushi et al., 2009).

Ortopedik İmplantlar, metal-polimer veya seramik-polimer kompozitler, kemikle uyumlu mekanik özellikler sunarak, implant başarısını artırır.

Günümüzde 3D yazıcılarla kompozit biyomalzeme üretimi, hasta özelinde tasarım imkanı sunmaktadır. Ayrıca akıllı kompozitler sayesinde pH, sıcaklık gibi çevresel değişkenlere yanıt veren ilaç salımı sağlayan sistemler geliştirilmektedir (Liao et al., 2020).

3. İMPLANT TASARIMI VE İMALATI

İmplant tasarımı, biyomedikal mühendisliğin en kritik alanlarından biridir ve başarılı bir implantın tasarımı, bir dizi temel amaca dayanır. Bu amaçlar, biyouyumluluk, mekanik dayanıklılık, uzun ömürlülük, fonksiyonellik, cerrahi uyum ve estetik gibi faktörleri içerir.

➤ Biyouyumluluk ve Biyolojik Uyum

Biyoyumluluk, implantın çevre dokularla uyumlu olması ve vücut tarafından reddedilmemesini sağlar. Bu, implantın tasarımında kullanılan malzemelerin seçimi ve yüzey mühendisliği ile doğrudan ilişkilidir. Özellikle, biyouyumlu malzemelerin seçimi ve yüzey kaplamalarının uygulanması, implantın biyolojik uyumunu artırmada kritik rol oynar (Ralls et al., 2020).

➤ Mekanik Dayanıklılık ve Yük Dağılımı

İmplantların, çevre dokulara uygulanan mekanik yükleri taşıyabilmesi ve bu yükleri uygun şekilde dağıtabilmesi gerekir. Bu, implantın geometrik tasarımı ve kullanılan malzemenin mekanik özellikleri ile sağlanır. Özellikle, implantın tasarımında kullanılan malzeme ve yüzey mühendisliği, implantın biyolojik uyumunu artırmada kritik rol oynar (Ralls et al., 2020).

➤ Uzun Ömürlülük ve Dayanıklılık

İmplantların uzun süreli kullanıma dayanıklı olması, malzeme seçimi ve tasarımın kalitesi ile doğrudan ilişkilidir. Modern implantlar, metal, seramik ve çapraz bağlı polietilen gibi daha sert ve dayanıklı malzemelerin kombinasyonlarını kullanarak dayanıklılığı artırmaktadır (Verywell Health, 2018).

➤ Fonksiyonellik ve Estetik

İmplantların, eksik veya işlevini kaybetmiş dokuların yerini alarak fonksiyonel ve estetik açıdan uyumlu olması gerekir. Bu, implantın tasarımında kullanılan malzeme ve yüzey mühendisliği, implantın biyolojik uyumunu artırmada kritik rol oynar (McEachern, 2021).

➤ Cerrahi Uyum ve Kolay Yerleştirme

İmplantların, cerrahi olarak kolayca yerleştirilebilmesi ve çevre dokulara zarar vermemesi gerekir. Bu, implantın tasarımında kullanılan malzeme ve yüzey mühendisliği, implantın biyolojik uyumunu artırmada kritik rol oynar (McEachern, 2021).

3.1. İmplant imalatı / İmal Edilebilirliği

İmplantlar, modern tıpta travma, dejeneratif hastalıklar veya doğuştan gelen deformasyonların tedavisinde kullanılan vazgeçilmez tıbbi cihazlardır. Vücutla doğrudan temas ettikleri için yalnızca biyouyumlu olmaları değil, aynı zamanda uzun ömürlü, güvenilir ve mekanik olarak stabil olmaları gerekmektedir. Bu bağlamda, implantların tasarımı kadar üretim süreci de kritik önemdedir. Günümüzde ileri üretim tekniklerinin gelişimi, kişiye özel ve fonksiyonel implantların imalatını mümkün kılmıştır. Bu çalışmada, implantların üretim süreçleri, imal edilebilirlik kriterleri ve üretimi etkileyen faktörler sistematik olarak incelenecektir.

➤ İmplant imalatına genel bakış

İmplantların imalatı, malzeme seçimi, şekil tasarımı, üretim tekniği ve son işlem uygulamalarını içeren çok aşamalı bir süreçtir. İmalat süreci, implantın işlevine göre büyük oranda farklılık gösterebilir. Örneğin, ortopedik implantlar yüksek mekanik dayanıma sahip olmalı iken, dental implantlarda yüzey pürüzlülüğü osseointegrasyonu destekleyecek şekilde optimize edilmelidir (Niinomi, 2019). Bu nedenle üretim aşamaları, implantın kullanım alanına göre titizlikle planlanmalıdır.

➤ İmal edilebilirlik kavramı ve önemi

İmal edilebilirlik, bir ürünün kalite, maliyet ve zaman açısından ne derece etkin üretilbildiğini ifade eder. Tıbbi implantlar için bu kavram, özellikle karmaşık geometrilerin işlenmesi, yüzey kalitesinin kontrolü, biyolojik güvenlik standartlarının sağlanması ve sterilizasyon uyumluluğu açısından değerlidir (Dey et al., 2022). Ayrıca, üretim sürecinde oluşabilecek hata oranlarını minimize etmek ve sürdürülebilir üretim sağlamak açısından da önemlidir.

3.2. İmalat Yöntemleri

İmplantlar, tıbbi olarak vücut dokularının yerini almak veya desteklemek amacıyla kullanılan yapay malzemelerdir. İmalat süreci, malzeme seçimi kadar kritik olup, implantın işlevselliği, biyouyumluluğu ve uzun ömürlülüğü üzerinde doğrudan etkilidir (Black & Hastings, 2013).

3.2.1. Geleneksel talaşlı imalat yöntemleri

➤ Torna (Turning)

Torna, dairesel simetrik parçaların işlenmesi için kullanılan bir talaşlı imalat yöntemidir. Bu yöntem, iş parçasının döndürülmesi sırasında bir kesici takımın sabit bir pozisyonda hareket ederek malzemeyi kesmesini sağlar (Çalışkan, 2020). CNC teknolojisinin kullanımı, torna işlemlerinde yüksek hassasiyet sağlar (Yılmaz & Arslan, 2019). Dış implantları ve vida sistemleri kullanım alanları arasında yer almaktadır. Dış implantlarının gövdeleri, özellikle silindirik ve konik formların üretiminde tercih edilmektedir. İmplantlar için vida başlıkları veya bağlantı elemanları gibi dairesel parçalar bu yöntemle üretilir.

Yüksek boyutsal doğruluk ve seri üretime uygunluğu avantajları arasında yer almaktadır. Tornalama işlemi, yüksek hassasiyetle üretim yapılmasını sağlar (Çalışkan, 2020). Torna makineleri genellikle seri üretim için uygundur ve kısa sürede büyük miktarda parça üretilebilir (Yılmaz & Arslan, 2019).

Yüksek malzeme kayıpları ve karmaşık geometrilerin üretim zorluğu ise dezavantajları içerisinde yer almaktadır. Çoğu durumda, kesilen malzeme atığa dönüşür, bu da maliyetleri artırabilir (Çalışkan, 2020). Dairesel simetriye sahip olmayan karmaşık geometriler, torna ile işlenmesi zor ve sınırlıdır (Yılmaz & Arslan, 2019).

➤ Frezeleme (Milling)

Frezeleme, kesici takımın dönmesi ve iş parçasının sabit durmasıyla gerçekleşen bir işlem türüdür. Bu işlemde, freze kesici takımı, iş parçasına istenilen şekli vermek için doğrusal veya dairesel hareket eder. CNC freze makineleri, özellikle 3 eksenli ve 5 eksenli freze makineleri, karmaşık şekilleri yüksek hassasiyetle işlemek için kullanılır (Gürbüz & Şahin, 2018).

Çene protezleri ve omurga plakları kullanım alanları arasındadır. Genellikle büyük boyutlu ve karmaşık şekilli parçalar olduğundan, frezeleme yöntemi ile işlenir (Gürbüz & Şahin, 2018). Omurga implantları gibi uzun ve ince parçaların işlenmesinde kullanılır.

Karmaşık geometrilerin işlenmesi ve yüzey pürüzlülüğündeki hassasiyet avantajları olarak sayılmaktadır. 5 eksenli frezeler, serbest şekillerde ve karmaşık geometrilerde üretim yapılmasına olanak sağlar (Gürbüz & Şahin, 2018). Frezeleme, özellikle doğru kesici takımlar ve uygun kesme parametreleri ile düşük yüzey pürüzlülüğü sağlar (Kaya, 2021).

Yüksek malzeme kayıpları ve işlem süresinin uzun sürmesi ise dezavantajlarına örnek verilmektedir. Frezeleme işlemi sırasında, istenmeyen malzeme kesilerek çıkarılır, bu da bir miktar malzeme kaybına yol açar (Kaya, 2021). Uzun İşlem Süresi: Karmaşık şekillerin üretimi daha fazla zaman alabilir, bu da üretim maliyetlerini artırabilir (Gürbüz & Şahin, 2018).

➤ Delme (drilling) ve raybalama (reaming)

Delme işlemi, genellikle vida delikleri veya montaj deliklerinin açılmasında kullanılır (Yıldız, 2020). Raybalama, deliklerin çaplarını düzgünleştirmek ve yüzeylerini pürüzsüzleştirmek için uygulanan bir işlemdir (Çalışkan, 2020).

Vida delikleri ve kemik vidalı implantların imalatında tercih edilen bir yöntemdir. İmplant montajı veya bağlantı elemanları için gerekli olan vida delikleri açılır (Yıldız, 2020). Kemik içine yerleştirilen vidalı implantların deliklerinin açılması tercih sebebidir.

Hassasiyet yüksekliği ve sonraki işlemlere hazırlık bu imalat yöntemini avantajlı kılmaktadır. İstenilen çapta ve derinlikte delik açılabilir (Yıldız, 2020). Raybalama, deliklerin iç yüzeylerini pürüzsüzleştirerek sonraki işlemler için hazır hale getirir (Çalışkan, 2020). Karmaşık geometrilerde işleme zorluğu bu yöntemin zayıflığıdır. (Çalışkan, 2020). Yüzey pürüzlülüğünün düşüklüğü nedeni ile biyouyumluluğu zayıflatması dezavantaj olarak değerlendirilmektedir. (Yıldız, 2020).

➤ Taşlama (grinding)

Taşlama, çok ince taneli bir kesici malzeme (taşlama tekerleği) kullanılarak yüzeyin aşındırılması işlemidir (Kaya, 2021). Bu yöntem, yüksek hassasiyet gerektiren yüzey işlemlerinde kullanılır.

Titanyum ve paslanmaz çelik gibi yüksek sertlikteki malzemelerin işlenmesi ve titanyum implantların pürüzsüz yüzey kalitesine kavuşturulması için kullanılmaktadır. Sert malzemelerin işlenmesinde oldukça etkilidir (Yılmaz & Arslan, 2019).

Taşlama, son derece düşük yüzey pürüzlülüğü sağlar, bu da biyouyumlu bir yüzey elde edilmesini sağlamaktadır. (Kaya, 2021). Taşlama işlemi genellikle zaman alıcıdır ve büyük miktarlarda üretim için verimli olmayabilir (Yılmaz & Arslan, 2019). Taşlama makinelerinin ve yedek parçalarının diğer üretim yöntemlerinden pahalı olması olumsuz özellikleri arasında sayılabilir (Kaya, 2021).

➤ Parlatma (polishing)

Parlatma, yüzeydeki mikroskobik pürüzleri ortadan kaldırarak pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde edilmesini sağlar (Yıldız, 2020). Bu işlem, özellikle biyomalzeme yüzeylerinin hücrelerle etkileşimini iyileştirmek amacıyla kullanılır.

Diş implantları ve ortopedik implantlar kullanım alanları olarak yer verilmektedir (Yıldız, 2020).

Parlatma işlemi, implantın biyouyumlu bir yüzey kazanmasını sağlar, bu da kemikle entegrasyonu kolaylaştırır (Yıldız, 2020). Parlatma, implant yüzeyindeki mikro çatlakları gidererek, potansiyel kırılma riskini azaltır (Çalışkan, 2020). Parlatma işlemi uzun zaman alabilir ve her parça için ek işleme gerektirebilir (Yıldız, 2020). Özel parlatma makineleri ve teknikler maliyetli olabilir (Yıldız, 2020).

3.2.2. Toz metalurjisi

Toz metalürjisi (TM), metalik malzemelerin mikron boyutlu tozlarının sıkıştırılarak ve ardından sinterleme yöntemiyle katı hâle dönüştürülmesi esasına dayanan bir üretim teknolojisidir. Bu yöntem, hassasiyet, tekrarlanabilirlik ve biyouyum gibi kriterlerin ön planda olduğu implant üretimi için oldukça elverişlidir (German, 2016; Zeng et al., 2020). Özellikle ortopedik, dental ve travma implantlarının üretiminde tercih edilen bu yöntem, geleneksel döküm veya talaşlı imalat tekniklerine kıyasla birçok avantaj sunar.

Toz metalürjisi süreci ve temel aşamaları; üretim, karıştırma, şekillendirme, sinterleme ve ikincil işlemler olarak sıralanabilir.

➤ Toz üretimi

İmplant üretiminde kullanılan tozların özellikleri (boyut, şekil, saflık) nihai ürünün kalitesini doğrudan etkiler. Atomizasyon, mekanik öğütme, elektroliz ve kimyasal indirgeme gibi yöntemlerle elde edilen tozlar, titanyum, tantal, kobalt-krom alaşımları gibi biyomalzemeler için yaygın olarak kullanılır (Geetha et al., 2009; Niinomi et al., 2012).

➤ Karıştırma ve alaşım hazırlığı

Gerekli mekanik özelliklerin elde edilebilmesi için metal tozları katkı maddeleriyle karıştırılır. Bu aşamada karışımın homojenliği önemlidir, çünkü heterojen yapı sinterleme sırasında yapısal kusurlara yol açabilir (German, 2016).

➤ Şekillendirme (kompaksiyon)

Metal tozları belirli bir kalıp içerisinde preslenerek istenilen şekle getirilir. Bu işlem sırasında tek eksenli presleme veya izostatik presleme yöntemleri kullanılabilir.

➤ Sinterleme

Tozların erime noktalarının altındaki sıcaklıklarda ısı işleme tabi tutulması işlemidir. Sıcaklık, süre ve atmosfer gibi parametreler, sinterlenen yapının yoğunluğu ve mikroyapısı üzerinde doğrudan etkilidir (Khor & Gu, 2000).

➤ İkincil İşlemler

Yüzey kaplama (ör. hidroksiapatit), sıcak izostatik presleme (HIP) ve CNC ile son şekillendirme gibi işlemlerle hem mekanik performans hem de biyolojik uyum artırılır (García et al., 2015).

İmplantların yüzey gözenekliliği, kemiğin implantla bütünleşmesini kolaylaştırır. Toz metalürjisi bu gözenekliliği kontrollü biçimde üretme imkânı sunar (García et al., 2015). Bu yöntem talaş kaldırma gerektirmediği için özellikle pahalı biyomalzemelerde ekonomik üretim sağlar (Zeng et al., 2020). Katmanlı imalat teknolojileri (ör. Selektif Lazer Ergitme, Elektron Işını Ergitme) ile entegre edildiğinde, kişiye özel implantlar kolaylıkla üretilebilir (Zeng et al., 2020).

Yeni nesil TM teknikleri, sadece mekanik özellikleri değil aynı zamanda biyolojik yanıtı da iyileştirecek şekilde tasarlanmaktadır. Antibakteriyel yüzeyler, akıllı biyomalzemeler ve nano ölçekli yapılar bu alandaki gelişmelerin merkezindedir (Niinomi et al., 2012).

3.2.3. Döküm yöntemleri

Döküm, eritilen metalin bir kalıba dökülerek katılaştırılması esasına dayanan geleneksel bir imalat yöntemidir. Günümüzde karmaşık geometrilere sahip ve yüksek dayanım gerektiren biyomedikal implantların üretiminde hâlen önemli bir yer tutmaktadır. Özellikle kobalt-krom alaşımları, paslanmaz çelikler ve bazı titanyum bazlı alaşımlar döküm yöntemiyle başarıyla şekillendirilmektedir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013; Wang, Ma, & Wang, 2016).

➤ Hassas Döküm (Investment Casting)

İmplant üretiminde en yaygın kullanılan döküm türüdür. Balmumu veya plastikten elde edilen model, seramik bulamaçla kaplanarak kalıba dönüştürülür. Bu yöntem, karmaşık detaylar ve ince yapıların üretimi için oldukça uygundur (Manicone, Rossi Iommetti, & Raffaelli, 2007).

➤ Santrifüj Döküm

Santrifüj döküm, dental sabit protezler için yaygın olarak kullanılır. Bu yöntemde erimiş metal dönen bir kalıba dökülür ve merkezkaç kuvveti ile boşluğu doldurur (Geetha, Singh, Asokamani, & Gogia, 2009).

➤ Vakum Döküm

Titanyum gibi oksijenle kolayca reaksiyona giren metallerin dökümünde vakum ortamı kullanılır. Bu, metalin yüzeyinde oksitlenme ve istenmeyen faz oluşumunu önleyerek biyoyumlu yapıların oluşmasına katkı sağlar (Wang et al., 2016).

Döküm yöntemleri imalat sürecini beş ana kalemde inceleyebiliriz. 3D CAD yazılımları aracılığı ile tasarımlar yapılır ve bal mumu ile model üretimi sağlanır. Model seramik kaplama sonrası ısıtılıp çıkarılır. Metal eritilip kalıplara dökülür. Dördüncü aşama ise ürünü elde etmek için kalıp kırılır ve yüzeyler temizlenir. Son aşama olan nihai ürünü elde etmek için parlatma, yüzey kaplama ve sterilizasyon yapılır. (Anusavice et al., 2013; Wang et al., 2016).

Karmaşık geometrilerin üretimi mümkündür. Seri üretime uygun ve ekonomik bir yöntemdir. Hassas döküm sayesinde düşük toleranslı implantlar üretilebilir (Wang et al., 2016). Döküm hataları (porozite, çatlak) olabilir. Titanyum gibi metaller özel sistemler gerektirir. Yüzey kalitesi son işlem gerektirebilir (Geetha et al., 2009).

Yeni nesil döküm teknolojileri, 3D baskı ile model üretimi, vakumlu ve kontrollü atmosferli ergitme sistemleriyle birlikte implant kalitesini artırmakta ve hasta özel tasarımları mümkün kılmaktadır (Manicone et al., 2007).

