



**ÇİNKO STEARAT KATKILI FONKSİYONEL
DERECELENDİRİLMİŞ TOZ METAL 316L
PASLANMAZ ÇELİĞİN ÜRETİMİ VE
KARAKTERİZASYONU**

**2024
YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ**

Mahmud Esad TEKİN

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Mehmet Akif ERDEN**

**ÇİNKO STEARAT KATKILI FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ
TOZ METAL 316L PASLANAMZ ÇELİĞİN ÜRETİMİ VE
KARAKTERİZASYONU**

Mahmud Esad TEKİN

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Mehmet Akif ERDEN**

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

**KARABÜK
Temmuz 2024**

Mahmud Esad TEKİN tarafından hazırlanan “ÇİNKO STEARAT KATKILI FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ TOZ EMTAL 316L PASLANMAZ ÇELİĞİN ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU” başlıklı bu tezin Programı Seçin olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Mehmet Akif ERDEN

Tez Danışmanı, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından Oy Birliği ile Anabilim Dalınız Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 02/07/2024

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan : Doç. Dr. Muhammed ELİTAŞ (BŞEÜ)

Üye : Prof. Dr. Mehmet Akif ERDEN (KBÜ)

Üye : Doç. Dr. Harun ÇUĞ (KBÜ)

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

Doç. Dr. Zeynep ÖZCAN

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

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

Mahmud Esad TEKİN

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

ÇİNKO STEARAT KATKILI FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ TOZ METAL 316L PASLANMAZ ÇELİĞİN ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

Mahmud Esad TEKİN

Karabük Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Prof. Dr. Mehmet Akif ERDEN

Temmuz 2024, 71 sayfa

Toz metalürjisi, döküm ve talaşlı imalata göre daha karmaşık ve küçük parçaların üretimi için daha uygun bir üretim yöntemidir. Toz metalürjisi, çeşitli boyutlardaki metal tozlarının preslenmesi ve yüksek sıcaklıkta sinterlenmesi ile yüksek performanslı ve mukavemetli parça üretme yöntemidir. Toz metalürjisi, ekonomikliği, homojenliği, üretim hızı, düşük maliyet, düşük malzeme kaybı ve ikincil işlem gerektirmemesi gibi özelliklere sahiptir. Bu özellikler sayesinde, toz metalürjisi birçok endüstride yaygın olarak kullanılmaktadır. Biyomalzeme olarak kullanılan çeliklerin birçoğu bu yöntemle üretilir.

Paslanmaz çelikler, biyomalzeme üretiminde yaygın olarak kullanılan bir malzemedir. Bu, krom içeriği sayesinde korozyona karşı dirençli olmasından kaynaklanmaktadır. 316L paslanmaz çelik, diğer paslanmaz çeliklere göre daha

yüksek korozyon direncine ve manyetik olmama özelliğine sahiptir. Bu özellikleri sayesinde vücutta uzun ömürlü olması nedeniyle yaygın kullanılan metalik biyomalzemedir.

Geleneksel malzemeler, tek bir malzemedan oluşmaları sebebiyle homojen bir yapıya sahiptirler. Bu durum, parçanın her noktasında aynı mekanik, termal, elektriksel ve optik özellikleri sergilemesine neden olur. Fakat bu homojenlik, parçanın farklı bölgelerinde farklı özelliklere ihtiyaç duyulduğunda sınırlayıcı olabilir. Farklı işlevler ve özellikler gerektiren parçalar için katmanlı malzemeler, tek bir yapı içinde birden fazla malzeme kullanarak çözüm sunar. Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler mekanik sağlamlık, ısı iletkenliği, elektrik akışı ve ışık geçirgenliği gibi özelliklerini kesit boyunca değiştirebilme özelliği ile öne çıkan devrimci bir malzemedir. Bu yenilikçi teknoloji, uzay ve havacılıktan tıbbi implantlara, otomotivden makine bileşenlerine ve enerji sistemlerine kadar geniş bir yelpazede kullanım alanı bulmaktadır.

Toz metal üretiminde yağlayıcılar, ürün kalitesini etkilemektedir. Yağlayıcılar, metal tozlarının sıkıştırılmasını kolaylaştırarak daha yoğun ve sağlam parçaların üretilmesini sağlar, tozların akışkanlığını artırarak presleme sırasında boşlukları doldurarak yoğunluğu yükseltir ve sinterleme sırasında tane büyümesini kontrol eder. Toz metalurjisinde çinko stearat diğer yağlayıcılara kıyasla daha çok tercih edilmektedir. Bunun nedeni yüksek sıcaklık dayanımı, tozlar arasında sürtünmeyi azaltması ve maliyetinin az olmasıdır. Yağlayıcılar genellikle %0,5-1 oranında toza eklenir. Yağlayıcılar akıcılığı artırsa da fazla kullanıldığı takdirde mukavemeti düşürür.

Bu çalışmada, farklı oranlarda çinko stearat ilave edilmiş tekli ve çok katmanlı 316L paslanmaz çelik numuneler TM yöntemi ile üretilmiştir. Numuneler, ASTM E8M standartlarına uygun kalıplar içerisinde 700 MPa basınç altında tek yönlü preslenerek 1200°C'de 1 saat argon gaz atmosferli gaz ortamında ve 1250°C'de 2 saat %95 Azot-%Hidrojen karşımı gaz atmosferli gaz ortamında sinterlenmiştir. Üretilen numunelerin mekanik ve mikroyapısal karakterizasyonları gerçekleştirilmiştir.

Anahtar Sözcükler : Toz Metalurjisi, Biyomalzeme, Katmanlı İmalat, Paslanmaz Çelik,
Çinko Stearat, Karakterizasyon.

Bilim Kodu : 9250

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

PRODUCTION AND CHARACTERIZATION OF ZINC STEARATE ADDED FUNCTIONAL GRADED POWDER METAL 316L STAINLESS STEEL

Mahmud Esad TEKİN

**Karabük University
Institute of Graduate Programs
Department of Biomedical Engineerig**

Thesis Advisor:

Prof. Dr. Mehmet Akif ERDEN

July 2024, 71 pages

Powder metallurgy (PM) is a production method that is more suitable for the production of more complex and smaller parts than casting and machining. Powder metallurgy is a method of producing high-performance and durable parts by pressing metal powders of various sizes and sintering them at high temperatures. Powder metallurgy has features such as economy, homogeneity, production speed, low cost, low material loss and not requiring secondary processing. Thanks to these properties, powder metallurgy is widely used in many industries. Most of the steels used as biomaterials are produced by this method.

Stainless steels are a commonly used material in biomaterial production. This is due to their corrosion resistance thanks to their chromium content. 316L stainless steel has higher corrosion resistance and non-magnetic properties compared to other

stainless steels. Thanks to these properties, it is a widely used metallic biomaterial due to its long life in the body.

Conventional materials have a homogeneous structure due to being made of a single material. This results in the same mechanical, thermal, electrical, and optical properties being exhibited at every point of the part. However, this homogeneity can be limiting when different properties are required in different regions of the part. For parts that require different functions and properties, functional graded materials offer a solution by using multiple materials within a single structure. Layered materials are a revolutionary material that stands out with their ability to change their properties such as mechanical strength, thermal conductivity, electric current flow, and light transmittance along the cross-section. This innovative technology finds application in a wide range from space and aviation to medical implants, from automotive to machine components and energy systems.

Lubricants affect product quality in powder metal production. Lubricants facilitate the compaction of metal powders, enabling the production of denser and stronger parts, increase the flowability of powders, fill voids during pressing to increase density, and control grain growth during sintering. Zinc stearate is preferred over other lubricants in powder metallurgy. This is due to its high temperature resistance, reducing friction between powders, and low cost. Lubricants are generally added to the powder in a ratio of 0.5-1%. While lubricants increase flowability, excessive use reduces strength.

In this study, single and multilayer 316L stainless steel samples with varying proportions of zinc stearate were produced using the powder metallurgy (PM) method. The samples were unidirectionally pressed at 700 MPa pressure in molds compliant with ASTM E8M standards and sintered at 1200°C for 1 hour in an argon gas atmosphere and at 1250°C for 2 hours in a 95% nitrogen-5% hydrogen gas atmosphere. The mechanical and microstructural characterizations of the produced samples were conducted.

Key Word : Powder Metallurgy, Biomaterial, Layered Manufacturing, 316L Stainless
Steel, Zinc Stearate, Characterization

Science Code : 92503

TEŞEKKÜR

Bu çalışma, Karabük Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri (KBÜBAP) kapsamında, KBÜBAP-23-YL-146 proje numarası ile gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle, çalışmayı destekleyen Karabük Üniversitesi Rektörlüğü BAP Koordinatörlüğü'ne teşekkür ederim.

Sayın hocam Prof. Dr. Mehmet Akif Erden'e, bu tez çalışmasının planlanmasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda gösterdiği ilgi ve desteği için, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlanmama, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendirmesine olanak sağladığı ve destek olduğu için teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca çalışmama değerli katkılarından dolayı Sayın Doç. Dr. Harun Çuğ hocama da teşekkürlerimi sunarım.

Sevgili aileme, tez çalışmamın her aşamasında bana verdikleri maddi ve manevi destek ve her zaman yanımda oldukları için tüm kalbimle minnettarım. Özellikle, babama ve anneme, her zaman bana olan inançlarını ve güvenlerini esirgemedikleri için ayrı ayrı teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	iv
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vii
TEŞEKKÜR.....	x
İÇİNDEKİLER	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiv
ÇİZELGELER DİZİNİ	xvi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xvii
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2	3
TOZ METALURJİSİ	3
2.1. TOZ METALURJİSİ TANIMI	3
2.2. TOZ METALÜRJİSİ KULLANIM ALANLARI.....	3
2.3. TOZ METALÜRJİSİNİN AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI	4
2.4. TOZ METALÜRJİSİ MALZEME ÜRETİM BASAMAKLARI	5
2.4.1. Toz Karıştırma	6
2.4.2. Presleme.....	7
2.4.3. Sinterleme	8
BÖLÜM 3	12
FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ MALZEME	12
3.1. FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ MALZEME TANIMI.....	12
3.2. FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ MALZEME KULLANIM ALANLARI.....	13

3.3. FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ MALZEME ÜRETİM YÖNTEMLERİ	13
3.4. FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ MALZEME AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI	15
BÖLÜM 4	17
BİYOMALZEMELER.....	17
4.1. BİYOMALZEMELERİN TANIMI	17
4.2. BİYOMALZEMELERİN ÖZELLİKLERİ.....	17
4.2.1. Biyouyumluluk	18
4.2.2. Doku Tepkisi.....	18
4.2.3. Mekanik Özellikler	18
4.2.4. Korozyon Direnci.....	19
4.2.5. Tasarım ve Üretim Kolaylığı	19
4.3. BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI.....	20
4.3.1. Metalik Biyomalzemeler	20
4.3.1.1. Paslanmaz Çelikler.....	21
4.3.1.2. Titanyum ve Titanyum Alaşımları.....	28
4.3.1.3. Krom-Kobalt Alaşımları	31
4.3.2. Polimerik Biyomalzemeler	32
4.3.3. Seramik Biyomalzemeler.....	35
4.3.4. Kompozit Biyomalzemeler.....	36
4.4. BİYOMALZEME VE TOZ METALURJİSİ İLİŞKİSİ	39
4.5. LİTERATÜR ÇALIŞMALARI	40
BÖLÜM 5	42
DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	42
5.1. KULLANILAN TOZLAR VE ÖZELLİKLERİ	40
5.2. NUMUNELERİN HAZIRLANMASI	40
5.3. ÇEKME DENEYİ ÖLÇÜMÜ	42
5.4. YOĞUNLUK ÖLÇÜMÜ	43

	<u>Sayfa</u>
5.5. METALOGRAFİK İNCELEMELER.....	44
5.6. MİKROYAPI İNCELEMELERİ	46
BÖLÜM 6	49
DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....	49
6.1. MİKROYAPI SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRİLMESİ.....	47
6.2. MEKANİK TEST SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ	52
BÖLÜM 7	61
SONUÇLAR	61
KAYNAKLAR	63
ÖZGEÇMİŞ	71

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1. Toz metalurjisi üretim aşamaları.....	5
Şekil 2.2. Tek yönlü presleme	7
Şekil 2.3. Ham yoğunluğun basınca göre değişimi	8
Şekil 2.4. Sinterleme sıcaklığının toz parçaların özelliklerine etkisi	8
Şekil 2.5. Sinterleme sırası boyunca nokta temas bağları	9
Şekil 4.1. Biyomalzemelerin insan vücudunda kullanım alanları	17
Şekil 4.2. Krom miktarının korozyona etkisi	21
Şekil 4.3. Paslanmaz çelik içerisindeki Krom'un görevi	22
Şekil 4.4. Schaeffler diyagramı	21
Şekil 4.5. Ferritik paslanmaz çelikler	22
Şekil 4.6. Östenitik paslanmaz çelikler	23
Şekil 4.7. Martenzitik paslanmaz çelikler	24
Şekil 4.8. Dupleks paslanmaz çelikler.....	25
Şekil 4.9. Çökeltme Sertleşmesi Uygulanabilir Paslanmaz Çelikler.....	26
Şekil 4.10. Titanyum elementinin HSP ve HMK yapısı	27
Şekil 4.11. Alaşım elementlerinin titanyum faz diyagramı üzerine olan etkisi.....	27
Şekil 5.1. Toz metalürjisi yöntemi ile parça üretim aşamaları	42
Şekil 5.2. Çekme Cihazı	43
Şekil 5.3. Yoğunluk ölçümü.....	44
Şekil 5.4. Zımparalama ve parlatma için kullanılan polisaj cihazı	45
Şekil 5.5. Dağlama işlemi.....	45
Şekil 5.6. Mikroyapı incelemeleri için kullanılan optik mikroskop.....	46
Şekil 6.1. Farklı çinko stearat oranlarına sahip 316L paslanmaz çelik numunelerin mikroyapı görüntüleri.....	47
Şekil 6.2. Farklı katman kalınlıklarına sahip çinko stearat ilaveli katmanlı 316L paslanmaz çelik numunelerin mikroyapı görüntüleri	49
Şekil 6.3. Farklı katman özelliklerine sahip çinko stearat ilaveli katmanlı 316L paslanmaz çelik numunelerin renkli mikroyapı görüntüleri ..	51

Sayfa

Şekil 6.4. Argon atmosferinde sinterlenen tek katmanlı malzemelerin çekme grafiği.	52
Şekil 6.5. Argon atmosferinde sinterlenen tek katmanlı malzemelerin çekme diyagramı.....	53
Şekil 6.6. Argon atmosferinde sinterlenen k.atman kalınlıkları farklı olan FDM'lerin çekme grafiği.	54
Şekil 6.7. %95Azot-%5Hidrojen atmosferinde sinterlenen tekli ve FDM 316L paslanmaz çeliklerin çekme grafiği.....	56
Şekil 6.8. %95Azot-%5Hidrojen atmosferinde sinterlenen tek katmanlı malzemelerin çekme diyagramı	57
Şekil 6.9. %95Azot-%5Hidrojen atmosferinde sinterlenen FDM 316L paslanmaz çelikler mekanik özellik diyagramı	58

ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1. Yaygın kullanılan sinterleme atmosfer özellikleri	10
Çizelge 4.1. Biyomalzeme sektöründe kullanılan bazı titanyum ve titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri	29
Çizelge 4.2. Kobalt-Krom alaşımları mekanik özellikleri	32
Çizelge 4.3. Polimer yapıli malzemelerin kullanım alanları	32
Çizelge 4.4. Seramik biyomalzeme türler ve kullanım alanları	34
Çizelge 4.5. Matris ve takviye elemanlarının kompozit malzemede etkileri	35
Çizelge 5.1. Kullanılan tozlar ve özellikleri	40
Çizelge 5.2. Tek katmanlı numunelerin kimyasal bileşimi	41
Çizelge 5.3. Katmanlı numunelerin kimyasal bileşimi	41
Çizelge 6.1. T/M tekli çelik numunelerin %yoğunluk, %gözeneklilik değerleri	48
Çizelge 6.2. T/M FDM'lerin %yoğunluk, %gözeneklilik değerleri	49
Çizelge 6.3. Argon atmosferinde sinterlenen tek katmanlı malzemelerin çekme özellikleri	53
Çizelge 6.4. Argon atmosferinde sinterlenen katman kalınlıkları farklı olan malzemelerin çekme özellikleri	55
Çizelge 6.5. %95Azot-%5Hidrojen atmosferinde sinterlenen tek katmanlı malzemelerin çekme özellikleri	56
Çizelge 6.6. %95Azot-%5Hidrojen atmosferinde sinterlenen FDM'lerin çekme özellikleri	57

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER

Ti	: titanyum
Nb	: niyobyum
Ni	: nikel
Mo	: molibden
Ar	: argon
N	: azot
H	: hidrojen
O ₂	: oksijen
Al	: alüminyum
Fe	: demir
Cr	: krom
Co	: kobalt
C	: karbon
CO	: karbon monoksit
CO ₂	: karbon dioksit
Si	: silisyum
W	: volfram
V	: vanadyum
α	: alfa işlevi
β	: beta işlevi
γ	: gama işlevi
\emptyset	: kutupsal açısı

KISALTMALAR

AISI	: American Iron and Steel Institute (Amerika Demir ve Çelik Enstitüsü)
ASTM	: American Society for Testing and Materials (Amerika Deneme ve Malzeme Topluluğu)
T/M	: Toz Metalurjisi
HMK	: Hacim Merkezli Kübik
YMK	: Yüzey Merkezli Kübik
HMT	: Hacim Merkezli Tetragonal
HSP	: Hekzagonal Sıkı Paket
ÇS	: Çinko Stearat
PVC	: Poli Vinil Clorür (Polivinil klorür)
PE	: Polyethylene (Polietilen)
LDPE	: Low Density Polyethylene (Düşük Yoğunluklu Polietilen)
HDPE	: High Density Polyethylene (Yüksek Yoğunluklu Polietilen)
UHMWPE	: Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (Ultra Yüksek Molekul Ağırlıklı Polietilen)
PP	: Polypropylene (Polipropilen)
PTFE	: Polytetrafluoroethylene (Politetrafloretilen)
PMMA	: Polymethyl Methacrylate (Polimetil Metakrilat)
PS	: Polystyrene (Polistiren)
PET	: Polyethylene Terephthalate (Polietilen Teraflat)
PU	: Polyurethane (Poliüretan)
PC	: Polycarbonate (Polikarbonat)
FGM	: Functional Graded Material (İşlevsel Derecelendirilmiş Malzeme)
FDM	: Fonksiyonel Derecelendirilmiş Malzeme
SFF	: Solid Free-Form Fabrication (Katı Serbest Biçimli Üretim)
SHS	: Self-propagating high temperature synthesis (Self-çoğalma yüksek sıcaklık sentezi)
SPS	: Spark Plasma Sintering (Spark plazma sinterleme tekniği)
FPS	: Friction stir processing (Sürtünme karıştırma işlemi)
CDD	: Casting-decantation-casting (Döküm-dekantasyon-döküm)

PTACC	: Plasma Transfer Arc Centrifugal Coating (Plazma Transfer Ark Santrifij Kaplama)
CVD	: Chemical Vapor Deposition (Kimyasal Buhar Biriktirme)
PVD	: Physical Vapor Deposition (Fiziksel Buhar Biriktirme)
AM	: Additive Manufacturing (Eklemeli İmalat)
WT	: weight (Ağırlık)
MPa	: Megapascal
GPa	: Gigapascal
μm	: mikrometre

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Toz metalürjisi yöntemi, düşük maliyet, düşük malzeme kaybı ve hızlı üretim avantajları sunarak küçük parçaların üretiminde etkili bir yöntemdir. Bu yöntem, metal esaslı tozların uygun basınç altında ve yüksek sıcaklıkta kontrollü bir gaz ortamında sinterlenmesi ile istenilen şekil ve boyuttaki parçaların üretilmesini sağlar. Toz metalürjisi, dayanıklı parçaların üretimini mümkün kılmaktadır. Bu yöntemle malzeme üretimi, ilk olarak kullanılacak tozların karıştırılması, ardından kalıp içerisinde preslenip şekillendirilmesi ve yüksek sıcaklıklarda sinterlenmesi aşamalarından oluşur. Toz metalürjisi, yüksek performanslı, düşük maliyetli ve hızlı üretim sağlama özellikleriyle dikkat çeker. Diğer üretim yöntemlerine kıyasla, düşük malzeme kaybı, yüksek yüzey kalitesi ve karmaşık şekilli parçaların kolay üretimi gibi avantajlar sunmaktadır [1,2].

Paslanmaz çelikler günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu malzemeler, yüksek korozyon direncine sahip olmalarının yanı sıra mekanik özellikleri, düşük veya yüksek sıcaklıklarda kullanılabilirlikleri, estetik görünümleri ve şekil verilebilirlikleri gibi birçok avantaja sahiptir. Alaşımsız çeliklere kıyasla daha pahalı olmalarına rağmen, uzun ömürlü olmaları ve sağlık açısından risk teşkil etmemeleri nedeniyle kullanımları artmaktadır. Paslanmaz çelikler, en az %11 krom içermeleri nedeniyle paslanmaz özellik gösterirler. Endüstriyel makinelerden araba parçalarına, havacılık ve uzay sanayisinden mutfak araç gereçlerine, inşaat demirinden ortopedik ve implant uygulamalarına kadar hayatımızın birçok noktasında kullanılmaktadırlar. Bu kadar geniş bir alanda kullanılmalarının nedeni, korozyon dayanımı, mekanik dayanım, yüksek ve düşük sıcaklıklarda dayanıklılık, imalat kolaylığı, uzun ömür ve estetik görünüm gibi özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Paslanmaz çelikler, avantajları ve yüksek mekanik dayanımları sayesinde endüstride kullanılan metal malzemelerin büyük bir kısmını oluşturmaktadır [3].