3.2.4. Aditif imalat (katmanlı üretim – 3D yazıcı teknolojileri)

Katmanlı üretim (Additive Manufacturing, AM), dijital modellerden üç boyutlu nesnelerin katman katman malzeme biriktirilerek oluşturulmasını sağlayan ileri bir üretim teknolojisidir. Geleneksel üretim yöntemlerinin aksine, malzeme çıkarma yerine biriktirme esasına dayanır. Bu özellik, özellikle bireyselleştirilmiş (hasta özgü) implantların üretiminde devrim yaratmıştır (Javaid & Haleem, 2018). Katmanlı üretim sayesinde kemikle uyumlu gözenekli yapılar, kompleks geometriler ve biyolojik işlevsellik kolaylıkla sağlanabilir (Baskett, Hosseini, & Hopman, 2020).

➤ Seçici Lazer Ergitme (SLM)

Lazer ışını ile metal tozlarının eritilerek katman katman birleştirilmesini sağlar. Bu yöntem, özellikle titanyum alaşımlarının işlenmesinde yaygındır ve yüksek mekanik dayanım ile biyoyumluluk sağlar (Van Noort, 2012).

➤ Elektron Işını Ergitme (EBM),

Elektron ışını kullanarak toz halindeki metallerin vakum ortamında eritilmesini sağlar. Bu yöntem, sıcaklık dağılımının daha kontrollü olması sayesinde artık gerilmelerin azaltılmasına katkıda bulunur (Murr et al., 2012).

➤ Bağlayıcı Püskürtme (Binder Jetting),

Bu teknikte metal ya da seramik tozlar, sıvı bir bağlayıcı yardımıyla birleştirilir. Üretim sonrası sinterleme ve infiltrasyon gibi işlemlerle nihai mekanik özellikler elde edilir.

➤ Ergitilerek Katmanlama Modelleme (Fused Deposition Modeling – FDM)

Termoplastik malzemelerin ısıtılarak eritilmesi ve bir nozuldan katman katman dökülmesi prensibiyle çalışır. Genellikle PLA, PEEK, ABS ve biyoyumlu polimerler kullanılır. FDM, metal olmayan biyopolimer esaslı implant prototiplerinin ve geçici

implantların üretiminde kullanılabilir (Chia & Wu, 2015). FDM ayrıca düşük maliyeti, kolay erişilebilirliği ve çok çeşitli biyopolimerlerle çalışabilmesi sayesinde, cerrahi planlama ve hasta eğitiminde sıkça kullanılan medikal modellerin üretiminde de kullanılmaktadır (Chia & Wu, 2015).

Hasta verilerine (CT, MRI) dayalı birebir uyumlu implantlar üretilebilir (Javaid & Haleem, 2018). Gözenekli yüzeyler ve iç mimariler kemik dokusuyla entegrasyonu artırır (Li et al., 2016). Hızlı modelleme ile cerrahların planlama sürecini hızlandırır. Verimli imalat sayesinde malzeme israfı en aza iner. Sterilizasyon ve biyouyumluluğu oldukça başarılıdır. Özellikle FDM ile PEEK gibi biyouyumlu polimerler kullanılabilir (Chia & Wu, 2015). Katmanlı üretim teknikleri bazı sınırlamalara sahiptir. Örneğin, SLM ve EBM gibi yöntemler pahalı ekipmanlar gerektirirken, FDM yöntemi genellikle sınırlı mekanik dayanım sunar. Ayrıca, implant üretiminde kullanılan toz malzemelerin kontaminasyona açık olması ve kalite kontrol standartlarının henüz tam olarak oturmamış olması gibi sorunlar mevcuttur (Baskett et al., 2020).

Dental implantlarda kişiye özel köprü ve kuron tasarımları, Ortopedik implantlar için kalça protezi, omurga vidası, kemik plaklarında, Kraniofasiyal rekonstrüksiyonlarda kafatası veya yüz kemiklerinin birebir replikaları, preoperatif cerrahi planlama: 3Dbaskı ile hasta modelleme ve cerrahi rehber üretimi (FDM ile).

Katmanlı üretim teknolojileri, biyomalzemeler, yapay zeka, tıbbi görüntüleme ve hücresel mühendislik ile entegre edilerek doku mühendisliği, akıllı implantlar ve biyoaktif yüzeyler geliştirilmesini mümkün kılacaktır (Javaid & Haleem, 2018).

4. İMPLANT ÜZERİNE YAPILAN LİTERATÜR ÇALIŞMALARI

Mühendislik malzemelerinin seçiminde süneklik, sertlik ve dayanım gibi mekanik özellikler büyük önem taşımaktadır. Bu mekanik özellikler ise doğrudan malzemenin iç yapısına bağlıdır. Malzemelerin iç yapıları hakkında bilgi edinmek amacıyla metalografi deneyleri yapılmakta, bu sayede mikroyapı ile mekanik davranış arasındaki ilişki analiz edilmektedir.

Malzemelerin statik yük altındaki davranışlarını ve bu yüklere karşı dayanımlarını belirlemek için çekme veya basma deneyleri uygulanmaktadır. Dinamik yani darbeli yükler altındaki davranışlar ise darbe ve çarpma deneyleri ile incelenmektedir. Ayrıca, malzemelerin kesilme, aşınma ve plastik deformasyona karşı gösterdiği direnç, sertlik deneyleri yardımıyla ölçülmektedir. Tüm bu deneysel yöntemler, tahribatlı malzeme muayenesinin temelini oluşturmaktadır.

Aşağıda, söz konusu deneysel yöntemler kapsamında literatürde yer alan bazı çalışmalara yer verilmiştir:

Gatto vd. (2011), Ti6Al4V metal toz malzemesi ile lazer sinterleme yöntemi kullanılarak üretilen numunelerin mekanik özelliklerini incelemiştir. EOSINT-M270 cihazı ile ASTM E8M boyutlarında üretilen numunelerde, akma dayanımı 1080–1110 MPa aralığında ölçülmüştür. Çekme dayanımı ise, elektron ışınıla ergitme ve sıcak izostatik presleme yöntemiyle üretilen numunelere göre eşit veya daha yüksek bulunmuştur.

Dobrzanski vd. (2015), Ti6Al4V tozu ile sinterlenmiş, farklı gözenek oranlarına sahip numunelerin mekanik davranışlarını karşılaştırmıştır. Seçici lazer sinterleme (SLS) yöntemi ile üretilen gözenekli numunelerde çekme ve basma testleri yapılmıştır. Autofab yazılımı kullanılarak oluşturulan farklı gözenek yapılarının çekme dayanımını önemli ölçüde etkilediği gözlemlenmiştir. Gözenek oranı maksimum %80 olarak elde edilmiş, çekme dayanımı ise 125–180 MPa arasında değişmiştir.

Parthasarathy vd. (2010), Ti6Al4V tozuyla, elektron ışınıyla ergitme yöntemiyle üretilmiş farklı gözenek boyutlarına sahip numuneler üzerinde basma deneyi yapmıştır.

Elde edilen elastisite modülü 0.57–2.92 GPa, basma dayanımı ise 7.28–163 MPa arasında değişmiştir. Bu çalışmada ayrıca, kişiye özel implant üretiminde gözenekli yapıların önemine vurgu yapılmıştır.

Taniguchi vd. (2016), Grade 2 titanyum tozu ile lazer sinterleme yöntemi kullanılarak üretilen %61, %64 ve %64 gözenek oranına sahip implantların mekanik özelliklerini incelemiştir. Elde edilen elastik modül değerleri sırasıyla 557, 661 ve 648 MPa; basma dayanımı ise sırasıyla 36, 42 ve 54 MPa'dır. Bu değerlerin, kortikal kemiğin mekanik özelliklerine kıyasla oldukça düşük olduğu görülmüştür.

Yasa ve Kruth (2010), Ti6Al4V, AISI 316L ve marjinal yaşlandırılmış çelik 300 gibi farklı metal tozlarıyla SLM yöntemi kullanarak darbe numuneleri üretmiştir. Isıl işlem öncesi ve sonrası darbe enerjileri sırasıyla 11.5 ± 0.5 J ve 10.1 ± 0.5 J olarak belirlenmiştir. Geleneksel hassas döküm yöntemi ile üretilen numunelerde ise darbe enerjisi 15 J olarak kaydedilmiştir.

Santos vd. (2002), saf titanyum ile SLM yöntemi kullanarak, lazer parametrelerinin mikro yapı ve mekanik özellikler üzerindeki etkisini incelemiştir. Lazer gücü arttıkça darbe enerjisi de artmış; 0.5 kW, 0.75 kW ve 1 kW lazer gücünde sırasıyla ortalama 5 J, 7 J ve 12 J değerleri elde edilmiştir. Ancak darbe enerjisi ve yorulma dayanımı literatüre kıyasla düşük bulunmuştur.

Foat vd. (2009), Ti-6Al-4V ve Ni-Cr-Ti-Mo alaşımlarının morfolojik ve mikroyapısal özelliklerini, özellikle de sertlik değerlerini karşılaştırmıştır. Vickers sertlik testleri sonucunda, Ni-Cr-Ti-Mo için 452 ± 3.9 HV, Ti-6Al-4V için ise 375 ± 15 HV değerleri elde edilmiştir.

Companelli vd. (2014), Ti6Al4V tozu ile SLM yöntemi kullanarak mikro yapılı kafes yapılar üretmiştir. Farklı gözenek boyutlarında numuneler üzerinde yüzey pürüzlülüğü ve sertlik ölçümleri yapılmış; ortalama 398 HV gibi oldukça yüksek sertlik değerleri elde edilmiştir. Bu değer, tıbbi uygulamalarda kullanılan titanyum alaşımlar için öngörülen 349 HV sınırının üzerindedir.

Cömert (2005), toz metalurjisi yöntemi ile 316 paslanmaz çelik tozu ile farklı sinterleme sıcaklıklarında numuneler üretmiştir. Üretilen numunelerin mekanik ve mikroyapı özelliklerini incelemiştir. Sonuç olarak, sinterleme sıcaklığının artmasıyla difüzyon hızının arttığını ve buna paralel olarak yoğunluk ve sertlikte artış olduğunu gözlemlemiştir.

Yalçın B. ve Varol R. (2008) yaptıkları çalışmada TM metodu kullanarak Ti esaslı alaşımlar elde etmişlerdir. Elde ettikleri alaşımda gözenek oranının yüksek olduğu ve implant uygulamalarında optimum çekme mukavemeti sağladığı tespit etmişlerdir. Deneysel çalışmalarında sinterleme işlemini koruyucu gaz ve vakumlu ortamda yapmışlardır. 1250°C sıcaklıkta 2 saat süre ile 5°C/dak ısıtma ve soğutma hızlarında sinterleme yapıldığı ve Widmanstatten dönüşümünün sağlandığını çalışmalarında belirtmişlerdir. Sinter sonrası numunelerde % 90 yoğunluğa ulaşıldığını tespit etmişlerdir. Bu çalışmaları sonucunda mekanik özelliklerinin değerlendirilerek Ti6Al4V alaşımlarının implant malzeme seçimine uygun bir malzeme olduğunu ifade etmişlerdir.

Yalçın B. ve Varol R. (2009) yaptıkları başka bir çalışmada Ti alaşım malzemelerini değiştirerek 1250°C sıcaklıkta 2 saat süre ile 5°C /dak ısıtma ve soğutma hızlarında sinterlemenin yapıldığı ve Widmanstatten dönüşümünün sağlandığını bu çalışmalarında ifade etmişlerdir. Sinterleme işlemi koruyucu gaz atmosferinde ve vakum altında gerçekleştirilmiştir. Sinterleme sonucunda gözenekli olan yapılarda gözenek büyüklüğü şekillerinin etkilendiğini belirtmişlerdir. Ancak yaptıkları çalışmada Ti alaşımlarının hepsi için aynı sonuç vermediği değerlendirilmiştir. Ti6Al7Nb alaşımında sinterleme sonrası büyük gözeneklerin olduğu, bu nedenle taneler arası bağların mukavemeti düşürmesi nedeniyle sürtünme durumunda kolay ayrışımından dolayı adhezif etkiyi artırdığı sonucuna varmışlardır. Sertliğin azalmasıyla aşınmaların adhezif aşınma (yapışma eğiliminde) olduğu gözlemlenmiştir. Sonuç olarak literatürle uyumlu olarak bu alaşımda 1250°C sıcaklıkta sinterleme yapılmasının uygun olmadığı ifade edilmiştir.

Güden M. ve arkadaşları (2015) bir başka çalışmada Ti6Al4V numuneleri 10 mm boy ve 15 mm çapında numune boyutu belirlemiş ve farklı basınç değerlerinde şekillendirmiştir. Farklı basma değerlerine göre gözeneklilik oranları farklılık göstermiştir. 1200°C ve 1350°C değerlerinde %99,998 saflıkta Argon gazı atmosferinde

2 saat sinterleme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak çalışmalarında %40-42 gözenegine sahip olan numune tabletlerinin mukavemetini insan kortikal kemiğinin mukavemeti ile kıyaslayarak kırılmaların kayma bantlarının oluşumu ile gerçekleştirdiğini tespit etmişlerdir.

Erden M. A. (2017), TM ile üretilen malzemelerin mikro yapısını ve mekanik özelliklerini incelemiştir. Çalışmasında farklı presleme basınçlarının kullanarak presleme basıncının mikro yapısına ve mekanik özelliklerine etkisini incelemiştir. 750MPa basınç değerinde en iyi akma ve çekme dayanım değerlerini elde etmiştir. Presleme basıncını 850 MPa değerine çıkması sonucunda akma ve çekme dayanımlarında % uzama değerlerinde düşüş gözlemlenmiştir.

Gökdemir Y. (2005) İstanbul Üniversitesinde yaptığı “Saf Titanyum ve Ti6Al4V Alaşımının Yüksek Sıcaklıkta Oksidasyon Davranışı” konulu tezinde ise oksidasyon etkilerini özetlemiştir. Çalışmasındaki oluşan oksit tabakasının TiO₂ formunda olduğunu ve oksijen tabakasının derinliğinin sıcaklık ve süreye bağlı olduğunu belirtmiştir. Oluşan oksit tabakası sonucunda yüzey pürüzlülük değeri ve sertlik değeri (Vickers değeri göre incelenmiştir) arttığını gözlemiştir. Oksidasyon tabakasının derinliklerini incelemek için Rockwell C testi ve çizik testi sonuçları incelenmiştir Ti6Al4V alaşımının saf Ti’ye göre çatlamaya daha dirençli olduğunu tespit etmiştir. Yine aynı numunelerin HCl asit çözeltisinde korozyon dirençleri karşılaştırıldığında Ti6Al4V alaşımının daha dirençli olduğunu tespit etmiştir. Çalışmalar için Ti6Al4V alaşımının daha uygun olduğunu dile getirmiştir.

Williams (2001), Ti ve Ti karışımları biyomalzeme gruplarında en etkili malzeme olduğunu ve günümüzde birçok yapısal implant uygulamalarında tercih edildiğini tespit etmiştir. Bunun sebebi fiziksel ortamda beklenen korozyon direncine sahip olması ve fizyolojik bir duyarsızlıkla birlikte mükemmel bir yumuşak ve sert doku biyouyumluluğu göstermesidir. Ancak Ti implantları sadece dokulara olumlu tepki vermesi yanı sıra iyi bir implant tasarımı için önceliklerinin implantın yapısal, fonksiyonel ve şekil biçiminden incelenmesi gerektiğini belirtmiştir.

4.1. Tezin Amacı ve Kapsamı

Pürüzlendirilmiş kalça implantlarının kullanıldığı yerlerde dokularla biyolojik ve fiziksel olarak çok iyi uyum sağlaması gerekmektedir. Bu nedenle implantların

imalatında kullanılacak metalin seçimi, mekanik özellikleri, biyouyumluluğu, dokularla etkileşimleri, kullanılan imalat yöntemleri ve bu yöntemlerin mevcut yöntemlerle farkları iyi incelenmelidir.

Ortopedik malzemelerin seçiminde genel olarak üretilebilirlik, şekil verilebilirlik, kullanım esnasında maruz kalınacak gerilmelere karşı dayanım, biyouyumluluk, toksik etki göstermeme ve vücut sıvılarının korozif etkilerine karşı direnç gibi özellikler ön plana çıkmaktadır. Bu malzemelerin vücut içerisinde kullanılacağı yer, bireyin vücut ağırlığı ve günlük aktiviteleri göz önünde bulundurularak, ihtiyaç duyulan mekanik dayanımı karşılayacak malzeme seçimi yapılmalıdır.

Malzeme seçimi yapılırken, biyouyumluluk özellikleri öncelikli olarak değerlendirilmelidir. Biyouyumlu bir malzemenin, bireyin biyolojik yapısıyla kimyasal olarak etkileşime girmemesi, toksik etki göstermemesi ve bağışıklık sistemini olumsuz yönde etkilememesi gerekmektedir. Ayrıca, seçilen malzemenin korozyon direnci, vücut sıvılarıyla temas ettiği koşullarda test edilmelidir. Bu testler, bireyden alınan biyolojik numuneler ya da bu numunelere yakın bileşimde hazırlanan çözeltiler içerisinde gerçekleştirilmelidir. Tüm bunların yanı sıra, uygulanacak ortopedik materyale karşı kişinin alerjik reaksiyon gösterme riski, dermatoloji uzmanları tarafından çeşitli alerji testleriyle değerlendirilmelidir.

Toz metalurjisi, ortopedik uygulamalar başta olmak üzere ileri mühendislik uygulamaları için önemli avantajlar sunan bir üretim yöntemidir. Bu yöntemin öne çıkan avantajları arasında; tane boyutu kontrolü sayesinde istenilen mekanik özelliklerin elde edilebilmesi, çoğu durumda döküm yöntemleriyle üretilen malzemelere kıyasla daha üstün mekanik özellikler sunabilmesi, gözeneklilik oranının kontrol edilebilmesi, yüksek ergime sıcaklığına sahip metallerin, ergime sıcaklıklarının altında işlenebilmesi ve yoğunluk farkı nedeniyle dökümle elde edilemeyen alaşımların üretilebilmesi yer almaktadır.

Yapılan çalışmalar, toz metalurjisi ile üretilen numunelerde mikro sertlik değerlerinin gözenek oranına bağlı olarak değişmediğini göstermektedir. Bu durum, mikroyapıda benzer fazların bulunmasından kaynaklanmaktadır. Ancak, aşınmaya maruz kalan yüzeylerde gözenek oranının azalması ile birlikte aşınma miktarının arttığı gözlemlenmiştir. Bu bulgular, yüzey özelliklerinin ve gözenek yapısının mekanik performans üzerindeki etkisini ortaya koymaktadır.