Geleneksel malzemeler, tek bir malzemedan oluşmaları sebebiyle homojen bir yapıya sahiptir. Bu durum, parçanın her noktasında aynı mekanik, termal, elektriksel ve optik özellikleri sergilemesine neden olur. Ancak bu homojenlik, parçanın farklı bölgelerinde farklı özelliklere ihtiyaç duyulduğunda sınırlayıcı olabilir. Farklı işlevler ve özellikler gerektiren parçalar için fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler, tek bir yapı içinde birden fazla malzeme kullanarak çözüm sunar. Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler, mekanik sağlamlık, ısı iletkenliği, elektrik akışı ve ışık geçirgenliği gibi özelliklerini kesit boyunca değiştirebilme özelliği ile öne çıkan devrimci bir malzemedir. Bu yenilikçi teknoloji, uzay ve havacılıktan tıbbi implantlara, otomotivden makine bileşenlerine ve enerji sistemlerine kadar geniş bir yelpazede kullanım alanı bulmaktadır [4,5].

Toz metal üretiminde yağlayıcılar, ürün kalitesini etkilemektedir. Yağlayıcılar, metal tozlarının sıkıştırılmasını kolaylaştırarak daha yoğun ve sağlam parçaların üretilmesini sağlar, tozların akışkanlığını artırarak presleme sırasında boşlukları doldurarak yoğunluğu yükseltir ve sinterleme sırasında tane büyümesini kontrol eder. Toz metalurjisinde çinko stearat diğer yağlayıcılara kıyasla daha çok tercih edilmektedir. Bunun nedeni yüksek sıcaklık dayanımı, tozlar arasında sürtünmeyi azaltması ve maliyetinin az olmasıdır. Yağlayıcılar genellikle %0,5-1 oranında toza eklenir. Yağlayıcılar akıcılığı artırsa da fazla kullanıldığı takdirde mukavemeti düşürmektedir [6].

Bu çalışmada, farklı oranlarda çinko stearat ilave edilmiş 316L paslanmaz çelik numuneler TM yöntemi ile üretilmiştir. Numuneler, ASTM E8M standartlarına uygun kalıplar içerisinde tek ve çok katmanlı şekilde 700 MPa basınç altında tek yönlü preslenerek 1250°C'de 2 saat argon ve %95 Azot-%Hidrojen karışımı atmosferli gaz ortamında sinterlenmiştir. Üretilen numunelerin mekanik ve mikroyapısal karakterizasyonları gerçekleştirilmiştir.

BÖLÜM 2

TOZ METALURJİSİ

2.1. TOZ METALURJİSİ TANIMI

Toz metalurjisi sağladığı özelliklerden dolayı en çok tercih edilen üretim yöntemlerinden biridir. Toz metalurjisi, küçük boyutlardaki metal tozların, kalıp içerisinde basınç altında sıkıştırılıp, yüksek sıcaklıklarda sinterleme işlemi uygulanarak malzeme üretme yöntemidir. Kullanılan tozların boyutları, presleme işleminde uygulanan basınç miktarı, uygulanan basınç tekniği ve sinterleme işleminde uygulanan sıcaklık gibi birçok değişkene bağlı olarak üretilen numunelerin özellikleri farklılık göstermektedir. Toz metalürjisi yöntemi, yüksek kalitede ve karmaşık şekillerde parçaların, düşük malzeme kaybı ve ekonomik maliyetle üretilmesine olanak tanır. Bu yöntem, üretilebilirlik, ekonomiklik ve homojenlik gibi üstün özelliklere sahiptir. Toz metalürjisi ile üretilen metal matrisli malzemeler, daha homojen bir yapıya sahip oldukları için daha iyi mekanik özelliklere sahiptir. Toz metalürjisi ile üretilen biyomalzemeler, diğer üretim yöntemleriyle üretilenlere göre daha iyi biyouyumluluk, aşınma direnci ve korozyon direnci sunar. Toz metalürjisi ile üretilen malzemeler, yüksek yüzey kalitesi ve pürüzsüzlüğü ile öne çıkar. Bu nedenle, genellikle ikinci bir işleme gerek duyulmamaktadır [1-4,7].

2.2. TOZ METALÜRJİSİ KULLANIM ALANLARI

Toz metalurjisi ile üretilen malzemeler ve parçalar, makine parçalarından elektrik ve elektronik cihazlara, uzay ve savunma sanayisinden tıbbi uygulamalara ve günlük kullanılan eşyalara kadar birçok alanda kullanılmaktadır. Makine parçalarında toz metalurjisi, yüksek mukavemet ve aşınma direnci gerektiren makine parçalarının üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu parçalar arasında rulmanlar, dişliler, miller, pistonlar ve pompa gövdeleri sayılabilir. Tıbbi uygulamalarda toz metalurjisi,

tıbbi implantlar, protezler ve diş malzemeleri gibi biyomalzemelerin üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Elektrik ve elektronik cihazlarda toz metalurjisi, yüksek iletkenlik ve ısıl iletkenlik gerektiren bileşenlerin üretiminde kullanılmaktadır. Bu bileşenler arasında yarı iletkenler, dirençler ve kondansatörler yer almaktadır. Uzay ve savunma sanayiinde toz metalurjisi, nükleer güç yakıtları elemanları, zırh delici mermiler, silah parçaları yapımında kullanılmaktadır. Diğer uygulamalarda toz metalurjisi, mücevher, takı ve oyuncak gibi çeşitli ürünlerin üretiminde kullanılmaktadır. Toz metalurjisi ile üretilen parçalar geleneksel üretim yöntemleriyle üretilenlere göre yüksek performanslı, daha dayanıklı ve daha uzun ömürlüdür [8].

2.3. TOZ METALÜRJİSİNİN AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI

Toz metalurjisi ile malzeme üretimi, birçok avantaj ve dezavantaja sahiptir.

Avantajlar:

- Yüksek malzeme kullanımı verimliliği: Toz metalürjisi ile üretilen parçalarda, döküm ve talaşlı imalata göre daha az malzeme kaybı olur. Bu, malzeme maliyetini düşürür ve çevresel etkileri azaltır.
- Yüksek üretim hızı: Toz metalürjisi ile üretilen parçalar, döküm ve talaşlı imalata göre daha hızlı üretilmektedir. Bu, üretim maliyetini düşürmekte ve teslimat sürelerini kısaltmaktadır.
- Düşük maliyet: Toz metalürjisi ile üretilen parçalar, döküm ve talaşlı imalata göre genellikle daha düşük maliyetlidir. Bu, malzeme maliyetindeki düşüşün yanı sıra, üretim hızının artmasının da etkisiyle gerçekleşmektedir.
- Daha iyi yüzey kalitesi: Toz metalürjisi ile üretilen parçalar, döküm ve talaşlı imalata göre daha iyi yüzey kalitesine sahiptir. Bu, genellikle ikinci bir işleme gerek duyulmadığı anlamına gelmektedir.
- Karmaşık şekilli parçaların üretimi: Toz metalürjisi ile daha karmaşık şekilli parçalar üretilebilir. Bu, döküm ve talaşlı imalatta mümkün olmayan veya daha zor olan parçaların üretimini mümkün kılmaktadır.

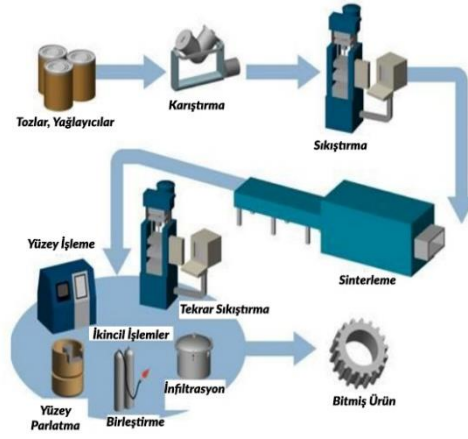
- Daha yüksek mukavemet ve dayanıklılık: Toz metalürjisi ile üretilen parçalar, döküm ve talaşlı imalata göre genellikle daha yüksek mukavemet ve dayanıklılık özelliklerine sahiptir. Bu, parçaların daha uzun ömürlü olmasını sağlamaktadır.
- Düşük malzeme kaybı: Toz metalürjisi, döküm ve talaşlı imalata göre daha az malzeme kaybı ile parça üretimine olanak tanımaktadır.
- Gözenekli malzeme üretimi: Gözenekli malzemeler, kemik ve dokuların büyümesini desteklemek için kullanılmaktadır.

Dezavantajlar:

- Yüksek ekipman maliyeti: Toz metalürjisi ekipmanları, döküm ve talaşlı imalat ekipmanlarına göre genellikle daha pahalıdır. Bu, toz metalürjisinin ekonomik olarak uygulanabilir olması için yüksek üretim hacmine ihtiyaç duyulmasına neden olmaktadır.
- Tozların üretimi ve depolanması: Toz metalürjisi için kullanılan tozlar, özel olarak üretilir ve depolanır. Bu, tozların maliyetini ve karmaşıklığını artırmaktadır.
- Üretim sürecinin hassasiyeti: Toz metalürjisi, üretim parametrelerinin hassas kontrol edilmesini gerektirir. Bu, üretim sürecini daha karmaşık hale getirebilir ve olası hata riskini artırmaktadır [9,10].

2.4. TOZ METALÜRJİSİ MALZEME ÜRETİM BASAMAKLARI

Toz metalürjisi ile malzeme üretimi, istenilen özelliklerde tozların üretilmesi ve temin edilmesi ile başlar. Bu tozlar, karıştırma, presleme ve sinterleme işlemlerinden geçerek istenen parçaya dönüştürülmektedir.



Şekil 2.1. Toz metalurjisi üretim aşamaları [10]

2.4.1. Toz Karıştırma

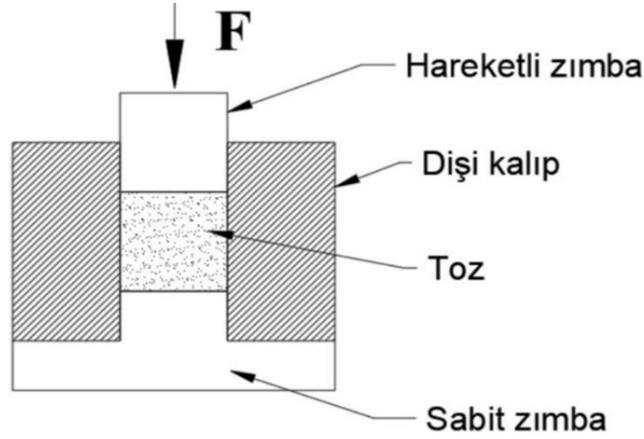
Toz metal üretim yönteminde, presleme öncesinde karıştırma işlemi uygulanır. Bu işlem, aynı bileşime sahip farklı boyutlu metal tozların veya farklı bileşime sahip metal tozların homojen olarak karışmasını sağlar. Homojen karışım, üretilecek olan malzemelerin performansını artırmaktadır [11].