Bu çalışmanın amacı medikal uygulamalarda implant malzemesi olarak yaygın olarak kullanılan titanyum alaşımlarının mekanik ve aşınma özelliklerini geliştirmektir. Çalışmamızda toz metalurjisi yöntemi ile üretilen Ti alaşımlarından olan Ti6Al4V malzemesinin sinterleme sıcaklığının etkisi araştırılacak, farklı sıcaklıklarda üretilen numuneler içerisinde optimum mekanik ve aşınma özellikleri gösteren numune belirlenecektir. Toz metalurjisi ile üretimin kolay olması nedeniyle sonraki çalışmalarda farklı oranlarda ve farklı özellikte alaşım elemanlarının katılması yoluyla implant malzemelerinin geliştirilmesi de planlanmaktadır.



5. MALZEME ve YÖNTEM

Literatürde yapılan çalışmalar, Ti6Al4V alaşımının diğer titanyum alaşımlarına kıyasla üstün mekanik özellikler sergilediğini ortaya koymaktadır. Titanyumun düşük aşınma direnci problemi ise sinterleme işlemiyle önemli ölçüde giderilebilmektedir. Sıcaklık, sinterleme süresi ve kullanılan koruyucu atmosfer gazı başta olmak üzere çeşitli işlem parametrelerinin, oluşan sinter tabakalarının tane boyutu ve gözeneklilik yapısı üzerinde belirleyici etkiler oluşturduğu görülmektedir.

Bu çalışmada, farklı karıştırma sürelerine tabi tutulan Ti, Al ve V tozlarından elde edilen Ti6Al4V alaşımı numuneleri sinterlenmiş ve elde edilen numunelerin mekanik özellikleri detaylı şekilde incelenmiştir. Alaşım üç farklı element tozdan (Ti, Al, V) hazırlanmış, toz karışımı Zirkonyum pota ve bilyeler kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bilye çapları, literatürde belirtilen toz metalürjisi yöntemlerine uygun olarak belirlenmiştir. Farklı karıştırma sürelerinin mikro yapı ve mekanik özellikler üzerindeki etkisini araştırmak amacıyla, hazırlanan toz karışımları sabit bir presleme basıncında sıkıştırılarak pelet formuna getirilmiştir.

Elde edilen peletler, aynı atmosfer koşullarında olmak üzere iki farklı sıcaklıkta sinterleme işlemine tabi tutulmuştur. Sinterlenen numuneler, X-ışını kırınımı (XRD), Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), Vickers mikrosertlik testi ve yoğunluk ölçümleri ile karakterize edilmiştir. Elde edilen veriler doğrultusunda çalışmanın genel çerçevesi şekillendirilmiştir.

5.1. Malzeme Tayini

Bu çalışmada, alaşım sistemi olarak Ti6Al4V tercih edilmiştir. Alaşımı sentezleyebilmek amacıyla Ti, Al ve V element metalleri toz formunda temin edilmiştir. Bileşimi oluşturan malzemelerden titanyum tozu %99,4 saflıkta ve 149 µm boyutunda, vanadyum tozu ise yine %99,4 saflıkta ve 44 µm boyutunda olacak şekilde Sigma-Aldrich firmasından temin edilmiştir. Alüminyum tozu ise %99,6 saflıkta ve 1 µm boyutunda Orta Doğu Teknik Üniversitesi (ODTÜ) Nanografi firmasından sağlanmıştır.

Alüminyumun sünek bir malzeme olması nedeniyle, karıştırma işlemi sırasında kullanılan bilyeler tarafından öğütme etkisiyle önemli miktarda parçacık kopmasının önlenmesi amaçlanmıştır; bu nedenle, alüminyum tozunun daha küçük partikül boyutunda

tedarik edilmesine özen gösterilmiştir. Hazırlanan bu üç bileşen, Ti6Al4V alaşım tozunu elde edecek şekilde, uygun oranlarda tartılarak karıştırılmıştır.

5.2. Üretim Tekniği

Ti6Al4V toz bileşiminin hazırlanmasında aşağıda sıralanan işlem basamakları takip edilmiştir:

- Toz bileşenler, Ti6Al4V alaşımının stokiometrik oranlarına uygun şekilde tartılarak hazırlanmıştır.
- Hazırlanan toz karışımı, homojen bir yapı elde edebilmek amacıyla bilyeli değirmende belirli sürelerle karıştırılmıştır.
- Karıştırma işleminin ardından elde edilen toz karışımı, nem içeriğinin giderilmesi amacıyla kontrollü koşullarda kurutulmuştur.
- Kurutulan tozlar, uygun geometrilerdeki kalıplara dökülerek sabit bir presleme basıncında sıkıştırılmış ve pelet formuna getirilmiştir.
- Peletlenen numuneler, belirlenen sinterleme sıcaklıklarında ve kontrollü atmosfer koşullarında sinterlenerek, karakterizasyon ve mekanik testler için uygun hale getirilmiştir.

Bu süreçler, toz metalürjisi yöntemiyle Ti6Al4V alaşımının laboratuvar ölçeğinde üretimi ve analizine olanak sağlayacak şekilde sistematik olarak yürütülmüştür.

5.3. Tozların hazırlanması

Satın alınan Ti, Al ve V toz malzemelerinin karışım oranları, Ti6Al4V alaşımının molar bileşimine göre hesaplanmıştır. Bu hesaplamalara ilişkin molar kütle değerleri ve kullanım oranları çizelgede sunulmuştur. Çizelge 5.1. 'e göre yapılan hesaplamalar sonucunda, toplam 46,7369 gram toz karışımı içerisinde 43,0803 gram titanyum, 1,6189 gram alüminyum ve 2,0377 gram vanadyum metalinin bulunduğu belirlenmiştir.

Çizelge 5.1. Kullanılan malzemelerin molar ağırlıkları

	Molar Ağırlık (g.mol ⁻¹)		Karışım Oranları (%)		
Ti	47.867	×	0.9	=	43.0803
Al	26.9815	×	0.06	=	1.6189
V	50.9415	×	0.04	=	2.0377

Bilyeli değirmende gerçekleştirilen karıştırma işlemi için, toplam 5 gram Ti6Al4V alaşımı temel alınarak toz bileşenlerin karışım oranları hesaplanmıştır. Bu hesaplamalara ilişkin detaylı bilgiler Çizelge 5.2. 'de sunulmuştur. Tablo, Ti, Al ve V elementlerine dayalı oranlara göre hazırlanmıştır. Tozların bileşiminde eser miktarda azot (N) ve oksijen (O) gibi elementler de bulunmasına rağmen, bu elementlerin miktarlarının oldukça düşük olması nedeniyle hesaplamalarda ihmal edilmiş ve tabloya dahil edilmemiştir.

Çizelge 5.2. 5gr Ti6Al4V için karışım miktarları

	Ti	Al	V
46.7369 g Ti6Al4V için;	43.0803	1.6189	2.0377
5 g Ti6Al4V için;	4.6088	0.1732	0.2179

Çizelge 5.2. 'de belirtilen 5 gram Ti6Al4V alaşımı için gerekli olan toz miktarları, AXIS marka AGN220C model ve 1/1000 gram hassasiyetine sahip terazi kullanılarak tartılmıştır. Şekil 5.1. 'de sırasıyla Ti, Al ve V tozlarının ayrı ayrı tartım işlemleri görsel olarak sunulmuştur. Tartımı tamamlanan tozlar, karıştırma işlemi için pota içerisine aktarılmıştır.



Şekil 5. 1. Sırası ile Ti-Al-V Tozlarının tartımı (Sırası ile Ti-Al-V tozlarının tartımları)

Toz metalürjisi prensiplerine uygun olarak, alaşım karışımlarında karıştırma işleminin etkinliğini artırmak ve homojenlik sağlamak amacıyla, toplam toz miktarının 20 katı oranında bilye eklenmiştir. Karışım işlemi sırasında, tozların birbiriyle aglomerasyon (yapışma) eğilimini azaltmak amacıyla potaya 25 ml etanol ilave edilmiştir. Ayrıca, karıştırma sonrasında presleme işleminin daha etkili gerçekleşebilmesi ve toz partikülleri arasında bağlayıcılık sağlanabilmesi için, karışıma ağırlıkça %2

oranında polivinil alkol (PVA) eklenmiştir. Şekil 5.2. 'de, hazırlanan toz karışımının pota içerisine yerleştirilmiş durumu gösterilmiştir.



Şekil 5. 2. Malzemelerin pota içerisinde konulmuş hali



Şekil 5. 3. Retsch marka PM100 modelindeki tek potlu bilyeli değirmen

5.3.1. Tozların karıştırılması

Bu çalışmada, tozların homojen bir şekilde karıştırılması amacıyla Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Malzeme Laboratuvarı'nda bulunan Retsch marka PM100 model tek potlu bilyeli değirmen (Şekil

5.3.) kullanılmıştır. Karıştırma işlemlerinde, aşınma direnci yüksek olması ve kontaminasyonu en aza indirmesi nedeniyle zirkonya esaslı pota ve bilyeler tercih edilmiştir. Bilye çapları, toz metalürjisi alanında yaygın olarak kullanılan bilye çapı hesaplama yöntemine göre belirlenmiş olup, 5 mm olarak seçilmiştir.

Deneysel çalışma kapsamında, toz karışımları üç farklı süreyle hazırlanmıştır: 30 dakika, 2 saat ve 6 saat. Her bir karıştırma setinde, cihaz 600 devir/dakika (rpm) hızında çalıştırılmış; 20 dakikalık öğütme sürecini takiben 10 dakikalık dinlendirme süresi uygulanarak işlem periyodik olarak sürdürülmüştür. Bu yaklaşım, sistemin aşırı ısınmasını önlemek ve karışımın homojenliğini artırmak amacıyla tercih edilmiştir.

Karıştırma işlemleri tamamlandıktan sonra, toz ve bilyeler elek yardımıyla birbirinden ayrılmış, tozlar beherlere aktarılmıştır. Pota iç yüzeyinde ve bilye yüzeylerinde kalan toz kalıntıları, kontaminasyonu önlemek amacıyla fırça yardımıyla dikkatlice temizlenmiştir. Temizlik işlemi sonrası pota, bir sonraki karışım işlemi için hazırlanarak tekrar kullanıma uygun hale getirilmiştir.

5.3.2. Tozların preslenmesi

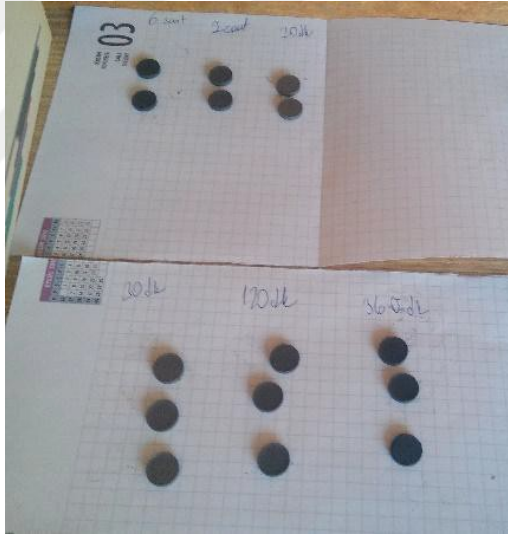
Karıştırma işlemi sonrasında elde edilen toz karışımları, nemin uzaklaştırılması ve yapısal bütünlüğün korunması amacıyla Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Isıl İşlem Laboratuvarı'nda bulunan etüv fırınlarında kurutulmuştur. Kurutma işleminin tamamlanmasının ardından tozlar, dış etkenlerden korunacak şekilde uygun koşullarda muhafaza edilerek saklanmıştır.

Presleme işlemi, Şekil 5.4. 'te gösterilen özel kalıp kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kurutulan tozlar, yine aynı laboratuvarda bulunan hidrolik el presi yardımıyla 110 bar basınç altında sıkıştırılmıştır. Bu işlem, tozların kompakt bir yapı kazanması ve sinterleme öncesi istenen geometrik formun elde edilmesi amacıyla uygulanmıştır.



Şekil 5. 4. Tozların sıkıştırılması için kullanılan kalıp

Şekil 5.5. 'te, farklı karıştırma sürelerine tabi tutulan numuneler, sıkıştırma işlemi sonrasında gruplandırılarak görsel olarak sunulmuştur.



Şekil 5. 5. Preslenmiş numuneler

5.3.3. Sinterleme ve bağlayıcı giderme

Sinterleme işlemi, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Isıl İşlem Laboratuvarı'nda bulunan Carbolite marka fırın (Şekil 4.6) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Numuneler, 1100 °C ve 1300 °C olmak üzere iki farklı sıcaklıkta sinterlenmiştir. Bu sıcaklık değerleri, tozların mikro yapı ve mekanik özellikler üzerindeki etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmek amacıyla seçilmiştir.



Şekil 5. 6. Sinterleme kullanılan Carbolite fırın ve Argon gazı bağlantısı

Hazırlanan numuneler, kimyasal tepkimelere karşı inert özellik göstermesi ve yüksek sıcaklıklara dayanıklılığı nedeniyle seramik krozeeye, önceden belirlenen kodlara göre yerleştirilmiştir. Yüksek sıcaklıklarda oksitlenmeyi önlemek amacıyla, numunelerin dış atmosferle teması tamamen kesilmiştir. Numuneler, fırın içerisindeki sıcaklık dağılımının homojen olmasını sağlamak adına Carbolite marka fırının tam orta noktasına yerleştirilmiştir (Şekil 5.6.). Fırın kapakları, ortam havasının içeri sızmasını engellemek amacıyla ısıya dayanıklı silikon malzeme ile sızdırmaz hale getirilmiştir.

Fırın atmosferinin saflığının sağlanması amacıyla, %99,999 saflıktaki Argon gazı kullanılmış ve fırına dakikada 400 cm³ debi ile verilmiştir. Numunelerde bulunan organik bağlayıcıların ortamdaki uzaklaştırılabilmesi için sinterleme işlemine 400 °C'den başlanmıştır. Bu sıcaklığa ulaşıldıktan sonra, sıcaklık dakikada 5°C oranında artırılarak belirlenen sinterleme sıcaklıklarına ulaşılmıştır.

Sinterleme sıcaklıkları 1100 °C ve 1300 °C olarak belirlenmiş olup, bu sıcaklıklarda numuneler 2 saat süreyle Argon atmosferi altında bekletilmiştir. Sinterleme süreci boyunca fırın atmosferi, 45 dakikalık periyotlarla Argon gazı debisi artırılarak temizlenmiştir. Sinterleme süresinin tamamlanmasının ardından, fırın sıcaklığı dakikada 5-10 °C hızla kontrollü bir şekilde düşürülmüştür. Soğuma aşamasında da Argon gazı akışı sürdürülerek oksitlenme riski en aza indirilmiştir. Fırın tamamen soğuduktan sonra tekrar Argon gazı verilerek iç atmosferde biriken artık gazların dışarı atılması sağlanmıştır.



Şekil 5. 7. Sinterleme işlemi sonrasında elde edilen numuneler

5.4. Numune Analizleri

- ❖ Sinterlenen numunelerin metalografik çalışma için hazırlanması
- ❖ Hazırlanan numunelerin parlatma işlemlerinin yapılması
- ❖ SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)' de incelenmesi
- ❖ XRD (X ışını Kırınım Yöntemi) analizinin yapılması
- ❖ Mikro sertliklerinin ölçülmesi
- ❖ Ham ve yaş yoğunluklarının belirlenerek gözenek oranının bulunması

Ti6Al4V toz bileşimi pelet haline getirilen numuneleri analizleri için yukarıdaki işlem prosesleri sırası ile izlenmiştir.

5.4.1. Metalografik çalışma hazırlık süreci

Mikro yapı analizlerinin sağlıklı bir şekilde gerçekleştirilebilmesi amacıyla, numunelerin yüzeyleri metalografik standartlara uygun şekilde parlatılmıştır. Numuneler, el ile tutulabilecek boyutta olduklarından dolayı bakalite alma işlemi uygulanmamıştır.

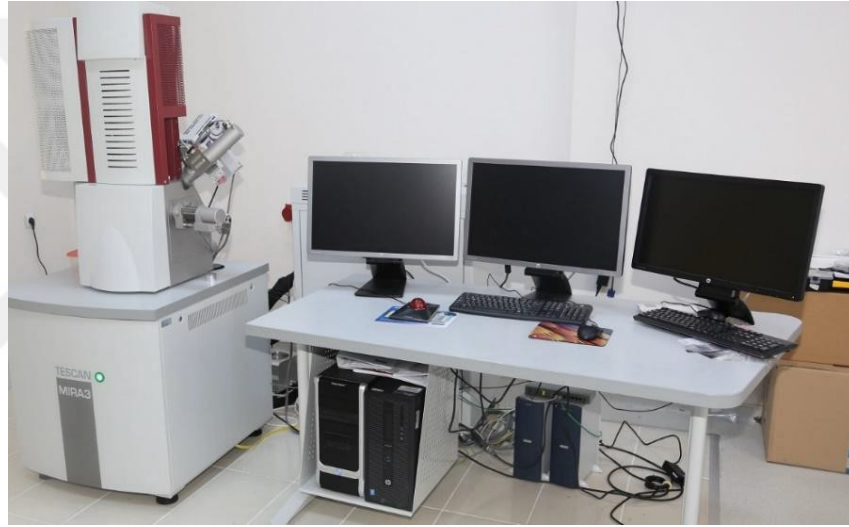
5.4.2. Numunelerin parlatılması

Parlatma işlemi, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Malzeme Laboratuvarı'nda bulunan Pressi marka zımparalama ve parlatma cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. İlk olarak 400 Girit'ten başlayarak sırasıyla 600, 800, 1000 ve 1200 grit büyüklüğünde SiC zımpara kâğıtları ile zımparalama işlemi yapılmıştır. Nihai yüzey düzgünlüğü elde etmek amacıyla, 6 µm, 3 µm ve 1 µm

boyutlarında elmas süspansiyonları kullanılarak kadife diskler üzerinde parlatma işlemi gerçekleştirilmiştir. Dağlama işlemi %10 HF, %5 HNO₃ ve %85 H₂O içeren çözeltide yapılmıştır.