Toz boyutlarının farklılık göstermesi durumunda, karıştırma öncesi harmanlama yapılması önerilmektedir. Bunun nedeni, tanelerin düzenli dağılımını sağlamak ve presleme ile sinterleme işlemleri sırasında malzemenin özelliklerini iyileştirmektir. Karıştırma ve harmanlama işlemlerinde, tozların özellikleri, nem, atmosfer, toz hacmi, karıştırma hızı, süre, boyut ve dönme hızı gibi faktörler karışımın homojenliğini etkilemektedir. Toz karışımları, üretilecek malzemenin içeriğine göre ağırlıkça belirlenen karışım elementleri ile oluşturulmaktadır. Karışımlar genellikle %0,5-1,5 oranında yağlayıcı içermektedir. Yağlayıcı eklenmesinin sebebi, presleme işlemi sırasında toz tanecikleri ve kalıp yüzeyi arasındaki sürtünmeyi azaltmaktır. Yağlayıcı kullanılmadığında, kalıp yüzeyi ile toz tanecikleri arasındaki sürtünme artar; bu durum preslenen malzemede gerilme farklılıklarına yol açmaktadır, malzemeyi kalıptan çıkarmayı zorlaştırır ve sinterleme işlemi sırasında distorsiyonlara neden olmaktadır. Yağlayıcı miktarı arttıkça malzemenin kalıptan çıkarılması kolaylaşır. Ancak, yağlayıcı miktarının fazla kullanılması, sinterleme işlemi sırasında malzeme yüzeyinde kabarcıklar oluşturur ve bu da malzemenin

yüzey kalitesini düşürmektedir. Toz karışımlarına yağlayıcı eklemek yerine, kalıp yüzeylerinin yağlanması alternatif bir yöntem olarak uygulanmaktadır. Yaygın olarak kullanılan yağlayıcılar arasında çinko stearat, stearik asit, parafin ve metalik stearatlar bulunmaktadır. [12].

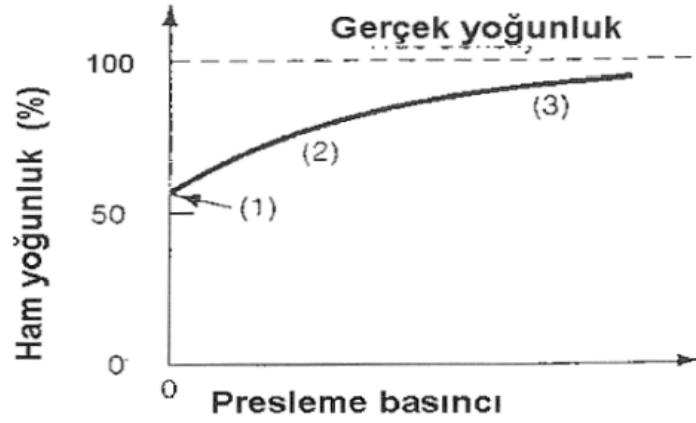
2.4.2. Presleme

Toz karıştırma işleminden sonra tozların şekillendirilmesi gerekmektedir. Tozların şekillendirilmesi presleme ile yapılmaktadır. Rijit kalıba doldurulan tozlar, zımba aracılığıyla mekanik veya hidrolik pres kullanılarak şekillendirilir. Sıkıştırma işleminin çoğu, tozların kalıp içerisinde tek yönlü preslenmesi ile gerçekleştirilir.



Şekil 2.2. Tek yönlü presleme [13]

Preslenen parçaların yoğunluğunun teorik yoğunluğa yakın olması istenmektedir. Ancak, parçalar eşit basınç altında preslense bile, presleme sonucunda oluşan yoğunluk ile teorik yoğunluk arasında fark vardır. Bu farklılığın nedeni, tozun malzeme cinsine, tozun tane boyutuna ve tozun görmüş olduğu ön işlem gibi faktörlerden kaynaklanmaktadır. Preslenen malzemenin yumuşaklığı ile preslenebilirlik doğru orantılıdır. Yani, tozlar ne kadar yumuşaksa, preslenebilirlikleri o kadar yüksektir. Preslenebilirlik, tozların ve kalıp arasındaki sürtünmeye bağlıdır. Aşağıda bulunan Şekil 2.3, presleme anından basınç ve yoğunluk arasındaki ilişkiyi grafik olarak göstermektedir [14].

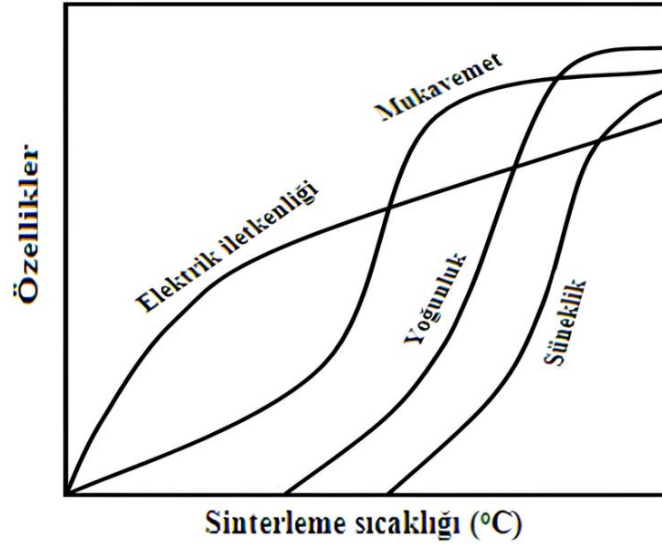


Şekil 2.3. Ham yoğunluğun basınca göre değişimi [15]

2.4.3. Sinterleme

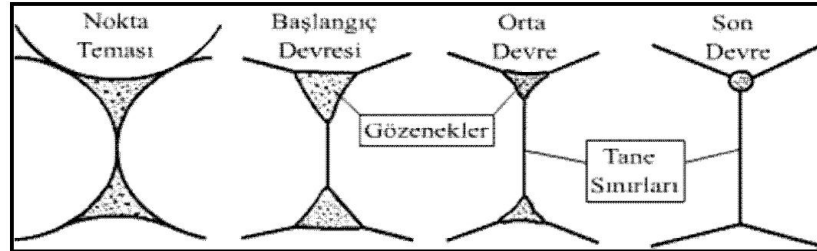
Sinterleme, preslenmiş ham yoğunluk ve ham mukavemete sahip olan parçaların mukavemetini artırmak için yüksek sıcaklıklarda ve kontrollü atmosferde uygulanan ısıl işlemdir. Kalıp içerisinde preslenen tozların şekillendirme sonucunda taneler arasında oluşan mekanik bağlar, sinterleme işlemi sonrası metalik bağlara dönüşerek parça mukavemetinin artmasını sağlar. Sinterleme öncesi ve sonrası parça mukavemetinde önemli bir fark bulunmaktadır [16].

Demir esaslı malzemelerin sinterlenmesi için ideal sıcaklık aralığı, 1000 ila 1200°C'dir. Sinterleme süresi ve sinterleme sıcaklığı arasında ilişki bulunmaktadır. Sinterleme süresi kısaltılmak isteniyorsa sıcaklığın artırılması gerekmektedir. Optimum sinterleme sıcaklığı genellikle 1150°C'dir; sinterleme sıcaklığı bu optimum değeri aştığında, sinterleme maliyeti artabilir. Sinterleme sıcaklığını artırmak, malzemenin iletkenliğini, mukavemetini, yoğunluğunu ve sünekliğini genellikle artırır. Ancak aşırı yüksek sıcaklıklar, malzemenin erimesine veya aşırı büyümesine neden olabilir. Bu nedenle sinterleme sıcaklığının kullanılacak malzeme ve malzemelerin bileşenlerine göre optimize edilmesi önemlidir [17].



Şekil 2.4. Sinterleme sıcaklığının toz parçalarının özelliklerine etkisi [17]

Sinterleme işlemi, başlangıç, orta ve son aşamalar olmak üzere üç aşamada gerçekleşir. Başlangıç aşamasında, toz tanecikleri nokta teması halindedir [18].



Şekil 2.5. Sinterleme sırası boyunca nokta temas bağları [18]

Sinterleme işlemi çeşitli atmosfer ortamında kontrollü olarak yapılmaktadır. Metal malzemeler, oda sıcaklığında havadaki gazlarla reaksiyona girer. Bu reaksiyon, yüksek sıcaklıklarda daha da fazladır. Bu nedenle, sinterleme işlemi atmosferli gaz ortamında yapılır. Sinterleme işleminin atmosferli gaz ortamında yapılmasının nedeni, sinterlenmiş metal tozlarının oksidasyona karşı korunmasıdır. Sinterleme atmosferleri, sinterleme sürecini de etkileyebilir. Sinterleme atmosferleri, sinterleme sürecini çeşitli şekillerde etkileyebilir. Oksitleri azaltarak metal atomlarının hareketliliğini artırabilirler. Bu, metalin daha hızlı ve daha homojen bir şekilde

sinterlenmesine ve parçacıklar arasında boyun oluşumu için yüzey koşulunu sağlamasına yardımcı olur. Sinterleme atmosferinin gaz atomları, birbirine bağlı gözenekler yoluyla sinterleme kompaktına girebilir ve kapalı gözeneklere hapsolüp büzülmeyi önleyebilir. Bu, sinterlenmiş malzemenin mekanik özelliklerini iyileştirebilir. Sinterleme atmosferinin gaz atomları, metale yayılabilir ve bazen metalle alaşımlayabilir. Bu, malzemeye yeni özellikler kazandırabilir [19].

Sinterleme işleminde istenilen özellikler, farklı atmosferlerde elde edilir. Bu atmosfer seçimi, istenilen özelliklere göre yapılır.

- Redükleyici atmosfer: H, metan (CH₄) ve amonyak, CO
- Karbürleyici atmosfer; Vakum, helyum, argon ve azot
- Nitrürleyici atmosfer: Amonyak (NH₃)
- Oksitleyici atmosferler: Hava, CO₂ ve H₂O [20].

Çizelge 2.1. Yaygın kullanılan sinterleme atmosfer özellikleri [18]

Atmosfer	Endogaz	Ekzogaz	Parçalanmış Amonyak	Azot Bazlı
% N ₂	39	70-98	25	75-97
% H ₂	39	2-20	75	20-2
% CO	21	2-10	-	-
% CO ₂	0.2	1-6	-	-
% ppm O ₂	10-150	10-150	10-35	5
Çiğlenme Noktası (°C)	(-16) -(10)	(-25) - (-45)	(-30) - (-50)	(-50) -(-75)

Sinterleme atmosferinin işlevleri şunlardır:

- Çelik parçaların yüzey ve çekirdek karbon içeriğini kontrol etmek.
- Havanın fırına girmesini engellemek.
- Özel uygulamalarda karbon giderme.
- Soğutma sırasında oksit oluşumunu, malzemenin özelliklerini bozmayacak şekilde kontrol etmek.
- Parçaları yağlayıcı maddelerden arındırır.

- Isıyı verimli ve eşit bir şekilde iletme [8].

BÖLÜM 3

FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ MALZEME

3.1. FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ MALZEME TANIMI

Fonksiyonel derecelendirilmiş malzeme, parçanın farklı bölgelerindeki kullanım gereksinimlerini karşılamak için, mekanik, termal, elektriksel, optik ve korozyon direnci gibi bir veya daha fazla özelliği kesit boyunca sürekli olarak değiştiren malzemelerdir. Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler, geleneksel malzemelerin sahip olduğu sınırlamaları aşmak için geliştirilmiştir. Geleneksel malzemeler, genellikle tek bir malzemedен yapılı ve bu nedenle, parçanın tüm bölgelerinde aynı özelliklere sahiptir. Bu durum, parçanın bazı bölgelerindeki özelliklerin, diğer bölgelerdeki özelliklerden farklı olması gereken durumlarda, problemlere yol açabilir. Örneğin, bir havacılık parçasının, uçuş sırasında yüksek sıcaklıklara maruz kalacak bölgeleri, yüksek ısı direncine sahip malzemelerden yapılmalıdır. Ancak, bu parçanın, diğer bölgeleri, daha hafif ve daha ucuz malzemelerden yapılabilir. Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler, bu gibi durumlarda, parçanın farklı bölgelerinde farklı özelliklere sahip malzemeleri bir araya getirerek, bu sorunu çözebilir [21].