5.4.3. SEM analizi

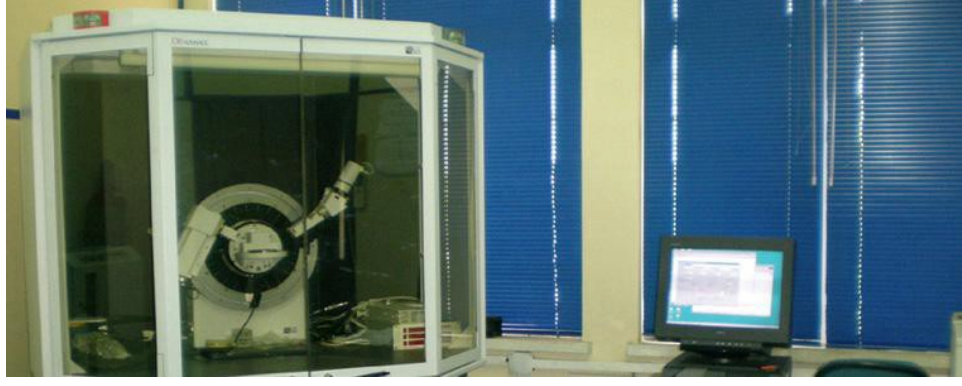
Numunelerin yüzey morfolojisinin ve mikroyapısal özelliklerinin incelenmesi amacıyla taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi gerçekleştirilmiştir. SEM analizleri, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan TESCAN marka MIRA3 XMU model SEM/EDS cihazı (Şekil 5.8.) kullanılarak yapılmıştır. Analizlerde, özellikle toz partikül dağılımı, gözenek yapısı ve sinterleme sonrası mikro yapısal değişimler değerlendirilmiştir.



Şekil 5. 8. SEM/EDS analiz cihazı.

5.4.4. XRD analizi

Numunelerde sinterleme sonrasında oluşan faz yapılarının belirlenmesi amacıyla X-ışını difraksiyonu (XRD) analizi uygulanmıştır. Bu analizler, Kayseri Erciyes Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan BRUKER marka AXS D8 ADVANCE model XRD cihazı ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 5.9.). Elde edilen kırınım desenleri, faz analizleri ve kristal yapıların belirlenmesinde kullanılmıştır.



Şekil 5. 9. XRD analiz cihazı

5.4.5. Mikrosertlik ölçümü

Numunelerin yüzeylerinde oluşan yapısal değişimlerin mekanik özelliklerine etkisini değerlendirmek amacıyla mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçümler, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde bulunan SHIMADZU marka HMV-M3 model mikrosertlik cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 5.10.). Ölçümler, yüzeye uygulanan sabit yük altında belirli süre boyunca yapılan batırma işlemleri ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5. 10. Mikrosertlik ölçüm cihazı.

5.3.6. Ham ve yaş yoğunluğa göre gözenek oranı hesaplanması

Parlatılan numunelerin yoğunluk hesaplamaları, Arşimet prensibi esas alınarak yapılmıştır. Bu yöntemde, numuneler önce havada (A), ardından yoğunluğu bilinen bir sıvı içinde (B) tartılmıştır. Numunenin yoğunluğu (ρ), Şekil 5.11. 'de verilen formüle göre hesaplanmıştır:

$$\rho\rho = \frac{AA}{AA - BB} (\rho\rho_0 - \rho\rho_{LL}) + \rho\rho_{LL}$$

Formülde kullanılan değişkenler şu şekilde tanımlanmıştır:

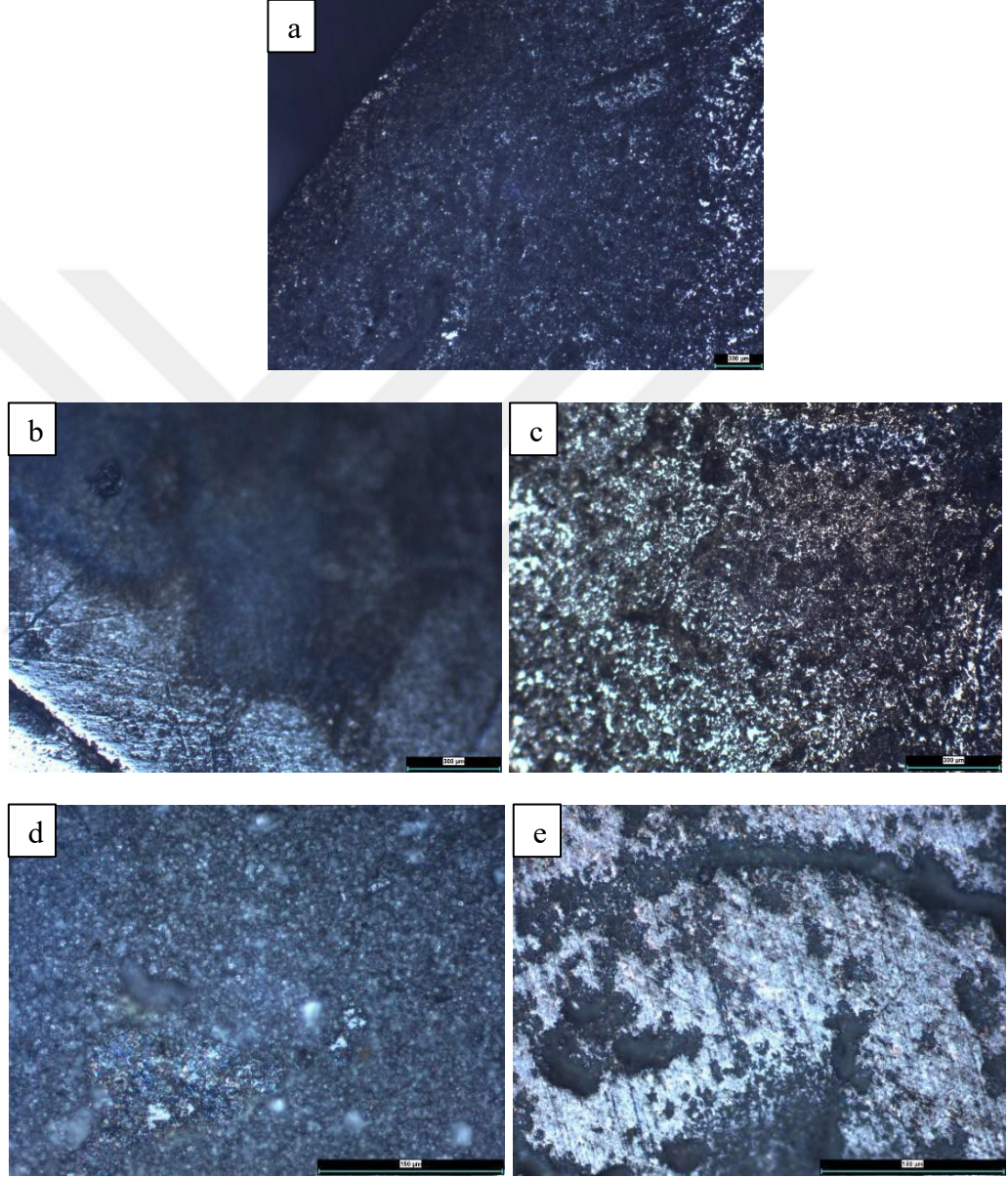
- ρ = Numunenin yoğunluğu
- A = Numunenin havadaki ağırlığı
- B = Numunenin yardımcı sıvıdaki ağırlığı
- ρ_0 = Yardımcı sıvının yoğunluğu
- ρ_L = Havanın yoğunluğu

Bu hesaplamalar doğrultusunda, sinterleme sonrası numunelerin ham ve yaş yoğunluk değerlerinden yararlanılarak gözenek oranları belirlenmiştir. Böylece numunelerin sinterleme verimliliği ve mikro yapı bütünlüğü hakkında nicel bilgi elde edilmiştir.

6. SONUÇLAR

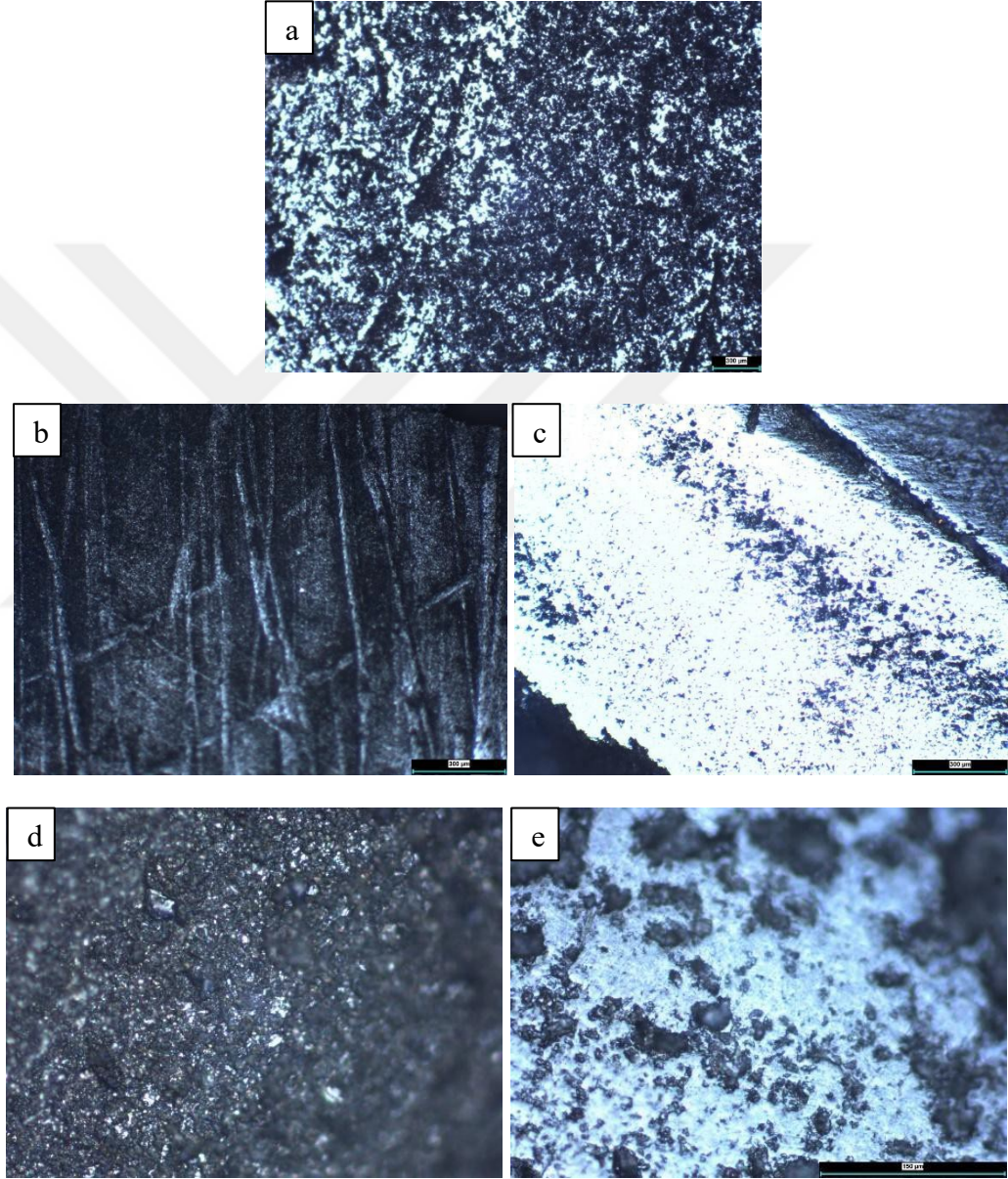
6.1. Optik Mikroskop Analizi

El presi kullanılarak sıkıştırılan numuneler 1100°C iki saat ve 1300°C iki saat sinterleme olmak üzere iki ana başlıkta incelendi. Karıştırma süreleri 30 dakika 2 saat ve 6 saat olmak üzere üçlü guruplarda incelendi.



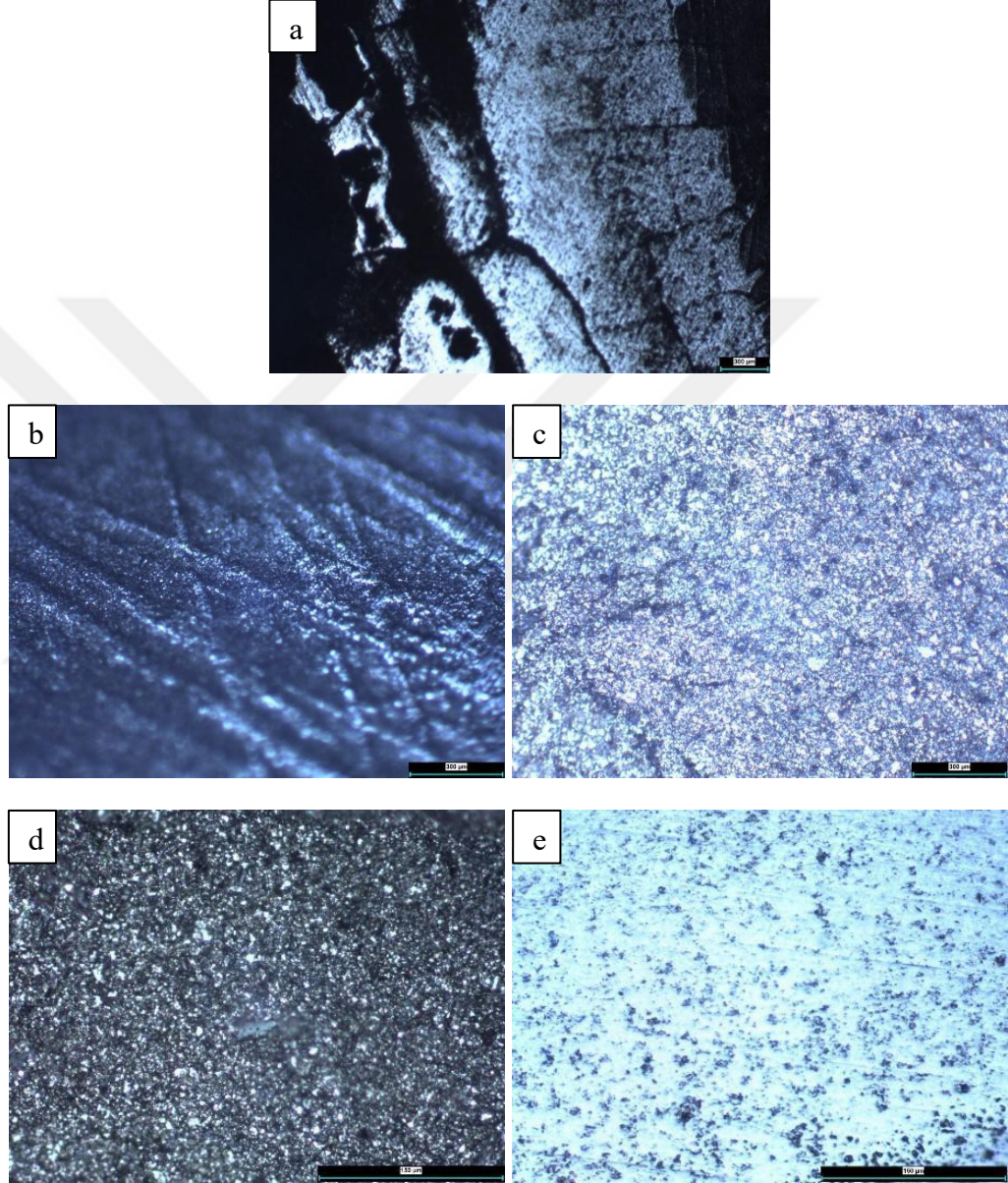
Şekil 6. 1. 30 dakika karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; **a)** 50x büyütme **b)** 100x büyütme **c)** 100x büyütme **d)** 400x büyütme **e)** 400x büyütme

Şekil 6. 1. İncelendiğinde; yapı oldukça gözenekli ve homojen bir karışım elde edilemedi. Karışım yetersiz olduğu için fazlar arası dağılım düzgün elde değil. Mikro yapıda koyu ve açık alanlar net ayrışıyor; bu da farklı fazların (örneğin metal matris ve seramik katkıları) iyi dağılmadığını gösteriyor. Karışım süresini az olması sonucunda; düşük yoğunluk sebebi ile kırılabilirlik riskinin yüksek olması ve zayıf mekanik özellikler sergilemesi beklenmektedir.



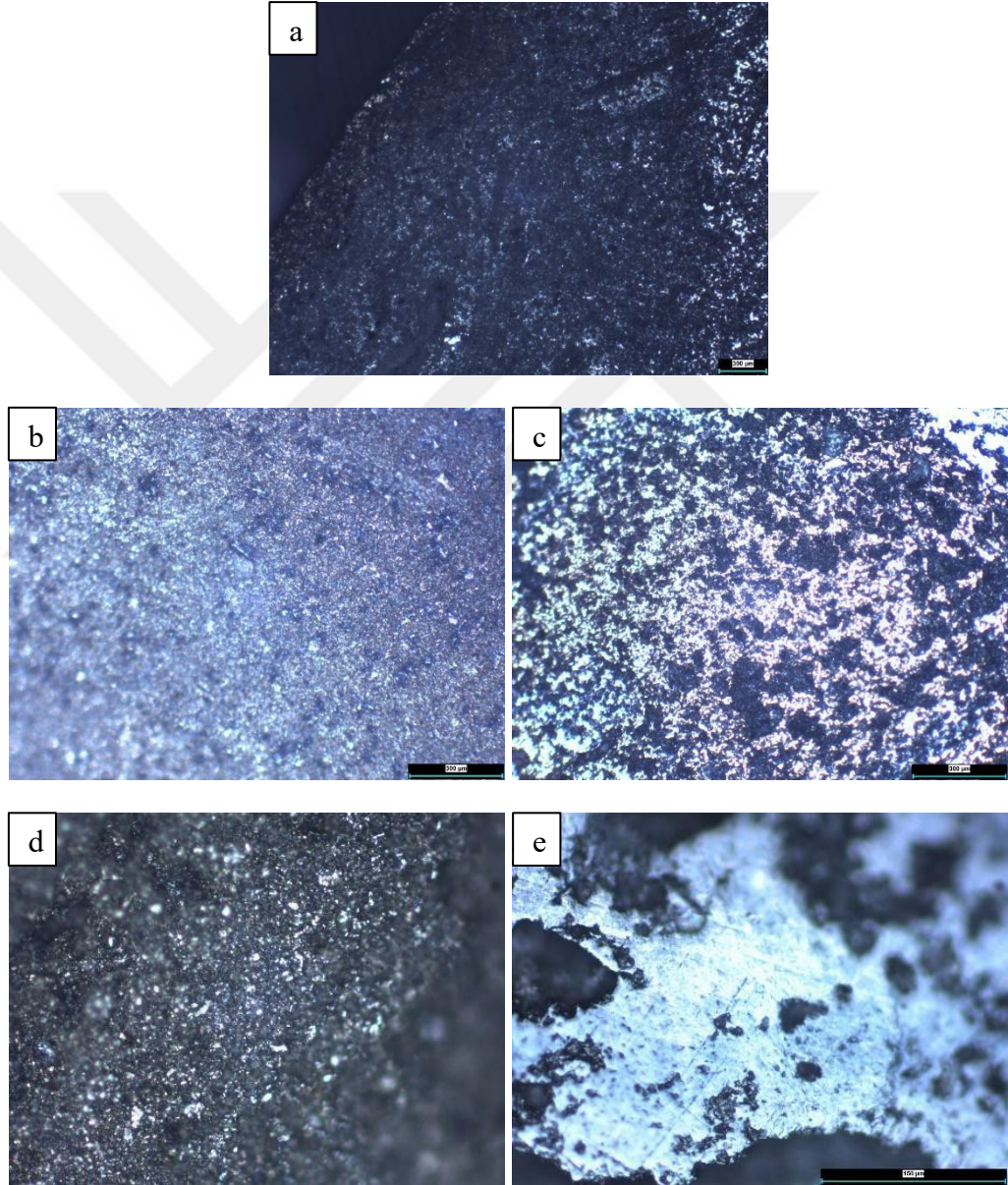
Şekil 6. 2. 2 saat karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; a) 50x büyütme b) 100x büyütme c) 100x büyütme d) 400x büyütme e) 400x büyütme

Şekil 6. 2. İncelendiğinde ise; önceki duruma göre gelişme yaşandığı söylenebilir. Fazlar daha homojen dağılmış. Gözenek yapılarında nispeten azalmalar olduğu gözlemlenmiştir Sınır bölgelerinde daha net çökelti yapıları gözlemlenebilir. Karışım süresi etkisine bakarsak; yoğunlukta artışın olduğu, mikro yapısal bütünlüğün daha iyi olduğu, sertlik ve dayanım daha yüksek olduğu düşünülmektedir.



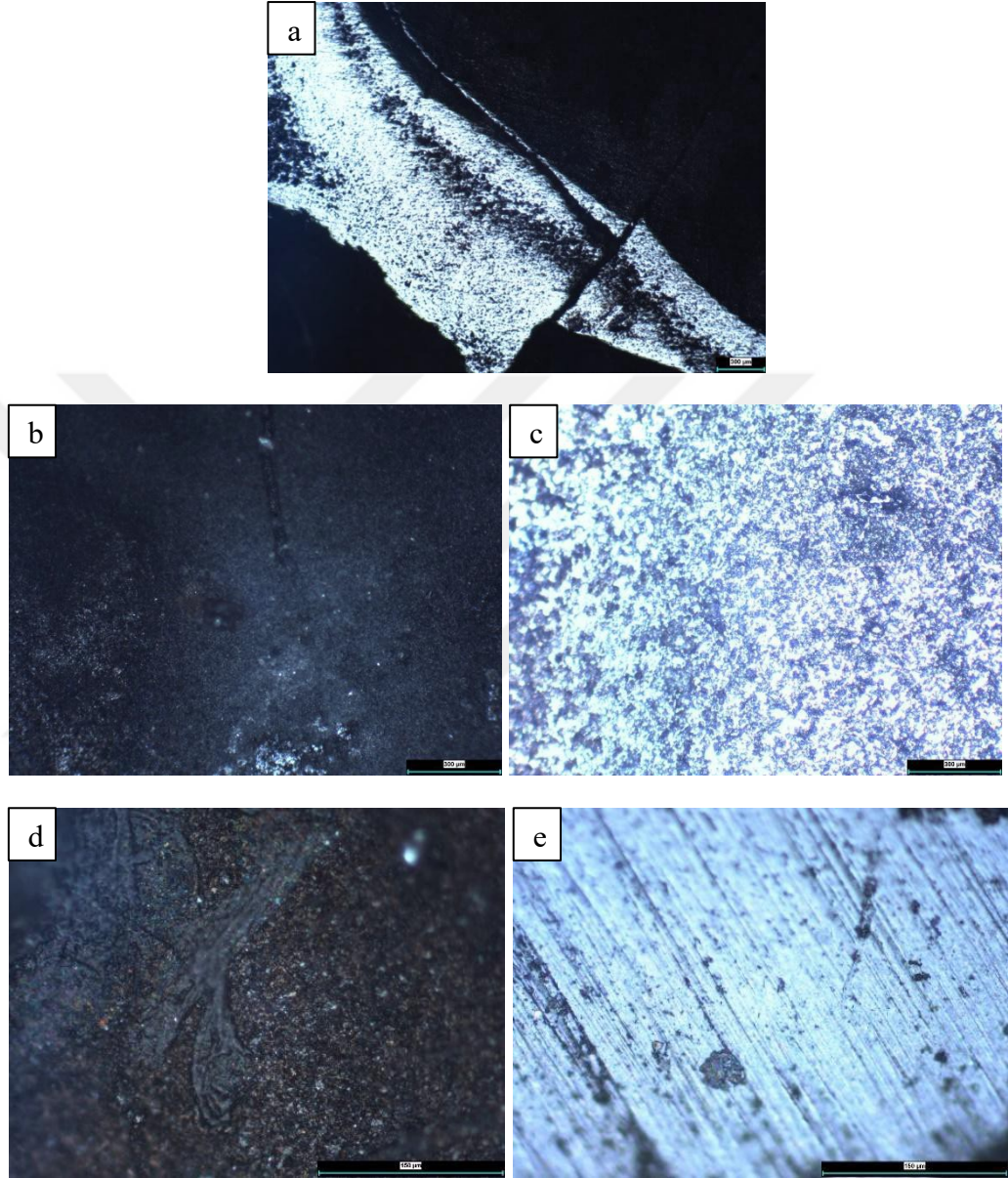
Şekil 6. 3. 6 saat karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; a) 50x büyütme b) 100x büyütme c) 100x büyütme d) 400x büyütme e) 400x büyütme

Şekil 6. 3.' e bakarsak 1100°C En düzgün yapının elde edildiği net olarak görülmektedir. Karıştırma süresinin uzun olması sayesinde tozlar iyi karışmış ve sinterleme sırasında daha sıkı bağlanmış. Gözenekler minimum düzeye inmiş ve tane sınırları net görülmektedir. Mikro yapısal en yüksek yoğunluk 6 saatlik karışımda olduğu düşünülmektedir. Yüzeyle faz geçişleri yok denecek kadar az. 1100°C sinterlenen 6 saatlik sürede karıştırılan numune diğerlerine göre iyi mekanik özellikler (sertlik, dayanıklılık, aşınma direnci) sergileyeceği düşünülmektedir.



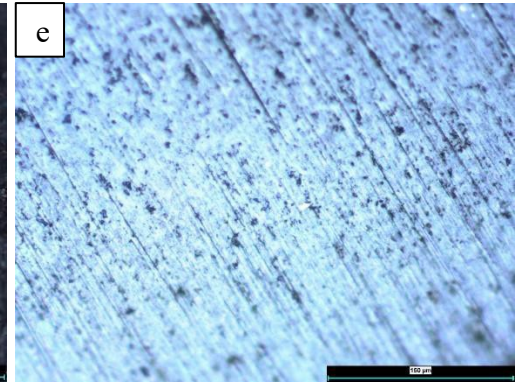
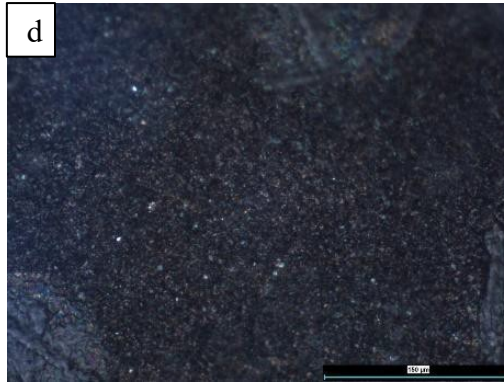
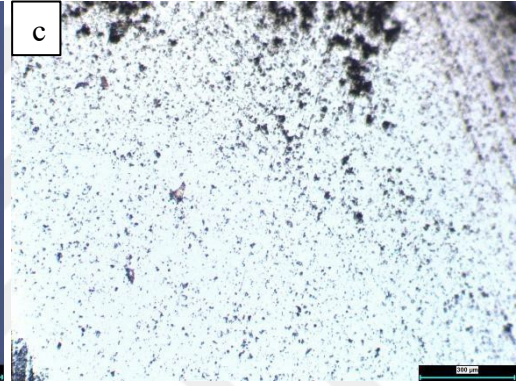
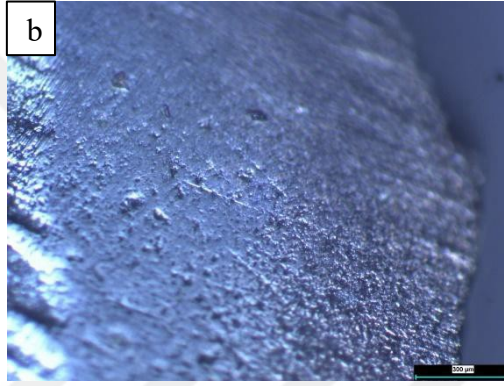
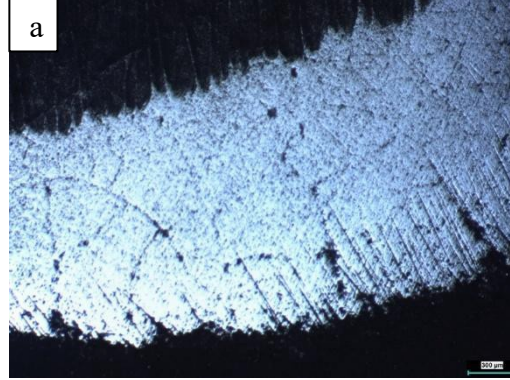
Şekil 6. 4. 30 dakika karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; **a)** 50x büyütme **b)** 100x büyütme **c)** 100x büyütme **d)** 400x büyütme **e)** 400x büyütme

Şekil 6. 4.' de sıcaklık artışı nedeniyle sinterleme etkinliği artmış. Ancak kısa karıştırma süresi nedeniyle faz ayrımı veya kümelenmeler görülüyor. Sıvı faz sinterleme belirtileri olabilir (daha pürüzsüz alanlar). Yüksek sıcaklığın olumlu etkisi var ama homojenlik yetersiz. Termal genleşmeden dolayı çatlak oluşumu riski olabilir.



Şekil 6. 5. 2 saat karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; a) 50x büyütme b) 100x büyütme c) 100x büyütme d) 400x büyütme e) 400x büyütme

Şekil 6. 5. incelenince homojenlik artmış. Fazlar karışmış, gözenekler azalmış. Daha yoğun ve düzgün yapı. Tane sınırları daha belirgin. Mekanik özelliklerde artış olacağı ve yüzey sertliği ile kopma dayanımı artacağı düşünülmektedir.



Şekil 6. 6. 6 saat karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin OM görüntüleri; **a)** 50x büyütme **b)** 100x büyütme **c)** 100x büyütme **d)** 400x büyütme **e)** 400x büyütme

Şekil 6. 6. elde edilen numuneler içerisinde en gelişmiş mikroyapı. Fazlar düzgün dağılmış ve yoğunlaşma en yüksek seviyede. Gözenekler yok denecek kadar az. Mikro

yapıda granüler yapı yerine daha sinterlenmiş (yoğun) yapı etkin. En iyi mekanik performans. Maksimum sertlik, yoğunluk ve termal direnç beklenebilir.

Tüm bunları bir tabloda (Çizelge 6.1.) ifade etmek istersek;

Çizelge 6.1. Optik mikroskop görüntülerine göre mikro yapı değerlendirilmesi

Sıcaklık	Karıştırma Süresi	Homojenlik	Gözeneklilik	Yapısal Bütünlük	Beklenen Mekanik Performans
1100 °C	30 dk	Düşük	Yüksek	Zayıf	Düşük
1100 °C	2 saat	Orta	Orta	Orta	Orta
1100 °C	6 saat	Yüksek	Düşük	Güçlü	Yüksek
1300 °C	30 dk	Düşük-Orta	Orta	Orta	Orta
1300 °C	2 saat	Orta-Yüksek	Düşük	Güçlü	Yüksek
1300 °C	6 saat	Çok Yüksek	Çok Düşük	Çok Güçlü	Çok Yüksek

Karıştırma süresi, tozların homojen dağılması ve sinterleme sonrası elde edilen mikro yapının kalitesi üzerinde önemli rol oynamaktadır. Yapılan incelemeler sonucunda aşağıdaki bulgular elde edilmiştir:

- **Kısa karıştırma süresi (30 dakika):**
 - Karışımın yetersiz olması nedeniyle fazlar homojen şekilde dağılmamıştır.
 - Mikro yapı heterojen bir yapıya sahiptir ve gözeneklilik oldukça fazladır.
 - Sinterleme etkinliği düşük kalmış, bağ oluşumu zayıf gerçekleşmiştir.
 - Bu durum, numunelerin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyerek düşük dayanım, sertlik ve kırılma tokluğu gibi sonuçları doğurabilir.
- **Orta karıştırma süresi (2 saat):**
 - Karışım kalitesinde artış gözlemlenmiştir; fazların dağılımı daha homojen bir yapı göstermektedir.
 - Gözeneklilik azalmış, sinterleme işlemi daha etkili hale gelmiştir.
 - Tane yapıları daha belirgin hâle gelmiş, mikroyapı düzeni artmıştır.
 - Bu koşullar altında elde edilen mekanik özellikler, önceki duruma göre daha iyidir ancak hâlâ tam anlamıyla optimize edilmiş değildir.
- **Uzun karıştırma süresi (6 saat):**
 - Fazlar mükemmele yakın bir homojenlikte dağılmıştır.
 - Gözeneklilik minimum düzeye inmiş, sinterleme sonrası daha sıkı ve yoğun bir yapı oluşmuştur.

- Bu durumda mikroyapının bütünlüğü ve malzemenin mekanik özellikleri (sertlik, dayanıklılık, aşınma direnci vb.) en üst seviyeye ulaşmıştır.

Sinterleme sıcaklığı, toz partikülleri arasında difüzyon, bağ oluşumu ve faz geçişleri üzerinde doğrudan etkili bir parametredir. Bu çalışmada incelenen iki sıcaklık değeri olan 1100 °C ve 1300 °C için aşağıdaki bulgular elde edilmiştir:

- **1100 °C Sinterleme:**

- Katı faz sinterleme baskındır; yani tozlar tamamen ergimeden, sadece difüzyon yoluyla birbirine bağlanmaktadır.
- Bu nedenle gözeneklilik belirgin düzeydedir ve sinterleme yeterince etkin değildir.
- Faz geçişleri tam olarak sağlanamamış; mikroyapıda keskin geçişler, düzensizlikler ve yapısal boşluklar gözlemlenmiştir.
- Bu sıcaklıkta sinterlenen numunelerin mekanik özellikleri, genellikle yetersizdir.

- **1300 °C Sinterleme:**

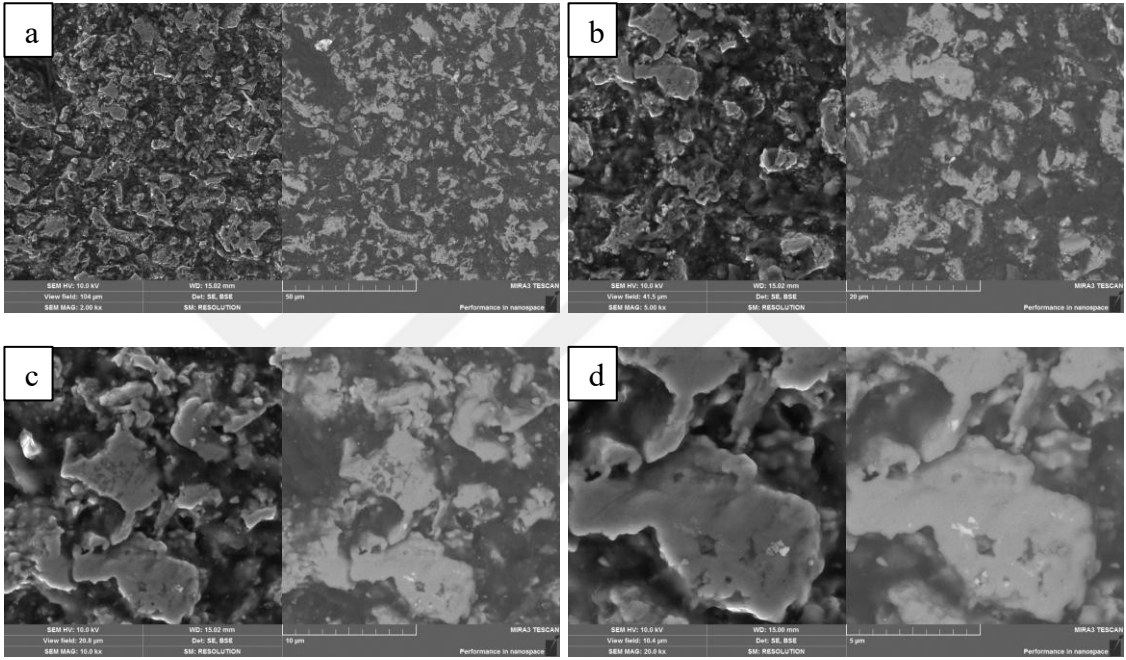
- Sinterleme daha etkili gerçekleşmiş; sıvı faz sinterleme süreci başlamış veya desteklenmiştir.
- Bu durum, yapısal yoğunluğun artmasına ve bağ oluşumunun daha güçlü olmasına katkı sağlamıştır.
- Fazlar arası sınırlar daha yumuşak hale gelmiş, geçiş bölgeleri homojenleşmiştir.
- Bu sıcaklıkta elde edilen mikro yapı, mekanik dayanım açısından optimize edilmiş bir yapı sunmaktadır.

Mikro yapının kalitesi hem karıştırma süresinin hem de sinterleme sıcaklığının bir fonksiyonu olarak değişmektedir. Uzun karıştırma süresi (6 saat) ve yüksek sinterleme sıcaklığı (1300 °C) birlikte uygulandığında, en homojen, yoğun ve mekanik olarak dayanıklı yapılar elde edilmiştir. Bu parametreler, özellikle toz metalurjisi ile üretilen kompozit veya çok fazlı malzemelerde, malzeme performansını en üst düzeye çıkarmak açısından kritik öneme sahiptir.

6.2. SEM (Taramalı Elektron Mikroskop) Analizi

Bu çalışmada, farklı sıcaklık ve karıştırma sürelerine tabi tutulan numuneler üzerinde gerçekleştirilen sinterleme işleminin mikro yapıya etkisi, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile detaylı olarak incelenmiştir. Elde edilen görüntüler 50 µm'den 5 µm'ye kadar değişen büyütmelerde alınmış ve numunelerin faz dağılımı, gözeneklilik durumu, bağ yapısı ve tane morfolojisi değerlendirilmiştir.