Fonksiyonel derecelendirilmiş malzeme malzemeler toz metalurjisi yöntemi ve eklemeli imalat yöntemi ile üretilebilir. Yaygın olarak eklemeli imalat yöntemi ile parça sıfırdan inşa edilerek üretilir. Bu yöntemler ile geleneksel imalat yöntemleri ile üretilmesi karmaşık yapıları malzemelerin üretilmesine olanak sağlar [22].

3.2. FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ MALZEME KULLANIM ALANLARI

Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemelerin kullanım alanları, malzemelerin özelliklerine ve üretim yöntemlerine bağlı olarak oldukça geniştir. Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler, Uzay ve havacılık sektöründe uzay aracının kabuğunu, motor bileşenlerini ve yapısal elemanları güçlendirmek için, tıp alanında tıbbi implantlar ve biyomedikal cihazlarda, enerji sektöründe enerji üretimi ve depolama cihazlarında, otomotiv sanayisinde otomotiv bileşenlerinde, endüstri alanında, makine bileşenlerini, kimyasal proses ekipmanlarını ve inşaat malzemelerini güçlendirmek için kullanılmaktadır [23].

3.3. FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ MALZEME ÜRETİM YÖNTEMLERİ

Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeleri, basitten karmaşığa ve eskiden yeniye kadar çeşitli üretim teknikleri kullanılarak üretilebilir. Bu teknikler, katı serbest biçimli üretim (SFF) veya eklemeli imalat (AM) dahil olmak üzere toz metalurjisi, plazma püskürtme, kimyasal ve fiziksel buhar biriktirme (CVD/PVD), yöntemleri gibi çeşitli fiziksel ve kimyasal prensipleri kullanır [23].

Toz metalurjisi, TM yöntemi, kademeli malzemelerin üretimi için etkili bir yöntemdir. Bu yöntemde, önce malzeme kombinasyonu seçilir, ardından kompozisyonun en uygun dağılımı tasarlanır. Daha sonra, önceden karıştırılmış toz, önceden tanımlanmış kompozisyon dağılımına göre sürekli veya kademeli olarak istiflenir. Ardından, istiflenmiş toz sıkıştırılır. Son olarak, hazırlanan kompakt bir sinterleme fırınında sinterlenerek elde edilir [23].

Self-çöğalma yüksek sıcaklık sentezi (SHS), bu yöntem, farklı malzemelerin bir kimyasal reaksiyon dalgası ile birleştirilmesini ve bu reaksiyonun kendi kendini desteklemesini içerir. SHS, yüksek sıcaklıklara ulaşmak için pahalı ve karmaşık ısıtma sistemleri gerektirmez. Bu, SHS'nin çeşitli malzemelerin üretiminde ekonomik olarak cazip bir yöntem olmasını sağlar [23].

Spark plazma sinterleme tekniği (SPS), geleneksel sinterleme tekniğinin geliştirilmiş bir versiyonudur. Fırında ısıtma yerine, sıkıştırılmış toz doğrudan ısıtılır. Bu, daha hızlı ve verimli bir sinterleme işlemine olanak tanır [23].

Sürtünme karıştırma işlemi (FSP), sürtünme karıştırma kaynağı FSW teknolojisinden türetilen bir malzeme işleme tekniğidir. FSP, iç parçasının mikro yapısını değiştirmek için yoğun plastik deformasyon kullanır. FSW'nin aksine, FSP'nin amacı metalleri birleştirmek değil, iç parçasının özelliklerini iyileştirmektir [23].

Döküm-dekantasyon-döküm (CDD) süreci, işlevsel dereceli malzemelerin (FGM'ler) üretimi için kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntem, iki alaşımın kalıba dökülmesini ve daha sonra katılaşmamış kısmın dekantasyonunu içerir. Bu işlem, FGM'lerde pürüzsüz bir özellik gradyanı elde etmeyi sağlar [23].

Plazma Transfer Ark Santrifüj Kaplama (PTACC), demir ile kaplama yapmak için kullanılan bir tekniktir. Bu teknik, silindirin iç duvarına kaplama uygulamasında yaygınlaşmıştır. PTA, yüksek enerjili bir ısı kaynağıdır ve çelik kaplama için çok faydalıdır [23].

Kimyasal buhar biriktirme (CVD), bir yapının spreyleme işlemi yoluyla erimiş malzemelerle kaplanması tekniğidir. CVD ve PVD, FGM hazırlamada kullanılan iki iyi geliştirilmiş işlemdir. PVD teknikleri basit işlemlerdir ve normalde fizikçiler tarafından kullanılır. PVD kaplamada yüksek sıcaklık vakum buharlaşması veya plazma püskürtme bombardımanı kullanılır [23].

Plazma püskürtme, seramik ve metalik kaplamalar için iyi bir teknolojidir. Bu teknoloji, yüzeyleri sert ve aşınma dirençli hale getirmek için kullanılır. Bu işlem, diğer işlemlere kıyasla daha az zaman alıcıdır ve tek seferde geniş yüzey alanları hazırlanabilir [23].

Santrifüj döküm, Fonksiyonel derecelendirilmiş malzeme üretmek için en uygun yöntemdir. Bu yöntem, kalıbın dönmesi nedeniyle oluşan yerçekimi kuvveti ve santrifüj kuvveti kullanılarak erimiş metali kalıba dökmezdır. Bu yöntem, etkili mikro yapı kontrolü ve gelişmiş mekanik özellikler sağlar [23].

Eklemeli imalat (AM), bir malzemeyi katman katman inşa ederek çalışır. AM, FGM'lerin üretimi için giderek daha popüler bir yöntem haline gelmektedir. AM, karmaşık bileşenler üretmeyi ve malzemelerin özelliklerini kontrol etmeye olanak tanır [23].

3.4. FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ MALZEME AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI

Avantajları:

- Karmaşık şekilli parça üretimi: Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler, geleneksel malzemelerin sahip olduğu sınırlamaları aşarak, parçaların performansını ve verimliliğini iyileştirmeye yardımcı olur.
- Üretim süresi: Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler daha hızlı üretim imkânı sunarak, kısa teslim süreleri gerektiren uygulamalar için idealdir.
- Düşük malzeme kaybı: Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler daha verimli bir malzeme kullanımı sağlar. Bu durum, özellikle pahalı malzemelerin kullanıldığı uygulamalarda önemli bir maliyet avantajı sağlar.

Dezavantajları:

- Maliyet: Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemelerin, geleneksel malzemelere göre daha yüksek maliyeti olabilir. Ancak, bu maliyet, üretim sürelerinde ve malzeme israfında sağlanan tasarruflarla dengelenebilir.
- İşlenebilirlik: Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler, geleneksel malzemelere göre daha düşük işlenebilirliğe sahip olabilir. Bu durum, parçaların son işleme işlemlerini zorlaştırabilir.
- Mekanik özellikler: Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler, geleneksel malzemelere göre daha düşük mekanik özelliklere sahip olabilir. Bu durum,

Özellikle yüksek mukavemet ve rijitlik gerektiren uygulamalarda performansı sınırlayabilir [24].

BÖLÜM 4

BİYOMALZEMELER

4.1. BİYOMALZEMELERİN TANIMI

Biyomalzemeler, insan vücudunda canlı doku ve sıvılarla temas eden, insan sağlığını olumlu yönde etkileyen, doğal veya sentetik olarak elde edilebilen malzemelerdir. Biyomalzemelerin insan hayatına katkısı, antik çağlara kadar uzanmaktadır. Mısır mumyalarında bulunan ahşap protezler ve altın, bakır ve bronz gibi metallerin protez ve tedavi amaçlı kullanımı, bu malzemelerin insan sağlığı ve iyileşmesini kolaylaştırmak için uzun zamandır kullanıldığını göstermektedir. Son yüzyılda ise metal ve seramiklerin protez amaçlı kullanımı yaygınlaşmıştır. Biyomalzemeler, tıp, biyoloji, kimya ve malzeme bilimi alanlarının ortak çalışmasıyla son elli yılda önemli ölçüde ve istikrarlı bir şekilde gelişmiştir. Bu malzemeler, eklem protezleri, kemik plakaları, kemik çimentosu, yapay bağlar ve tendonlar, diş implantları, diş sabitleme, kan damarı protezleri, kalp kapakçıkları, yapay doku, kontak lensler ve meme implantları gibi çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır [25].

4.2. BİYOMALZEMELERİN ÖZELLİKLERİ

Biyomalzemeler, insan vücudunda kullanıldıkları yere ve amaca göre çeşitli özelliklere sahiptir. Bu nedenle, biyomalzemelerin kullanımı biyolojik, fiziksel ve kimyasal özellikleri, hedef dokunun özelliklerine ve kullanım amacına göre değişir. Kemik doku ve yumuşak doku için kullanılan biyomalzemeler, mekanik ve yapısal özellikleri açısından farklıdır. İlaç taşıma sistemleri için kullanılan biyomalzemelerin vücutta çözünmesi gerekir. Bu nedenle, biyomalzemelerin özellikleri çok önemlidir. Korozyona karşı direnç, uygun mekanik özellikler ve biyouyumluluk gibi özellikler biyomalzemeler için önemli özelliklerdendir [26].

4.2.1. Biyouyumluluk

Biyoyumluluk, bir malzemenin canlı dokularla uyumlu olması olarak tanımlanır. Bu, malzemenin dokularda iltihaplanma veya pıhtılaşma gibi istenmeyen tepkilere neden olmaması ve dokunun fiziksel ve kimyasal özelliklerine uyması anlamına gelir. Biyoyumlu malzemeler, tıbbi implantlar, protezler ve diğer tıbbi cihazlarda kullanılır. Biyoyumluluk, biyomalzemenin istenilen sürede işlevlerini yerine getirmesi için toksik olmaması, doku uyumlu olması ve biyofonksiyonel olması gibi özellikleri kapsar. Biyomalzemelerde biyoyumluluk, en önemli özelliklerden biri haline gelmiştir [27].

Biyomalzemelerin biyoyumluluğu, malzemenin kendisinden, bulunduğu doku ve çevresel koşullardan, bozunma ürünlerinden ve diğer faktörlerden etkilenen karmaşık bir özelliktir. Bu nedenle, biyomalzeme olarak kullanılacak malzemelerin biyoyumluluk testlerinden geçmesi gerekmektedir [28].

4.2.2. Doku Tepkisi

Dokuların ve çevresindeki organizmaların implant edilen malzemeye verdiği cevaptır. Malzemelerin çoğu inert değildir ve biyomalzemenin başarılı olması, dokunun yabancı maddeyle verdiği tepkiye bağlıdır. Bu tepkiler, implantasyonun süresi, amacı ve yerine göre değişebilir [29].

4.2.3. Mekanik Özellikler

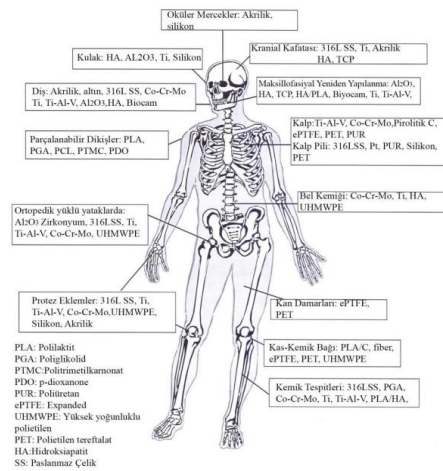
Biyomalzemeler, insan vücudunun farklı bölgelerinde uygulanan kuvvetlere maruz kalarak gerilmelere neden olur. Bu gerilmeler, koşma, oturma, çiğneme gibi günlük tekrarlanan hareketler sonucunda malzemede yorulmalara, çatlaklara ve plastik deformasyonlara yol açabilir. Bu nedenle, biyomalzemenin kullanılacak bölgeye göre mekanik özelliklerinin belirlenmesi gerekmektedir [29].

4.2.4. Korozyon Direnci

Biyomalzemeler için önemli olan özelliklerinden biri de korozyona karşı dirençtir. Korozyon, malzeme ile çevre dokular arasında kimyasal reaksiyonlara girerek istenmeyen bileşiklerin malzemeye zarar vermesidir. İnsan vücudu içerisinde bulunan sıvılar, klorür ve hidroksit gibi iyonlar, malzeme için korozif bir ortam oluşturmaktadır. Korozif ortam, özellikle metalik biyomalzemeler için korozyon riskini artırıcı bir faktördür. Metalik malzemenin korozyona uğraması, malzemenin mekanik özelliklerinin zayıflamasına, konumunun değişmesine ya da çevre dokularda zarara yol açabilir. Bu nedenle, kullanılacak malzemenin dikkatli seçilmesi gerekmektedir. [29,30].

4.2.5. Tasarım ve Üretim Kolaylığı

Biyomalzemeler için uygun malzeme tasarımı ve üretim kolaylığı, önemli bir faktördür. Kullanılacak biyomalzeme, implant edilecek bölgeye göre tasarlanmalıdır. Örneğin, 1900'lerin başında, uzun kemik kırıklarının tedavisinde kullanılan kemik plakalarının çoğu, ilkel mekanik tasarımları nedeniyle kırıldı. Bu tasarımlar, plakaların çok dar ve stres odaklı bir köşeye sahip olmasından kaynaklanıyordu. Biyomalzemeler için üretim kolaylığının önemi, kullanım amacına uygun ideal malzemeyi, uygun maliyet ve yüksek kalite ile kolayca üretebilmektir [31].



Şekil 4.1. Biyomalzemelerin insan vücudunda kullanım alanları [29]

4.3. BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI

Biyomalzemeler, yaptıkları bağlar, bileşimleri ve biyolojik ve mekanik özellikleri bakımından farklılık gösterir. Bu farklılıklar, biyomalzemelerin kullanım amacını ve kullanım alanını belirler. Biyomalzemeler, sahip oldukları özellikler göz önünde bulundurularak metalik, polimerik, seramik ve kompozit olmak üzere dört ana gruba ayrılır [32].

4.3.1. Metalik Biyomalzemeler

Metalik biyomalzemeler, güçlü mekanik bağları, kristal kafes yapıları, kolay şekil verilebilirlik ve aşınma direnci gibi üstün mekanik özellikleri sayesinde kullanım alanı geniş olan biyomalzemelerdir. Metalik biyomalzemelerin bazı dezavantajları da mevcuttur. Bunlar arasında biyoyumluluklarının yetersizliği, vücut sıvılarına karşı korozyona yatkınlıkları, dokuya sertlikleri, kemik dokusundan daha yüksek yoğunlukları ve alerjik reaksiyonlara neden olma potansiyelleri sayılabilir. Metalik biyomalzemelerin ilk örneği, 1960'larda kemik kırıklarında plaka ve vida olarak kullanılan Sherman-Vanadyum Çeliğidir. Fakat korozyona uğrama riski nedeniyle bu malzemenin kullanımı sonlandırılmıştır [33].

Metalik malzemelerin biyolojik ortamda kullanılması korozyona karşı göstermiş oldukları dirençle ilişkilidir. İnsan vücudunda yer alan kan, su gibi sıvılar ve klorür, hidroksit gibi iyonlar metalik biyomalzemeler için oldukça koroziftir. Korozyon, malzemeleri zayıflatır ve metal malzemenin özelliklerini kaybetmesini sağlar ve korozyon sonucu malzeme bulunduğu yerdeki doku ve hücrelere zarar verir [34, 35].

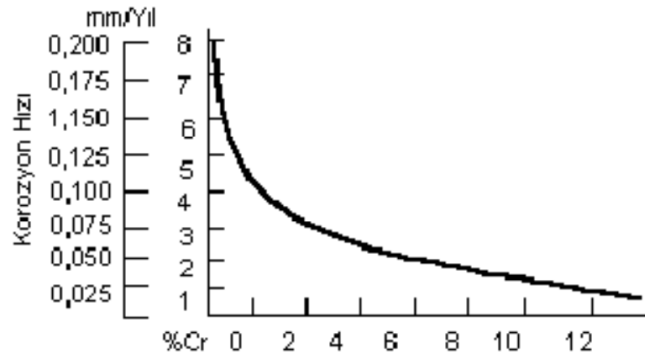
Metalik biyomalzemeler ortopedik uygulamalarda, çene cerrahisinde, diş implantlarında veya kalp damar cerrahisine kadar birçok alanda kullanılmaktadırlar. Ek olarak teşhis ve tedavi amaçlı üretilen biyomedikal cihazların yapımında ve aksesuarlarında metalik biyomalzemeler kullanılmaktadırlar [36].

Metalik biyomalzemeler metal ve metal alaşımlarına göre sınıflandırılır.

- Paslanmaz Çelikler
- Titanyum ve Titanyum Alaşımları
- Krom-Kobalt Alaşımları

4.3.1.1. Paslanmaz Çelikler

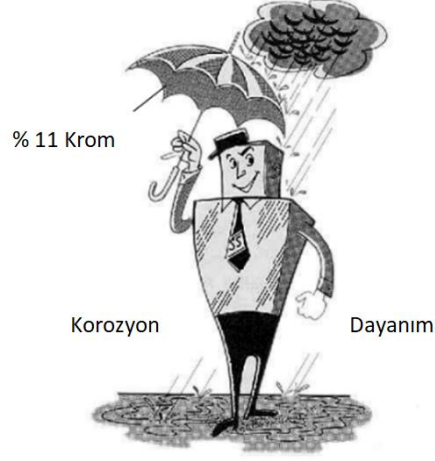
Paslanmaz çelikler günümüz endüstrisinde yaygın şekilde kullanılmaktadır. Paslanmaz çelikler, korozyona karşı dayanıma sahip olmalarının yanı sıra, mekanik özellikleri, düşük veya yüksek sıcaklıklarda kullanılabilmeleri, estetik görünümleri ve şekil verilebilirlikleri gibi birçok avantaja sahiptirler. Paslanmaz çelikler, alaşımsız çeliklere kıyasla pahalı olsa da uzun ömürlü olmaları ve sağlık açısından risk teşkil etmemeleri nedeniyle kullanımı artmaktadır. Paslanmaz çelikler, yüksek oranda krom içerirler ve paslanmaz olarak adlandırılabilmeleri için malzemelerin en az %11 krom içermesi gerekir. Krom alaşımının yüksek olmasının nedeni, Fe-Cr alaşımlarının oksitleyici ortamda gösterdikleri korozyon direncinin, içeriğinde bulunan krom miktarına paralel olmasıdır. Yapılan çalışmalarda, krom miktarının azalması, alaşımın korozyona karşı direncini düşürdüğü gözlemlenmiştir [37, 38].



Şekil 4.2. Cr miktarının korozyona etkisi [37]

Paslanmaz çeliklerin korozyona karşı dirençli olmasının nedeni, krom elementinin metalin yüzeyinde korozyondan koruyan bir oksit tabakası oluşturarak metalin

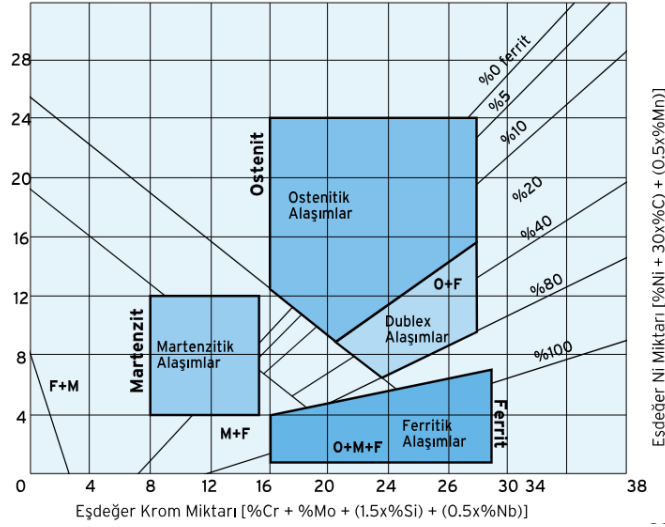
yüzeyini kimyasal reaksiyonlara karşı pasif hale getirmesidir. Bu koruyucu tabakanın oluşması için malzeme yüzeyi ile temas etmesi gerekir [39,40]



Şekil 4.3. Paslanmaz çelik içerisindeki Krom'un görevi [39]

Paslanmaz çelikler, endüstriyel makinelerden araba parçalarına, havacılık ve uzay sanayinden mutfak araç gereçlerine, inşaat demirinden ortopedik ve implant uygulamalarına kadar hayatımızın birçok noktasında kullanılmaktadır. Bu kadar alanda kullanılmasının nedeni, korozyon dayanımı, mekanik dayanım, yüksek ve düşük sıcaklıklarda dayanıklılık, imalat kolaylığı, uzun ömür ve estetik görünüm gibi özelliklerinden kaynaklanmaktadır [40].

Paslanmaz çelikler, avantajları ve yüksek mekanik dayanımları sayesinde endüstride kullanılan metal malzemelerin büyük bir kısmını oluşturur. Bu kadar çok özelliğin kaynağı, bileşimindeki alaşım elementleridir. Alaşım elementleri, çeliğin mikro yapısını değiştirerek çekme mukavemeti, akma dayanımı, süneklik ve işlenebilirlik gibi mekanik özelliklerini değiştirir. Ayrıca, alaşım elementlerinin miktarı ve cinsi, paslanmaz çeliğin faz yapısını değiştirerek farklı özellikler kazandırır [41].