1100°C sıcaklıkta iki saat sinterlenen numunenin taramalı elektron mikroskopta sırası ile 2kx, 4kx, 10kx ve 20kx görüntüleri;

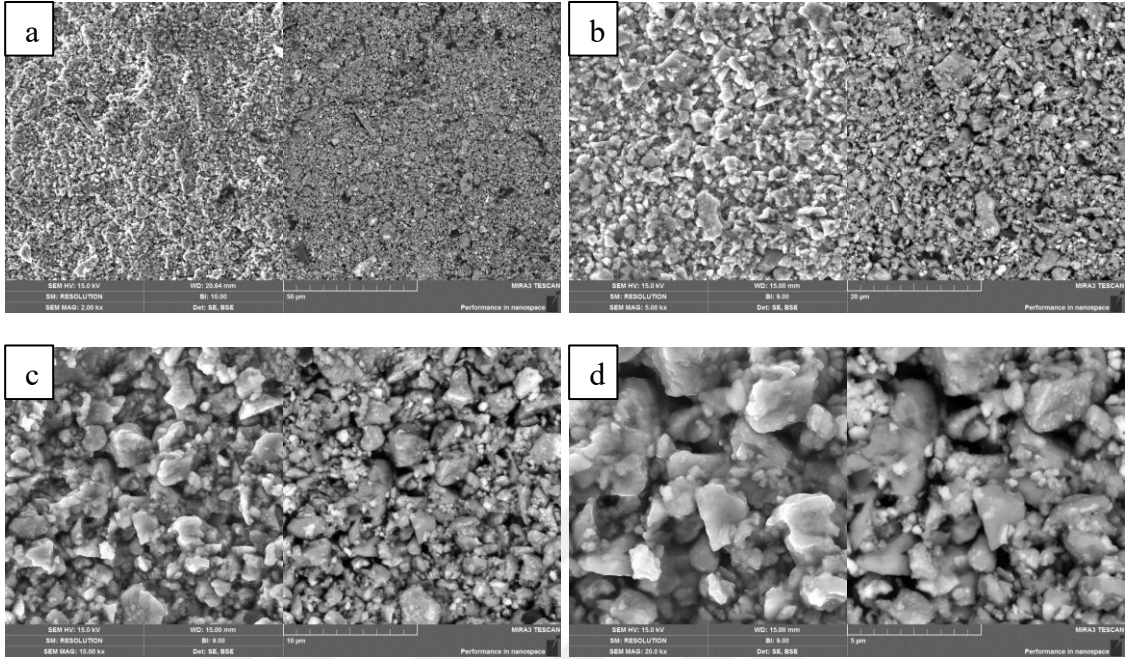


Şekil 6. 7. 30 dakika karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; **a)** 2kx büyütme **b)** 4kx büyütme **c)** 10kx büyütme **d)** 20kx büyütme

Şekil 6. 7. 'ye bakacak olursak; düzensiz gözenekler mevcut; bazı bölgelerde büyük boşluklar. Fazlar arasında net ayrışmalar var, dağılıma iyi değil. Mikroyapıda sinterleme sonrası zayıf bağ oluşumu görülüyor.

Yetersiz karıştırma süresi, tozların homojen dağılmasına izin vermemiştir. Bu durum, sinterleme sırasında partiküllerin düzgün temas etmesini engellemiş ve bağlanmayı azaltmıştır. Yüksek gözeneklilik, düşük yoğunluk ve kötü mekanik

özelliklerle sonuçlanır. Uygulamada bu yapıların mukavemet, sertlik ve aşınma direnci düşük olacağı tahmin edilmiştir.

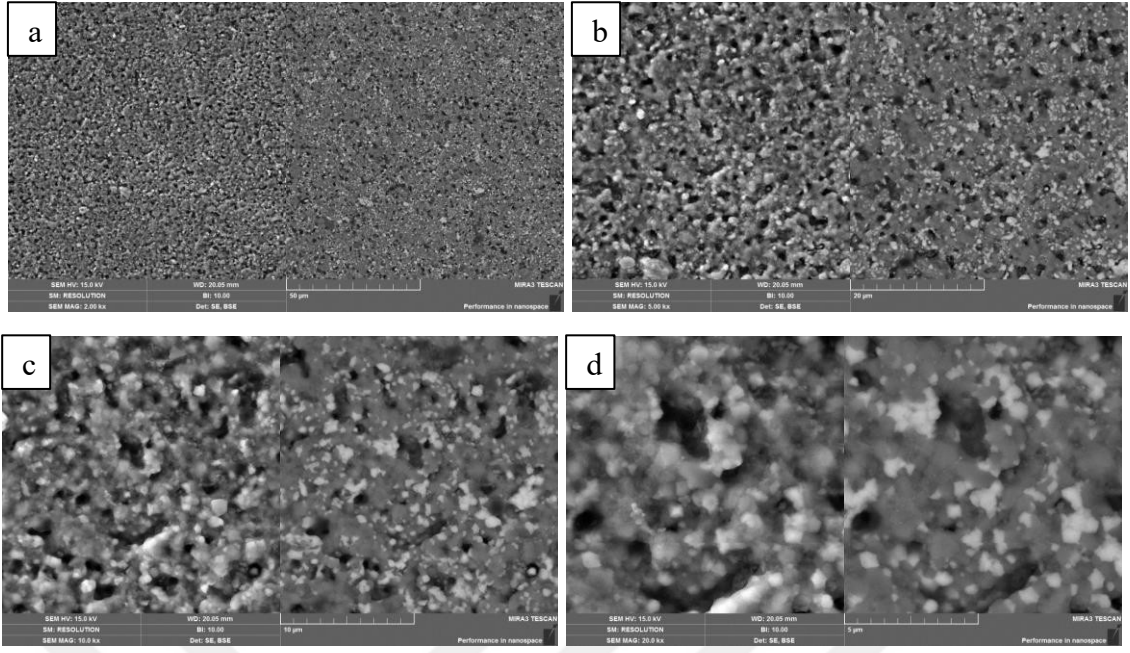


Şekil 6. 8. 2 saatlik karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; **a)** 2kx büyütme **b)** 4kx büyütme **c)** 10kx büyütme **d)** 20kx büyütme

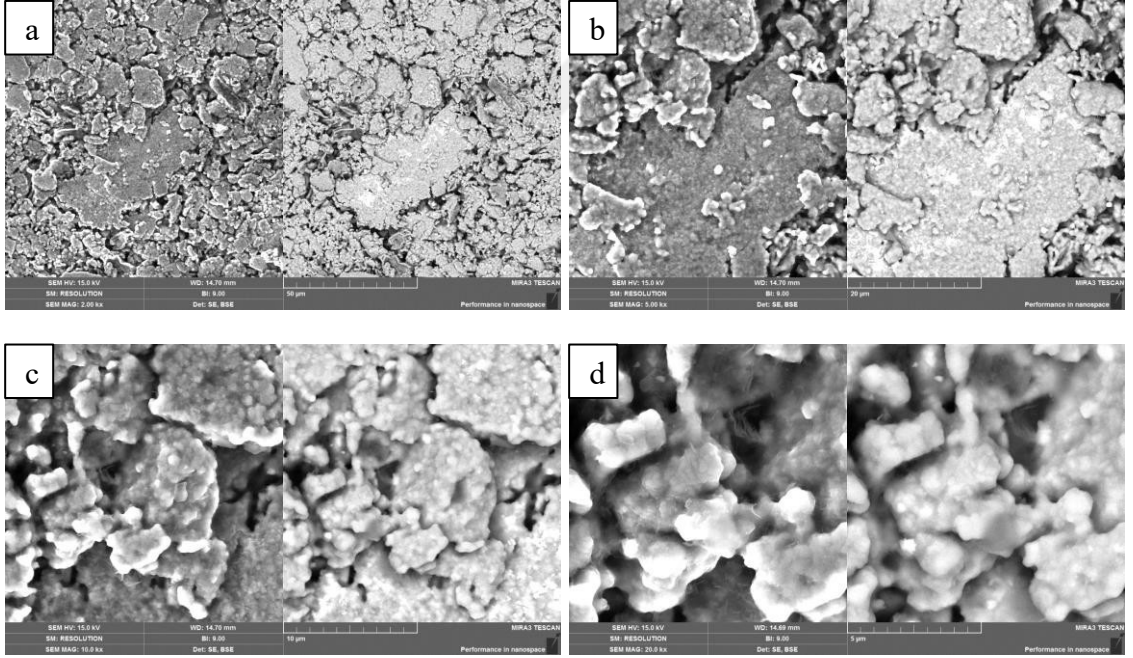
Şekil 6. 8. 'ye bakacak olursak; daha düzgün faz dağılımı, gözenek boyutları küçülmüş. Mikro yapı bütünlüğü daha iyi; tane sınırları seçilebilir.

Karıştırma süresi arttıkça partiküller arasındaki karışım kalitesi iyileşmiş. Bu da sinterleme sırasında daha fazla temas noktası ve daha güçlü bağ oluşumu sağlamıştır. Yapı daha yoğun ve homojen hâle gelmiş; ancak gözeneklilik hâlâ belirli seviyededir. Mekanik özellikler ortalama düzeyde; yapısal uygulamalarda kullanılabilir.

Şekil 6. 9. 'a bakacak olursak; gözenek oranı oldukça düşük, fazlar homojen ve sürekli bir yapı oluşturmuş. Yüzeyde düzenli ve kesintisiz tane yapısı gözleniyor. Uzun karıştırma süresi sayesinde fazların homojen karışımı sağlanmış. Sinterleme sırasında tüm bölgelerde etkin bağ oluşumu gerçekleşmiş. Bu yapı; yüksek yoğunluk, düşük porozite ve mükemmel mekanik özellikler (sertlik, mukavemet) sunar. Endüstriyel ölçekte kullanıma uygun, yüksek performanslı bir yapı örneğidir.



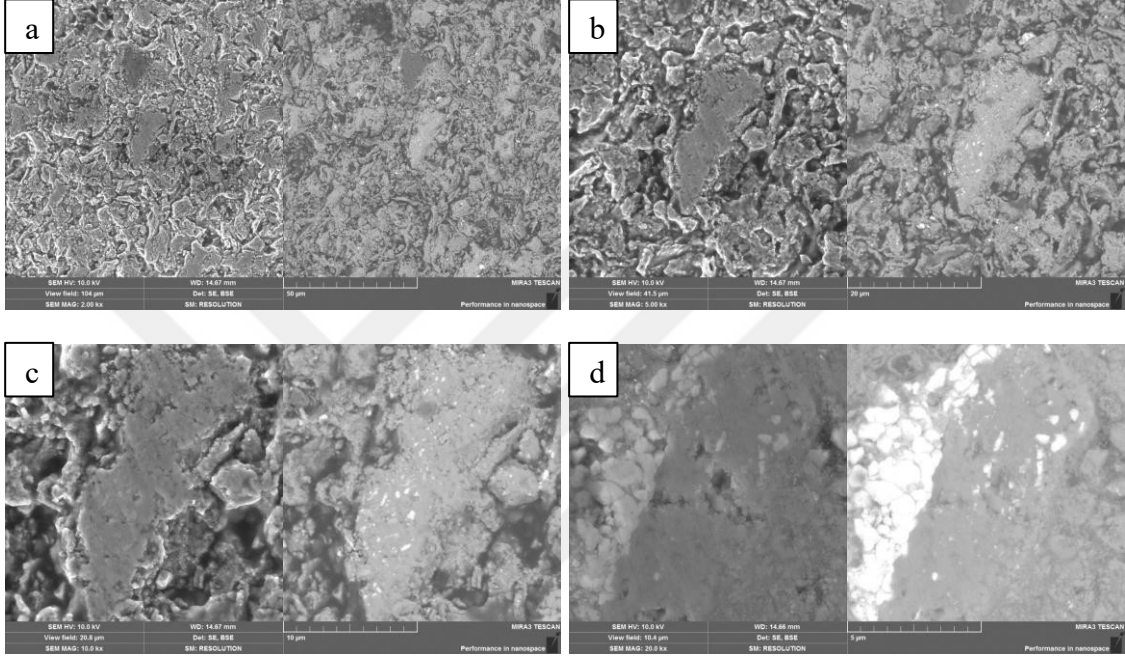
Şekil 6. 9. 6 saatlik karışım süresine göre 1100 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; **a)** 2kx büyütme **b)** 4kx büyütme **c)** 10kx büyütme **d)** 20kx büyütme



Şekil 6. 10. 30 dakika karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; **a)** 2kx büyütme **b)** 4kx büyütme **c)** 10kx büyütme **d)** 20kx büyütme

Şekil 6. 10'a bakacak olursak; Daha yüksek sıcaklığın etkisiyle sinterleme belirgin, ancak gözenekler hâlâ mevcut. Fazlar yer yer kümelenmiş; homojenlik sağlanamamış.

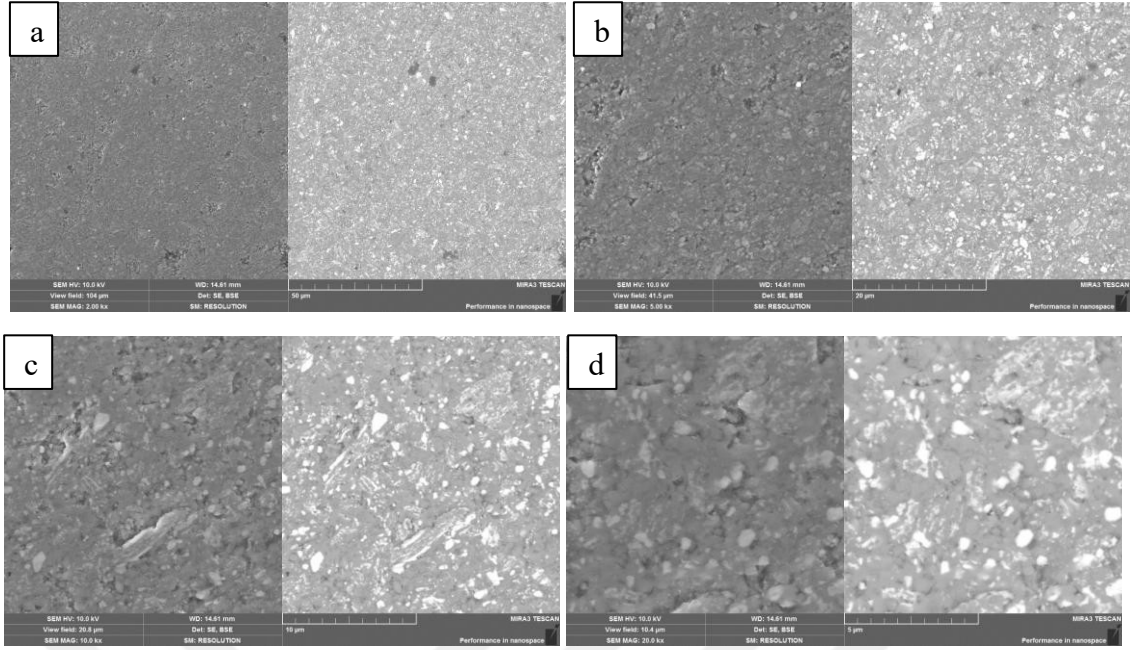
Sıcaklık artışı, sinterleme kabiliyetini iyileştirmiş; sıvı faz oluşumu başlamış olabilir. Fakat karışım yetersiz olduğu için mikro yapıda faz dengesizlikleri oluşmuş. Bu da çatlak oluşumuna, yerel yoğunluk farklarına ve gerilme birikimlerine yol açabilir. Bu nedenle performans orta düzeyde kalacağı düşünülmektedir.



Şekil 6. 11. 2 saatlik karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; **a)** 2kx büyütme **b)** 4kx büyütme **c)** 10kx büyütme **d)** 20kx büyütme

Şekil 6. 11. 'e bakacak olursak; gözenekler küçülmüş, düzenli bir dağılım söz konusu. Tane sınırları net, yapısal geçişler düzgün.

Yeterli karıştırma süresi ve yüksek sıcaklık sinerji oluşturarak ideal sinterleme koşulları sağlamış. Fazlar düzgün karışmış ve yoğunluk artmış. Bu yapı, iyi bir mekanik performans sağlar: yüksek sertlik, iyi dayanıklılık, düşük aşınma gibi.



Şekil 6. 12. 6 saatlik karışım süresine göre 1300 °C' de 2 saat sinterlenmiş numunelerin SEM görüntüleri; **a)** 2kx büyütme **b)** 4kx büyütme **c)** 10kx büyütme **d)** 20kx büyütme

Şekil 6. 8. 'ye bakacak olursak; neredeyse tamamen gözeneksiz yapı. Fazlar tam olarak entegre olmuş, geçiş bölgeleri belirsiz hâle gelmiş. Mikroyapı oldukça yoğun ve sürekli. Uzun süreli karıştırma ile mükemmel faz dağılımı sağlanmış. 1300 °C'de gerçekleşen sinterleme ile sıvı faz etkisi tam verimli kullanılmış. Bu numune, mikroyapı açısından en yüksek kaliteyi göstermekte olup, üstün mekanik özellikler beklenir. Özellikle otomotiv, havacılık veya yüksek yük taşıyan bileşenlerde tercih edilebilecek kalitededir. Tüm bunları bir tabloda (Çizelge 6.2.) ifade etmek istersek;

Çizelge 6.2. Taramalı elektron mikroskop görüntülerine göre mikro yapı değerlendirmesi

Sıcaklık (°C)	Karıştırma Süresi	Gözeneklilik	Faz Dağılımı	Yapısal Homojenlik	Mekanik Özellikler
1100	30 dk	Yüksek	Düzensiz	Düşük	Zayıf
1100	2 saat	Orta	Daha düzenli	Orta	Orta
1100	6 saat	Düşük	Homojen	Yüksek	İyi
1300	30 dk	Orta	Kısmen karışık	Düzensiz	Orta
1300	2 saat	Düşük	Düzenli	İyi	Yüksek
1300	6 saat	Çok Düşük	Mükemmel	Çok Yüksek	En yüksek

SEM görüntüleri, karıştırma süresinin artmasıyla birlikte fazların numune içerisinde daha homojen dağıldığını açıkça göstermektedir. Özellikle 6 saat karıştırılan numunelerde, faz ayrışmalarının minimum seviyeye indiği, mikro yapının daha sürekli ve düzenli hâle geldiği gözlemlenmiştir. Buna karşın, 30 dakika karıştırılan numunelerde fazlar arasında lokal kümelenmeler, ayrışmalar ve homojen olmayan bölgeler belirgindir. Bu durum, kısa karıştırma süresinin tozların yeterince dağılmasını engellediğini ve sinterleme sırasında düzensiz bağlanmalara neden olduğunu göstermektedir.