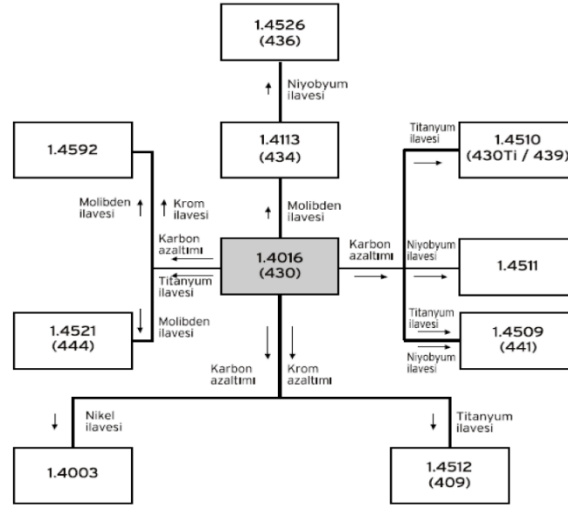
Şekil 4.4. Schaeffler diyagramı [42]

Paslanmaz çelikler, içerdikleri alaşım elementlerine bağlı olarak değişen östenitik ve ferritik özellikler arasında beş farklı çelik türüne sahiptir. Bu türler şunlardır:

- Ferritik paslanmaz çelikler
- Östenitik paslanmaz çelikler
- Martenzitik paslanmaz çelikler
- Dubleks paslanmaz çelikler
- Çökelme yolu ile sertleşmeli paslanmaz çelikler [42].

Ferritik Paslanmaz Çelikler

Ferritik paslanmaz çelikler, kullanımı en yaygın paslanmaz çelik grubudur. Düşük karbon ve %12 ila %30 oranında krom içeren, nikel içermeyen ve titanyum, molibden ve vanadyum gibi karbür yapıcı alaşım elementleri içeren bu çelikler, yüksek krom oranı ile korozyona karşı iyi bir direnç sağlar. Ferritik paslanmaz çelikler, karbon çeliklerine benzer mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir. Düşük karbon içeriği nedeniyle ısıtma işlemiyle sertleştirilemez ve kolayca haddelenebilir. Tavlama işlemi, bu çeliklere uygulanan tek ısıtma işlemidir. Östenitik paslanmaz çeliklere kıyasla manyetikler ve nikel içeren paslanmaz çeliklere göre daha ekonomiktirler. Düşük süneklikleri nedeniyle kolay şekillendirilemezler. Bu nedenle, kullanım alanları östenitik paslanmaz çeliklere göre daha sınırlıdır [39, 42].



Şekil 4.5. Ferritik paslanmaz çelikler [42]

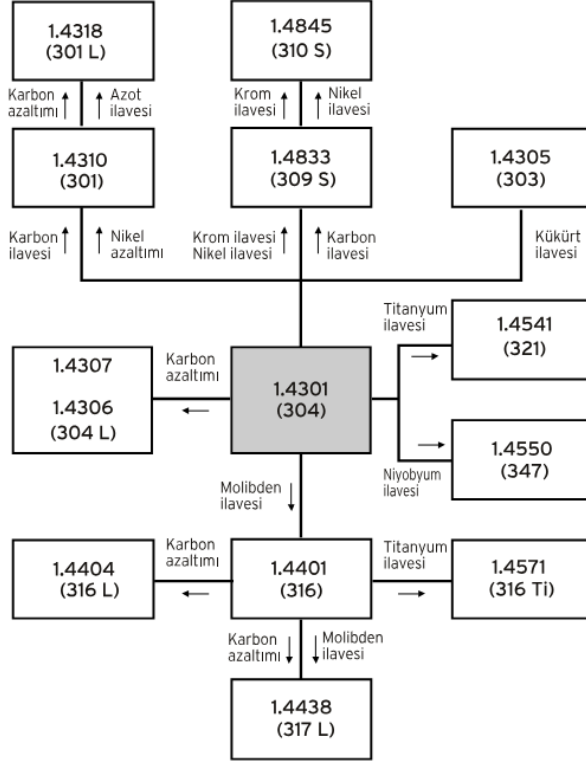
Östenitik Paslanmaz Çelikler

Östenitik paslanmaz çelikler, oda sıcaklığından ergime sıcaklığına kadar geniş bir sıcaklık aralığında tek fazlı YMK kristal kafes yapısına sahiptir. Bu nedenle, dövme ve katı eriyik alaşımlarıyla güçlendirilebilirler. En yaygın kullanılan östenitik paslanmaz çelikler, AISI 200 ve 300 serileridir. Alaşım katkıları, alaşım bileşimi, kaynak yapılabilirliği ve kaynak bölgesinin mikroyapısı, östenitik paslanmaz çeliklerin özelliklerini önemli ölçüde etkiler. Örneğin, AISI 300 serisi çelikler, genellikle %8-20 nikel ve %16-25 krom içerir. Ayrıca, dezoksiyon için %1 silisyum, kararlılık için %0.002-0.08 karbon ve östenit çeliğin kararlılığını artırmak, sülfür ve silisyum ile bileşik oluşturmak için %1.5 mangan içerebilirler [43].

Östenitik paslanmaz çelikler, içeriğinde bulunan yüksek krom sayesinde ferritik ve martenzitik paslanmaz çeliklere göre daha yüksek korozyon direncine sahiptir. Nikel ve mangan gibi alaşım elementleri, östenitik yapının kararlılığını sağlar. Bu çelikler, tamamen östenitik veya östenit matrisinde ferrit içeren yapıda olabilir. Isıl işleme sertleştirilmeleri mümkün değildir [44, 45]

Östenitik paslanmaz çelikler, manyetik olmayan, sünek ve tok yapıya sahip malzemelerdir. Dayanıklılıkları, soğuk şekillendirme veya alaşımlandırma ile

artırılabilir. Karbon (C) ve azot (N), bu malzemeler için en etkili alaşım elementleridir. Bunlar, toplam paslanmaz çelik üretiminin %70'ini oluşturur. Yüksek korozyon direnci, iyi kaynak kabiliyeti, yüksek şekil verme özelliği ve düşük ve yüksek sıcaklıklarda yüksek mekanik özellikler, bu çeliklerin başlıca özelliklerindedir [46, 47].



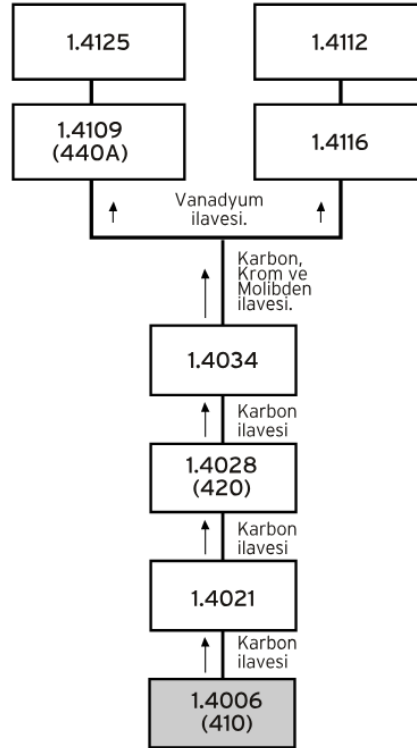
Şekil 4.6. Östenik Paslanmaz çelikler [42]

Martenzitik Paslanmaz Çelikler

Martenzitik paslanmaz çelikler, %12-18 oranında krom ve %0.1-1.2 oranında karbon içeren Fe-Cr-C alaşımıdır. Bu çelikler, östenitli bölgede su verme işlemi uygulandıktan sonra martenzitik yapı oluşturur. Östenitin soğutma sırasında yüzey merkezli kübik (YMK) yapıdan hacim merkezli tetragonal (HMT) yapıya dönüşmesi ile martenzit oluşur. Martenzit çeliklerin iç yapısında tavllanmış halde östenit de bulunur. İstenilen martenzit yapının oluşması için alaşımli çeliklere benzer şekilde ısı işlem uygulanması gerekir. Östenit oluşum sıcaklığı, çeliğin özelliklerine göre 950 °C ile 1050 °C arasındadır. Bu sıcaklık aralığında çeliğe su verme işlemi

uygulanırsa martenzitik iç yapı elde edilir. Bu yapının elde edilmesi için bu sıcaklıklarda çeliğin yapısında ferrit bulunmaması gerekir. Korozyona karşı dirençlerini ve tokluğunu artırmak için yapısına Mo ve Ni eklenir. Nikel eklenmesiyle sertleşme kabiliyeti artırılır ve yüksek oranda bulunan krom, iç yapıyı artık ferritlerden korur. Molibden ilavesi ise östenitlerin martenzitik yapıya dönüşmesini önler [48, 49]

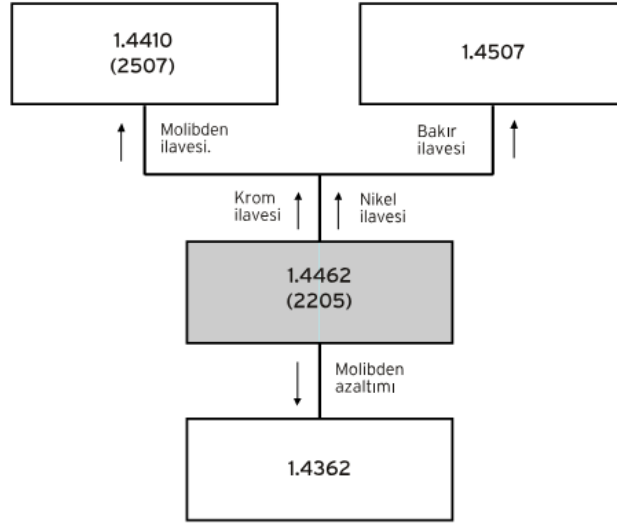
Martenzitik paslanmaz çelikler, iyi dayanım özelliklerine sahiptir ve manyetikler. İçeriklerindeki karbon oranı azaldıkça, ısıl işlem sonrası sertlikleri düşer. Isıl işlem uygulanarak dayanım ve sertlik artırılabilir. Ancak, korozyon dirençleri, östenitik ve ferritik paslanmaz çelikler kadar yüksek değildir. Bu çelikler, en fazla 400°C'ye kadar olan sıcaklık uygulamaları için kullanılır [50]



Şekil 4.7. Martenzitik paslanmaz çelikler [42]

Dubleks Paslanmaz Çelikler

Östenitik-ferritik olarak da adlandırılan çift fazlı dubleks paslanmaz çelikler, östenitik ve ferritik paslanmaz çeliklere göre daha iyi özellikler gösterirler. Bu çelikler hem östenitik hem de ferritik faz içerdiklerinden dolayı, mukavemet ve süneklik özelliklerini bir arada sağlarlar. Östenitik çeliklere kıyasla gerilme korozyon direnci daha iyidir, ferritlere kıyasla ise tokluk ve süneklik özellikleri daha iyidir. Östenitik ve ferritik fazın yapıda bulunması, tavlınmış olsalar dahi 550-690 MPa akma dayanımı sağlar. Bu değerler, östenit ya da ferrit yapılı paslanmaz çeliklerin iki katıdır. Östenitik-ferritik yapının oluşması için 1000°C-1050°C sıcaklıkta tavlınması ve hızlıca soğutulması gerekmektedir [39, 51]



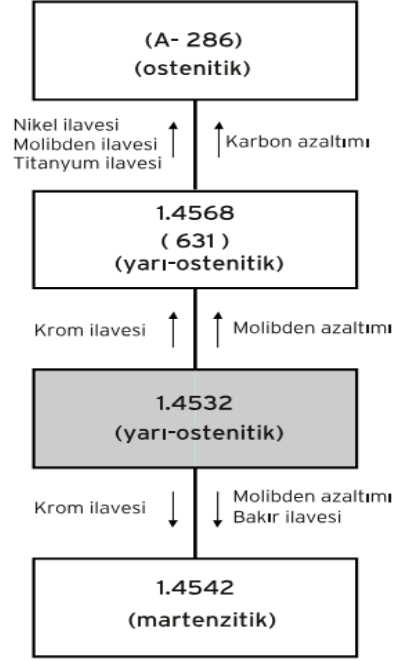
Şekil 4.8. Dubleks paslanmaz çelikler [42]

Çökelme Yolu ile Sertleşmeli Paslanmaz Çelikler

Çökelme sertleştirilebilir paslanmaz çelikler, 1940'lı yıllarda yüksek mukavemet ve korozyon direnci gereksiniminin artması nedeniyle geliştirilmiştir. Bu çeliklerin en önemli özellikleri, basit üretim, nispeten iyi süneklik ve mükemmel korozyon direncidir [42,51].