Karıştırma süresi ve sinterleme sıcaklığı arttıkça gözenek oranında belirgin bir azalma gözlemlenmiştir. 1100 °C'de 30 dakika karıştırılan numunelerde düzensiz, büyük ve birbirinden izole gözenekler mevcutken; 1300 °C'de 6 saat karıştırılan numunelerde gözeneklerin boyutu oldukça küçülmüş ve dağılımı daha üniform hale gelmiştir. Bu, sinterleme sürecinde katı ve/veya sıvı faz difüzyonunun daha etkin gerçekleştiğini ve malzeme yoğunluğunun arttığını göstermektedir.

SEM görüntülerinde tane sınırlarının belirginliği, sinterleme sıcaklığına doğrudan bağlı olarak artış göstermiştir. 1100 °C'de sinterlenen numunelerde tane yapıları daha küçük ve belirgin sınırlarla ayrılmışken, 1300 °C'de sinterlenen numunelerde tane büyümesi gözlemlenmiş, sınırlar daha yumuşak geçişli hâle gelmiştir. Bu, yüksek sıcaklığın mikro yapıda yeniden düzenlenmeye yol açtığını ve sinterleme verimliliğini artırdığını göstermektedir. Özellikle 1300 °C'de 6 saat karıştırılan numunelerde, tane yapısının oldukça yoğunlaştığı ve bağların neredeyse tamamen kapanarak homojen bir yapı oluşturduğu görülmektedir.

SEM görüntüleri genel olarak değerlendirildiğinde, yüksek sıcaklık (1300 °C) ve uzun karıştırma süresi (6 saat) kombinasyonunun en iyi sinterleme kalitesini sağladığı ortaya çıkmaktadır. Bu durumda gözenekler minimuma inmiş, fazlar homojen dağılmış ve bağ yapısı maksimum düzeyde oluşmuştur. Buna karşın düşük sıcaklık ve kısa karıştırma süresi ile elde edilen numunelerde sinterleme yetersiz kalmakta, bağlar tam oluşmamakta ve yapısal süreksizlikler belirginleşmektedir.

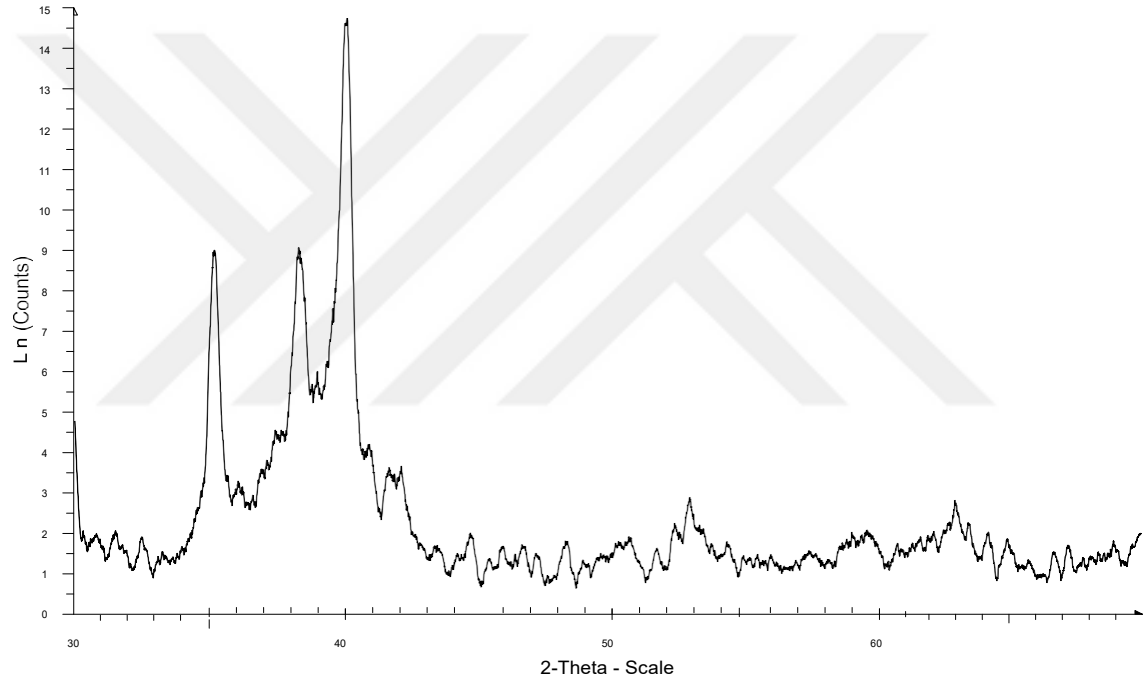
SEM mikro grafipleri, sinterleme işleminde kullanılan sıcaklık ve karıştırma süresinin, elde edilen mikro yapının kalitesini doğrudan etkilediğini göstermektedir. Uzun karıştırma süresi, tozların daha homojen karışmasını sağlarken; yüksek sıcaklık,

sinterleme etkinliğini artırarak daha yoğun ve sürekli bir yapı oluşmasına olanak tanımaktadır. Bu bulgular, optimal sinterleme parametrelerinin belirlenmesi açısından kritik öneme sahiptir ve nihai ürünün mekanik performansını doğrudan etkilemektedir.

6.3. XRD Analizleri

Bu çalışmada, 30 dakika, 2 saat ve 6 saatlik karıştırma sürelerine tabi tutulan numunelerin kristal yapısal karakterizasyonu X-Ray Difraktometri (XRD) yöntemiyle gerçekleştirilmiştir. XRD desenleri, karıştırma süresinin kristal faz oluşumu ve yapısal düzen üzerine etkisini açıkça ortaya koymaktadır.

30 dakika karıştırma süresi;



Çizelge 6.3. 30 dakika karışım süresinde öne çıkan pik değerleri

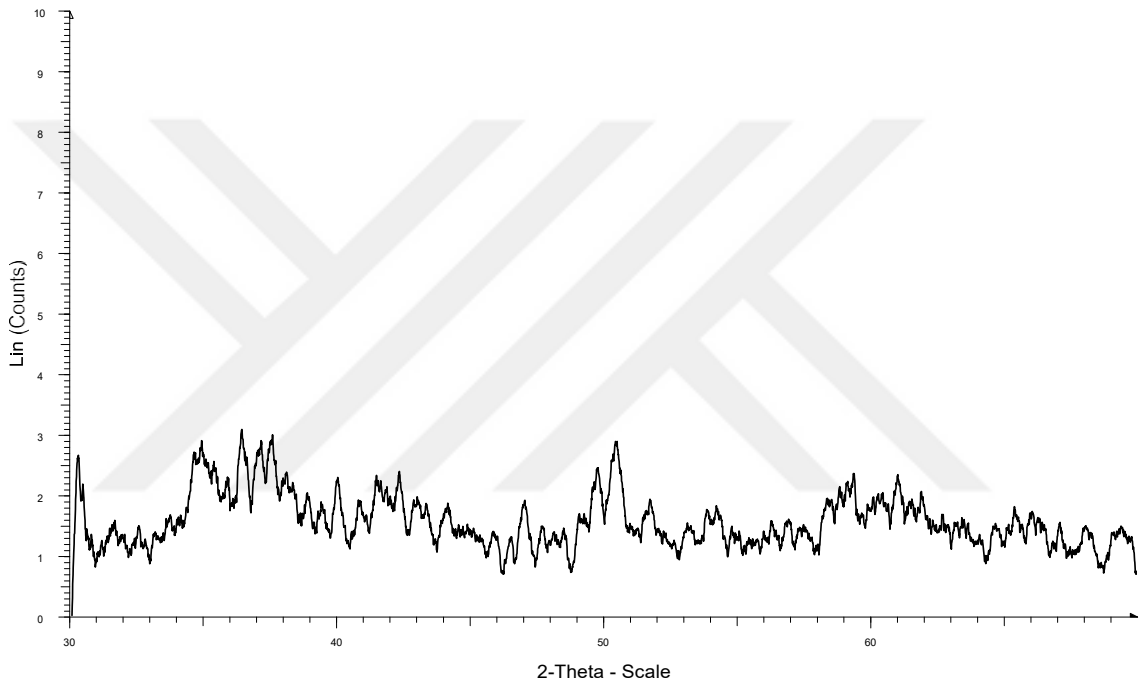
2θ (°)	Faz Türü	Miller İndisleri	Yorum
35,0	α-Ti	(100)	Ana faz, güçlü pik
38,4	α-Ti	(002)	Kristal yönelimi belirgin
40,2	β-Ti	(110)	β fazı görünür, orta şiddette
53,0	α-Ti	(102)	Daha zayıf ama karakteristik
63,0	α-Ti	(110)	Yüksek açılı α faz piki

XRD deseninde sınırlı sayıda düşük şiddetli ve geniş pikler gözlemlenmiştir. Pik genişliği, kristallit boyutunun küçük olduğunu ve/veya yapının yüksek düzeyde iç gerilmeye sahip olduğunu göstermektedir. Piklerin belirsizliği ve düşük şiddeti, kristalinliğin düşük ve amorf faz içeriğinin yüksek olduğunu düşündürmektedir. Ayrıca

bazı fazlara ait piklerin üst üste binmiş veya ayrışmamış olduğu izlenmektedir.

Kısa karıştırma süresi, toz bileşenlerinin homojen bir şekilde karışmasını yeterince sağlayamamış, bu da sinterleme sırasında tam kristalleşmeyi engellemiştir. Dolayısıyla, faz oluşumu sınırlı kalmış ve yapıda amorf bölgelerin veya faz ayrışmalarının varlığına işaret eden düzensiz XRD desenleri ortaya çıkmıştır. Bu durum, mikroyapısal homojenliğin düşük olduğunu ve mekanik performansın olumsuz etkilenebileceğini göstermektedir.

2 saat karıştırma süresi;



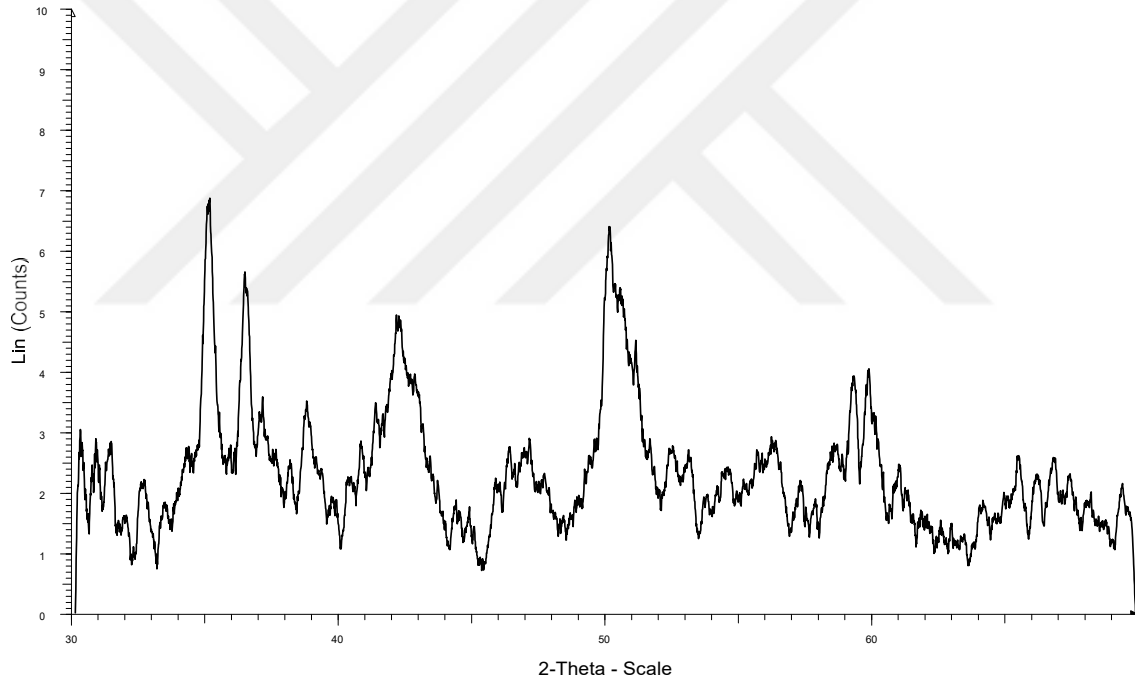
Çizelge 6.4. 2 saat karışım süresinde öne çıkan pik değerleri

2θ (°)	Faz Türü	Miller İndisleri	Yorum
35,0	α-Ti	(100)	Geniş ve zayıf pik, kristallik az
38,4	α-Ti	(002)	Düşük yoğunluk, yönelim bozulmuş
40,2	β-Ti	(110)	Zayıf ve yayılmış pikiyle görünür
53,0	α-Ti	(102)	Çok zayıf, zor seçilebiliyor
63,0	α-Ti	(110)	Belirsiz, geniş pik şeklinde

XRD deseninde, daha keskin ve belirgin pikler gözlemlenmektedir. Pik şiddetlerinin artması, kristal yapının geliştiğini ve kristalninliğin yükseldiğini göstermektedir. Pik konumları, belirli kristal fazların oluştuğunu ve yapının daha düzenli hâle geldiğini göstermektedir. Genişlik azalmış, pik ayrışmaları daha net hale gelmiştir.

İki saatlik karıştırma süresi, tozlar arasında yeterli karışımın sağlanmasına olanak tanımış, sinterleme esnasında daha kararlı faz oluşumuna zemin hazırlamıştır. Kristal yapı, önceki numuneye göre daha düzenli ve homojen hâle gelmiş olup, bu durum mekanik özelliklerin iyileşmesine katkı sağlar. Pik yoğunluğunun artması, kristal faz oranının yükseldiğini ve amorf yapıdan kristalin yapıya geçişin gerçekleştiğini göstermektedir.

6 saat karıştırma süresi; XRD deseninde yüksek şiddetli, net ve keskin pikler dikkat çekmektedir. Pik ayrımları oldukça belirgin; kristal fazlar açık bir şekilde tanımlanabilir durumdadır. Arka plan gürültüsü (baz çizgi seviyesi) oldukça düşüktür; bu da amorf yapının minimumda olduğunu gösterir. Piklerin daralması, kristalit boyutlarının büyüdüğüne veya iç gerilmelerin azaldığına işaret eder. Bazı yeni sekonder fazların da oluşmuş olabileceği gözlemlenmektedir.



Çizelge 6.5. 6 saat karışım süresinde öne çıkan pik değerleri

2θ (°)	Faz Türü	Miller İndisleri	Yorum
35,0	α-Ti	(100)	Yeniden kristalleşmiş, güçlü
38,4	α-Ti	(002)	Netleşmiş yönelimli pik
40,2	β-Ti	(110)	Daha güçlü, β fazı artmış
53,0	α-Ti	(102)	Belirginleşmiş
63,0	α-Ti	(110)	Gözle görünür seviyede mevcut

6 saatlik karıştırma süresiyle elde edilen numune, yüksek düzeyde homojenlik sağlamış ve sinterleme sırasında maksimum kristalleşme gerçekleşmiştir. Fazlar arasında tam

karışım sağlandığı için difüzyonla termodinamik olarak kararlı yeni fazlar oluşmuş ve bu fazlar XRD’de net bir şekilde ayrılmıştır. Kristal yapının bu denli gelişmiş olması, numunenin mikroyapısal ve mekanik özellikler açısından en üstün performansa sahip olduğunu göstermektedir. Bu durum, özellikle yüksek sıcaklık ve uzun karıştırma süresi kombinasyonlarının sinterleme optimizasyonu açısından kritik rol oynadığını kanıtlamaktadır.

XRD analizlerinden elde edilen bulgular, karıştırma süresinin artmasının kristalin faz oluşumuna doğrudan etki ettiğini ortaya koymaktadır. Kısa sürede karıştırılan numunelerde kristalleşme yetersiz kalırken, daha uzun süre karıştırılan numunelerde faz ayrımı belirginleşmiş ve yapısal homojenlik artmıştır. Özellikle 6 saat karıştırılan numune, kristal yapı açısından en düzenli ve faz bakımından en dengeli yapı olarak öne çıkmaktadır. Bu durum, sinterleme sonrası elde edilen ürünün mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesinde uzun karıştırma süresinin kritik rol oynadığını göstermektedir.

6.4. Mikro Sertlik Analizi

Ölçülen mikrosertlik değerlerinin sinterleme sıcaklığı ve karıştırma sürelerine bağlı değişimi Çizelge 5.1’ de görülmektedir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda, en düşük sertlik değerinin 1100 °C’de 30 dakika karıştırılan numunede (328 HV), en yüksek sertlik değerinin ise 1300 °C’de 6 saat karıştırılan numunede (485 HV) elde edildiği görülmektedir. Bu durum, her iki parametrenin (karıştırma süresi ve sinterleme sıcaklığı) birlikte optimizasyonunun, malzeme performansını maksimize etmek açısından kritik öneme sahip olduğunu göstermektedir.

Çizelge 6.6. Mikrosertlik değerlerinin sinterleme sıcaklığına ve karışım sürelerine bağlı değişimi

Sinterleme Sıcaklıkları	Karışım Süreleri		
	30 Dakika	2 Saat	6 Saat
1100°C	328(HV)	395(HV)	450(HV)
1300°C	335(HV)	401(HV)	485(HV)

Sertlik test sonuçları, sinterleme sürecine ilişkin parametrelerin (sıcaklık ve karıştırma süresi) mikroyapı ile doğrudan ilişkili olduğunu ve bu yapısal değişimlerin mekanik özellikleri önemli ölçüde etkilediğini göstermektedir. Uzun süre karıştırılan ve yüksek

sıcaklıkta sinterlenen numuneler, homojen faz dağılımı, düşük porozite ve yüksek bağ bütünlüğü sayesinde üstün sertlik değerleri sergilemiştir. Bu bulgular, özellikle yüksek aşınma direnci ve yüzey dayanımı gerektiren uygulamalar için kritik öneme sahiptir.



7. DEĞERLENDİRME VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, farklı karıştırma süreleri (30 dakika, 2 saat, 6 saat) ve sinterleme sıcaklıkları (1100 °C ve 1300 °C) altında işleme tabi tutulan numunelerin mikroyapısal ve mekanik özellikleri, çok yönlü karakterizasyon teknikleri aracılığıyla incelenmiştir. Yapısal analizlerde Optik Mikroskopi (OM), Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve X-Işını Difraksiyonu (XRD) yöntemleri kullanılmış; mekanik değerlendirme ise Vickers mikrosertlik ölçümleri ile gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler, üretim parametrelerinin hem mikroyapı gelişimi hem de nihai performans üzerindeki etkisini bütüncül biçimde ortaya koymaktadır.

Optik mikroskop analizleri, özellikle gözeneklilik, tane yapısı ve faz homojenliği açısından önemli bulgular sunmuştur. Karıştırma süresi kısa olan numunelerde, gözeneklerin büyük, düzensiz ve fazların heterojen dağıldığı gözlemlenmiştir. Buna karşın, karıştırma süresi 6 saate çıkarıldığında, fazların daha homojen dağıldığı, gözenekliliğin azaldığı ve sinterleme sonrası oluşan yapının daha yoğun bir forma ulaştığı tespit edilmiştir. Sinterleme sıcaklığının 1300 °C'ye çıkarılması, tüm karıştırma süreleri için bağ yapılarının güçlenmesine ve mikroyapının sıkılaşmasına katkı sağlamıştır. Bu sonuçlar, karıştırma süresi ile sinterleme sıcaklığı arasında doğrudan bir sinerji olduğunu göstermektedir.

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizleri, mikroyapının detaylarını yüksek çözünürlükte ortaya koyarak OM verilerini desteklemiştir. 30 dakika karıştırılan numunelerde partikül kümelenmeleri, keskin faz sınırları ve düzensiz porozite yapısı gözlemlenirken, 6 saat karıştırılan numunelerde daha kompakt, homojen ve düşük poroziteli yapılar tespit edilmiştir. Özellikle 1300 °C'de sinterlenen ve uzun süre karıştırılan numunelerde, tane sınırlarının netleştiği, sekonder fazların stabil olarak dağıldığı ve bağ yapılarının süreklilik kazandığı belirlenmiştir. Bu bulgular, sinterleme yoğunluğunun artması ve mikroyapının kristal bütünlüğünün güçlenmesi ile ilişkilidir.

XRD desenleri, kristal faz oluşumu ve yapının kristalinlik derecesi hakkında nitel ve yarı nicel bilgi sağlamıştır. 30 dakika karıştırılan numunelerin desenlerinde geniş ve düşük şiddetli pikler gözlenmiş; bu da düşük kristalinlik ve yüksek amorf içerik ile ilişkilendirilmiştir. Karıştırma süresi 2 saate çıkarıldığında, daha keskin ve yüksek

yoğunluklu pike sahip desenler elde edilmiştir. En belirgin kristal yapı ise 6 saat karıştırılan numunelerde gözlemlenmiş; burada fazlar açıkça ayrılmış, pikler daralmış ve kristal faz oranı maksimum düzeye ulaşmıştır. Bu durum, uzun karıştırma süresinin ve yüksek sinterleme sıcaklığının difüzyon süreçlerini etkinleştirerek termodinamik olarak kararlı fazların oluşumunu teşvik ettiğini göstermektedir.

Vickers mikrosertlik ölçümleri, mikroyapısal gelişimin mekanik yansımalarını doğrudan göstermiştir. Elde edilen sonuçlara göre, hem karıştırma süresindeki hem de sinterleme sıcaklığındaki artış, sertlik değerlerinde belirgin bir iyileşme sağlamıştır. 1100 °C’de 30 dakika karıştırılan numunenin sertliği 328 HV iken, 1300 °C’de 6 saat karıştırılan numunede bu değer 485 HV’ye yükselmiştir. Bu artış, mikroyapının daha yoğun ve homojen hale gelmesi, gözenekliliğin azalması, bağ yapılarının sıkılaşması ve kristal faz oranının artmasıyla açıklanabilir. Karıştırma süresinin etkisi sıcaklıkla birlikte değerlendirilmiş, parametreler arası etkileşimin mekanik performansı doğrudan belirlediği sonucuna varılmıştır.

Çalışma genelinde elde edilen çok yönlü veriler, üretim parametrelerinin mikroyapı ve mekanik özellikler üzerindeki etkisini açıkça ortaya koymuştur:

- **Uzun karıştırma süresi**, hem faz dağılımını homojenleştirmiş hem de sinterleme sonrası yapının kristal bütünlüğünü artırmıştır.
- **Yüksek sinterleme sıcaklığı**, difüzyon mekanizmalarını hızlandırarak gözenekliliği azaltmış ve bağ yapılarının etkinliğini artırmıştır.
- **XRD ve SEM verileri**, kristalin yapı oluşumunun ve mikro düzeydeki bağ gelişiminin boyutunu doğrulamıştır.
- **Vickers sertlik sonuçları**, bu yapısal gelişimin makro düzeyde mekanik performansa yansımalarını ortaya koymuştur.

Bu bulgular, toz metalürjisi ile üretilen çok fazlı sistemlerde üretim parametrelerinin dikkatli şekilde optimize edilmesinin hem yapısal hem de fonksiyonel performans açısından kritik önem taşıdığını göstermektedir.

KAYNAKLAR

Anderson, J. M., Rodriguez, A., & Chang, D. T. (2008). Foreign body reaction to biomaterials. *Seminars in Immunology*, 20(2), 86–100.

Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials (12th ed.)*. Elsevier Health Sciences.

ASTM. (2003). *Standart Specification for Wrought 18 Chromium 14 Nickel 2.5 Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673)* (ASTM F138-03). Erişim (<https://0-compass.astm.org/divit.library.itu.edu.tr/download/F138-03.27813.pdf>)

Baskett, R. J., Hosseini, N., & Hopman, W. M. (2020). Custom 3D printed titanium implants in orthopedic surgery: A systematic review. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15(1), 1–10.

Best, S. M., Porter, A. E., Thian, E. S., & Huang, J. (2008). Bioceramics: Past, present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society*, 28(7), 1319–1327.

Black, J., & Hastings, G. W. (2013). *Handbook of biomaterial properties*. Springer Science & Business Media.

Brånemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., & Ohman, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 16(suppl), 1–132.

Caló, E., & Khutoryanskiy, V. V. (2015). *Biomedical applications of hydrogels: A review of patents and commercial products*. *European Polymer Journal*, 65, 252–267.

Chen, Q., Thouas, G. A., & Moore, D. E. (2020). *Metallic biomaterials*. Woodhead Publishing.

Chia, H. N., & Wu, B. M. (2015). Recent advances in 3D printing of biomaterials. *Journal of Biological Engineering*, 9(1), 4.

Cömert I. (2005). *Biyomalzemelerin Gelişimine Toz Metalürjisinin Etkisi*. (Yüksek lisans tezi). *İstanbul Teknik Üniversitesi. Fen Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.*

- Çalışkan, M.** (2020). İmplant üretiminde talaşlı imalat yöntemlerinin analizi. *Journal of Manufacturing Engineering*, 25(3), 34-42.
- Dorf, R. C.** (2006). *Biomedical Engineering Fundamentals*. Boca Raton, FL.: CRC Press.
- Dorozhkin, S. V.** (2020). Calcium orthophosphate-based bioceramics. *Materials*, 13(3), 552.
- Elahinia, M., Hashemi, M., Tabesh, M., & Bhaduri, S. B.** (2012). Manufacturing and processing of NiTi implants: A review. *Progress in Materials Science*, 57(5), 911– 946.
- Erden M. A. .** (2017). Presleme Basıncının Toz Metalürjisi İle Üretilen Alaşımız Çeliklerin Mikroyapı Ve Mekanik Özelliklerine Etkisi. *Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, Cilt 6, Sayı 1, 257-264
- Erten, M., Yağmur, L.** (1997). *Hızlı Prototip Üretim Teknolojileri. Makine ve Metal Dergisi*, 76-97, İstanbul
- García, C., Peñaranda-Foix, F. L., Catalá-Civera, J. M., & Sánchez-Herencia, A. J.** (2015). Microwave-assisted sintering of biomedical implants. *Materials Science and Engineering: C*, 55, 47–53.
- Garoushi, S., Lassila, L. V., & Vallittu, P. K.** (2009). Short fiber reinforced composite: The future of direct posterior restorations? *The Open Dentistry Journal*, 3, 32–39.
- Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., & Gogia, A. K.** (2009). Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants–A review. *Progress in Materials Science*, 54(3), 397-425.
- German, R. M.** (2016). *Powder Metallurgy and Particulate Materials Processing*. Metal Powder Industries Federation.
- Gökçek E.I.** (2006). Ortopedik İmplant ve Protez Tasarımı için biyomalzemelerin mekanik özelliklerinin araştırılması, (Yüksek Lisans Tezi). *Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Zonguldak*.

Gökdemir Y. (2005). Saf Titanyum ve Ti6Al4V Alaşımının Yüksek Sıcaklıkta Oksidasyon Davranışı, (Yüksek lisans tezi). *İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul.

Güden M. , Akar E. , Çelik E. , Çetiner S. , Aydın A. . (2015) . Küresel Ve Şekilsiz Ti6Al4V Tozlarından Sinterlenmiş Gözenekli Tabletlerin Basma Mekanik Davranışları, (Rapor). *İYTE Makina Fakültesi*, Gülbahçe Köyü, Urla, İzmir.

Gümüşderelioğlu, M. (2002). Tıbbın geleceği biyomalzemeler, *Bilim ve Teknik Dergisi*, 2-4, (2002).

Gümüşderelioğlu, M., Biyomalzemeler. *Bilim ve Teknik*, Erişim tarihi: 03.08.2017, <http://www.bilimteknik.tubitak.gov.tr/system/files/biyomalzemeler.pdf>

Gürbüz, M., & Şahin, B. (2018). CNC frezeleme teknikleri ve implant üretiminde uygulamaları. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 42(1), 55-63.

Hench, L. L. (2006). The story of Bioglass®. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 17(11), 967–978.

Hench, L. L., & Thompson, I. (2010). Twenty-first century challenges for biomaterials. *Journal of the Royal Society Interface*, 7(Suppl_4), S379–S391.

Javaid, M., & Haleem, A. (2018). Additive manufacturing applications in medical cases: A literature based review. *Alexandria Journal of Medicine*, 54(4), 411–422.

Jiang, Y., Deng, Y., Pan, Y., & Xie, X. (2021). Natural polymer-based injectable hydrogels for drug delivery and tissue engineering. *Polymers*, 13(2), 229.

Kaur, M., & Singh, K. (2019). Review on titanium and titanium-based alloys as biomaterials for orthopaedic applications. *Materials Science and Engineering: C*, 102, 844–862.

Kaya, F. (2021). İmplant üretimi için taşlama ve yüzey işleme teknolojileri. *Journal of Mechanical Engineering Research*, 35(2), 113-120.

Khor, K. A., & Gu, Y. W. (2000). Effects of residual stress on titanium plasma-sprayed hydroxyapatite coatings. *Biomaterials*, 21(14), 1395–1400.

- LeGeros, R. Z.** (2002). Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 395, 81–98.
- Li, J. P., Habibovic, P., van den Doel, M., Wilson, C. E., de Wijn, J. R., van Blitterswijk, C. A., & de Groot, K.** (2016). Bone ingrowth in porous titanium implants produced by 3D fiber deposition. *Biomaterials*, 28(18), 2810–2820.
- Li, J., & Mooney, D. J.** (2016). Designing hydrogels for controlled drug delivery. *Nature Reviews Materials*, 1(12), 16071.
- Liao, J., Shi, K., Ding, Q., Qu, Y., Luo, F., Qian, Z.** (2020). Recent developments in scaffold-guided cartilage tissue regeneration. *Journal of Biomedical Nanotechnology*, 16(9),
- Long, M., & Rack, H. J.** (1998). Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. *Biomaterials*, 19(18), 1621–1639.
- Manicone, P. F., Rossi Iommetti, P., & Raffaelli, L.** (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, 35(11), 819–826.
- Mao, J., Ai, H., Tang, M., & Zhai, Y.** (2016). Review of composite scaffolds for bone tissue engineering based on biodegradable polymers and bioactive ceramics. *Journal of Biomaterials Applications*, 31(6), 808–832.
- Mazzola, M., & Battiston, K. G.** (2020). Medical implant devices: current technologies and future directions. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8, 1077.
- McEachern, I. C.** (2021). *The role of biocompatibility in implantable device design*. Retrieved from <https://www.iancollmceachern.com/single-post/the-role-of-biocompatibility-in-implantable-device-design>
- Migonney V.** (2014). *Biomaterials Marie-Christine Ho Ba Tho(Ed). ISTE Ltd and John Wiley & Sons, Inc. Biomechanics of the Musculoskeletal System: Modeling of Data Uncertainty and Knowledge*. 233p, United States
- Migonney, V.** (2014). *Biomaterials*. Hoboken, NJ.: Wiley. 248 P.

- Mistry, A. S., Mikos, A. G., & Jansen, J. A.** (2011). *Bioceramics as scaffolds for tissue engineering*. In B. D. Ratner et al. (Eds.), *Biomaterials science: An introduction to materials in medicine* (3rd ed., pp. 435–449). Academic Press.
- Murr, L. E., Gaytan, S. M., Medina, F., Lopez, M. I., Martinez, E., Hernandez, D. H., ... & Wicker, R. B.** (2012). Next-generation biomedical implants using additive manufacturing of complex, cellular and functional mesh arrays. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 368(1917), 1999–2032.
- Navarro, M., Michiardi, A., Castaño, O., & Planell, J. A.** (2008). Biomaterials in orthopaedics. *Journal of the Royal Society Interface*, 5(27), 1137–1158.
- Niinomi, M.** (2015). Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 46(2), 532–543.
- Niinomi, M., Nakai, M., & Hieda, J.** (2012). Development of new metallic alloys for biomedical applications. *Acta Biomaterialia*, 8(11), 3888–3903.
- O'Brien, F. J.** (2011). Biomaterials & scaffolds for tissue engineering. *Materials Today*, 14(3), 88–95.
- Oncel, L.** (2009). 316L çelik esaslı implantların çeşitli kesilme yöntemleri ile kesilmesinin ve kesim sonrası tavlama işlemlerinin karakterizasyonu (Yüksek lisans tezi). *İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul*.
- Park, J. B., & Lakes, R. S.** (2007). *Biomaterials: An introduction* (3rd ed.). Springer.
- Piconi, C., & Maccauro, G.** (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25.
- Pilliar, R. M.** (2018). *Metallic biomaterials*. In B. D. Ratner (Ed.), *Biomaterials science: An introduction to materials in medicine* (4th ed., pp. 135–147). Academic Press.
- Rahaman, M. N., Yao, A., Bal, B. S., Garino, J. P., & Ries, M. D.** (2007). Ceramics for prosthetic hip and knee joint replacement. *Journal of the American Ceramic Society*, 90(7), 1965–1988.

Ralls, A., Kumar, P., Misra, M., & Menezes, P. L. (2020). Material design and surface engineering for bio-implants. *JOM*, 72(2), 684–696.

Ramakrishna, S., Mayer, J., Wintermantel, E., & Leong, K. W. (2011). Biomedical applications of polymer-composite materials: A review. *Composites Science and Technology*, 61(9), 1189–1224.

Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J., & Lemons, J. E. (2020). *Biomaterials science: An introduction to materials in medicine* (4th ed.). Academic Press.

Rezwan, K., Chen, Q. Z., Blaker, J. J., & Boccaccini, A. R. (2006). Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials*, 27(18), 3413–3431.

Staiger, M. P., Pietak, A. M., Huadmai, J., & Dias, G. (2006). Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review. *Biomaterials*, 27(9), 1728–1734.

Tian, F., Hosseinkhani, H., & Yokoyama, Y. (2018). Surface modification of biodegradable polymers for tissue engineering. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 170, 691–699.

URL-1 < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2780616/> > . erişim tarihi 24.04.2016.

URL-2 < <http://ideas.ted.com/a-history-of-biomaterials/> > . erişim tarihi 01.04.2015.

URL-3 < http://www.apsf.org/newsletters/html/2007/winter/12_protocol.htm > . erişim tarihi 03.04.2018.

URL-4 < http://www.medicert.com.tr/biyouyumluluk_testleri-TR-88--2.html > . erişim tarihi 07.04.2018/.

URL-5 < http://www.toxikon.com/userfiles/files/medicaldevicetestingguide_rev_5.pdf > . erişim tarihi 08.04.2018.

Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12.

Verywell Health. (2018). *Why the material used for hip replacement implants matters.* Retrieved from <https://www.verywellhealth.com/hip-replacement-part-material-4157864>

Wang, K., Ma, Q., & Wang, H. (2016). Casting and properties of Co–Cr alloy for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C*, 61, 706–711.

Williams, D. F. (2008). On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*, 29(20), 2941–2953.

Williams, D. F. (2009). *On the nature of biomaterials.* *Biomaterials*, 30(30), 5897–5909.

Yalçın B. , Varol R. (2008). Ti-6Al-4V ve Ti-5Al–2.5Fe Alaşımlarının Toz Metalürji Yöntemiyle İmalatı ve Bazı Mekanik Özelliklerinin Araştırılması. *Politeknik Dergisi*, Cilt:11, Sayı:3, Sayfa: 235-241.

Yalçın B. , Varol R. (2009). Sinterlenmiş Titanyum alaşımlarının aşınma performansı ve bazı mekanik özelliklerinin belirlenmesi. *Gazi Üniversitesi. Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi Dergis*, Cilt 24, No1, 63-72.

Yıldız, H. (2020). İmplantlarda delme ve raybalama işlemlerinin optimizasyonu. *Journal of Bioengineering*, 12(1), 89-94.

Yılmaz, E., & Arslan, M. (2019). Torna işlemi ve implant üretiminde etkinliği. *International Journal of Mechanical Engineering*, 29(4), 200-205.

Zeng, X., Li, J., Zhou, Y., & Li, J. (2020). Additive manufacturing of titanium-based biomaterials for personalized implants: A review. *Frontiers of Mechanical Engineering*, 15, 506–522.

Zhang, L., Webster, T. J., & Ruan, H. (2020). Three-dimensional printed biodegradable polymeric implants for bone repair. *Current Opinion in Biomedical Engineering*, 14, 1 -8

Zhang, Y., Huang, Y., & Zhu, X. (2017). Recent advances in biodegradable polymers and their biomedical applications. *Bioactive Materials*, 2(4), 243–255.

Zhao, L., Chu, P. K., Zhang, Y., & Wu, Z. (2015). Antibacterial coatings on titanium implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 91(1), 470–480.

Zhao, X., Liu, S., Yildirimer, L., Zhao, H., Ding, R., Wang, H., ... & Cui, W. (2019). Injectable stem cell-laden photocrosslinkable microspheres fabricated using microfluidics for rapid generation of osteogenic tissue constructs. *Advanced Functional Materials*, 29(34), 1901448.

Zhao, Y., Li, Y., Mao, S., Sun, W., & Wang, Y. (2020). Recent developments in nano- hydroxyapatite based composite scaffolds for bone tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 108(5), 1055–1071.,

Zhou, J., & Lee, I. S. (2011). Advances in medical implants: From biocompatibility to biofunctionality. *Journal of Materials Chemistry*, 21(27), 10326–10336.