Çökelme sertleştirilmesi, malzemenin içinde çözülmüş halde bulunan alaşım elementlerinin, yaşlandırma işleminde katı fazda çökerek dislokasyon hareketlerini

sınırlaması ile sertlik ve dayanıklılığın artırılmasıdır. Bu çökeltiler, malzemenin sünekliğini azaltsa da malzemeye yüksek mukavemet ve korozyon direnci sağlar. Çökelme sertleştirilmiş paslanmaz çelikler, martenzitik paslanmaz çeliklerin mukavemetine ve östenitik paslanmaz çeliklerin korozyon direncine sahip olabilir. Mukavemetleri 1700 MPa'a kadar çıkabilir [51]

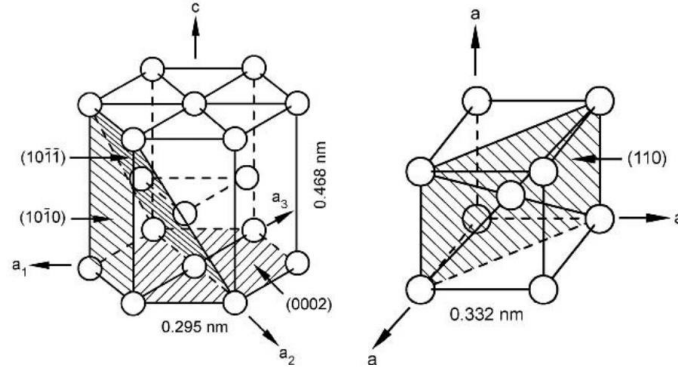


Şekil 4.9. Çökelme Sertleşmesi Uygulanabilir Paslanmaz Çelikler [42]

4.3.1.2. Titanyum ve Titanyum Alaşımları

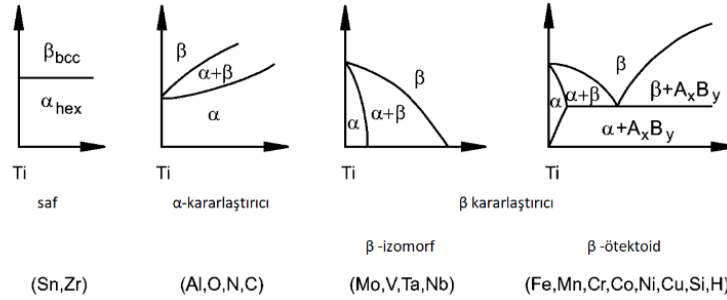
Titanyum yüksek dayanım ve düşük yoğunluğu nedeniyle birçok uygulama alanında yaygın olarak kullanılan bir metaldir. İlk olarak 1791 yılında keşfedilen titanyum, birçok farklı alaşım ile kullanılmaktadır. Titanyumun en önemli özelliklerinden biri olan yüksek kırılma tokluğu ve yorulma dayanımı, bu metali birçok alanda tercih sebebi haline getirmektedir. 1954 yılında ABD'de ilk titanyum alaşımı olan Ti-6Al-4V geliştirilmiştir. Titanyum, sıcaklığa bağlı olarak değişen kristal yapısına sahip bir metaldir. Bu, allotropi olarak adlandırılan bir fenomendir. Saf titanyum ve alaşımlarının çoğu, düşük sıcaklıklarda hekzagonal sıkı paket (HSP) olarak bilinen bir kristal yapıdadır. Bu yapı alfa (α)-titanyum olarak adlandırılır. Yüksek

sıcaklıklarda ise hacim merkezli kübik (HMK) yapıya dönüşür. Bu yapı ise beta (β)-tityum olarak bilinir. Saf tityumda beta geçiş sıcaklığı yaklaşık 882°C'dir [52]



Şekil 4.10. Tityum elementinin HSP ve HMK yapısı [52]

Tityum alaşımları, yapısında bulundukları fazlara göre dört ana gruba ayrılır, bunlar; saf, alfa alaşımları, alfa-beta alaşımları ve beta alaşımlarıdır. Alaşım elementleri, α ve β fazlarının kararlılık seviyelerini etkiler [53].



Şekil 4.11. Alaşım elementlerinin tityum faz diyagramı üzerine olan etkisi [54]

Ti-6Al-4V, 1954 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde geliştirilen ve günümüzde yaygın olarak kullanılan bir tityum alaşımıdır. Bu alaşım, yüksek ısı direnci, dayanım, esneklik, işlenebilirlik, korozyon direnci ve biyouyumluluk gibi üstün özelliklere sahiptir. Bu özellikleri sayesinde, Ti-6Al-4V alaşımı, tüm tityum alaşımlarının %75-85'inin tüketilmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Ti-6Al-4V alaşımı, tityum alaşımlarının gelişiminde önemli bir rol oynamıştır. Bu alaşım,

diğer titanyum alaşımlarının geliştirilmesi için temel oluşturmuştur. Bugün, yüzlerce titanyum alaşımı geliştirilmiştir, ancak bunlardan sadece birkaçı yaygın olarak kullanılmaktadır [54,55].

Titanyum ve alaşımlarının yüksek mukavemet ve düşük yoğunluğa sahip olmalarına rağmen, yüksek fiyatı nedeniyle yalnızca belirli uygulamalarda kullanılır. Bu yüksek fiyat, titanyumun oksijenle yüksek reaktivitesinden kaynaklanmaktadır. Titanyum tetraklorürden sünger titanyum üretiminde ve eritme işleminde âtıl atmosfer veya vakum kullanılması gerekir. Ek maliyetler, enerji ve titanyum tetraklorürün başlangıçtaki yüksek maliyetidir. Oksijenle yüksek reaktivite, havaya maruz kaldığında dayanıklı ve yapışkan bir oksit tabakası oluşmasına neden olur. Bu, titanyuma çeşitli agresif ortamlarda, özellikle sulu asit ortamlarında üstün korozyon direnci sağlar. Titanyumun çok daha yüksek erime sıcaklığı, alüminyumdan önemli bir avantaj sağlar. Ancak, titanyumun oksijenle yüksek reaktivitesi, maksimum kullanım sıcaklığını yaklaşık 600 ° C'ye sınırlar. Bu sıcaklığın üzerinde, oksijenin oksit tabakasından difüzyonu çok hızlı hale gelir, bu da oksit tabakasının kalınlaşmasına ve titanyum alaşımının bitişik tabakasının kırılmasına neden olur [54,55].

Titanyum alaşımları, düşük yoğunlukları, yüksek dayanım ve korozyon dirençleri ile yüksek biyouyumluluklarının sağladığı avantajlar sayesinde tıbbi implantlar için ideal bir malzemedir. Ayrıca, üretilebilirlikleri, kaynaklanabilirlikleri ve işlenebilirlikleri nedeniyle sanayide ve günlük yaşamda geniş bir yelpazede kullanım alanı bulmaktadır [56].

Çizelge 4.1. Biyomalzeme sektöründe kullanılan bazı titanyum ve titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri [57]

Titanyum Alaşımları	Çekme Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı (σ_y)	Uzama (%)	Elastisite Modülü (GPa)
Saf Ti grade 1	240	170	24	102.70
Saf Ti grade 2	345	275	20	102.7
Ti-6Al-4V (ELI)	860-965	795-875	10-15	101-110
Ti-6Al-7Nb	900-1050	880-950	8.1-15	114

Ti-5Al-2.5Fe	1020	895	15	12
Ti-5Al-1.5B	925-1080	820-930	15-17	110
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0.2Pd	860	790	21	89
Ti-13Nb-13Zr	973-1037	836-908	10-16	79-84
Ti-15Mo	874	544	21	78
Ti-15Mo-5Zr-3Al	852	838	25	80
Ti-35.3Nb-5.1Ta-7.1Zr	596.7	547.1	19	55
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	911	864	13.2	80
Ti-15Mo-2.7Nb-3Al-0.25Si	790	760	-	103

4.3.1.3. Krom-Kobalt Alaşımları

Krom-kobalt alaşımları, biyouyumlulukları, yüksek mukavemetleri, korozyon dirençleri ve düşük aşınma özellikleri ile bilinen bir malzemedir. Bu alaşımlar, döküm ve dövme olmak üzere iki şekilde üretilebilir. CoCr-Mo alaşımı dökümle şekillendirilirken, Co-Cr-Ni-Mo alaşımı, sıcak haddeleme yöntemiyle işlenerek yüksek mukavemet ve dayanıklılık kazanan özel bir alaşımdır. Bu alaşımda kobalt, ağırlıkça %65 oranında yer alarak temel yapıtaşını oluşturur. Molibden ise krom-kobalt alaşımlarına ince taneli bir yapı kazandırarak mekanik özelliklerini önemli ölçüde geliştirir. Krom ise katı çözültü oluşturarak alaşımın mukavemetini artırır ve elastisite modülünü paslanmaz çelikten daha yüksek bir seviyeye taşır. Krom-kobalt alaşımları, kalça ve diz protezleri gibi ağır yüklü eklem implantları için idealdir. Ancak, nikel içerdiğinden bazı insanlar için toksik olabilir ve aşınma ve korozyon nedeniyle alaşımdan metalik parçacıklar salınabilir. Bu parçacıklar, dokulara zarar verebilir [58].

Krom-kobalt alaşımlarının avantajları:

- Yüksek mukavemet: Krom-kobalt alaşımları, çelikten daha yüksek mukavemete sahiptir. Bu, onları ağır yük taşıyan uygulamalar için ideal bir seçim haline getirir.
- Yüksek tokluk: Krom-kobalt alaşımları, çarpma ve darbelere karşı dayanıklı bir yapıya sahiptir. Bu, onları kırılma ve çatlamaya karşı daha az duyarlı hale getirir.

- Yüksek yorulma direnci: Krom-kobalt alaşımları, tekrarlayan gerilmeler altındaki yorulma direnci yüksektir. Bu, onları uzun ömürlü bir malzeme haline getirir.
- Yüksek korozyon direnci: Krom-kobalt alaşımları, aşındırıcı ortamlara karşı dirençlidir. Bu, onları korozyondan kaynaklanan hasara karşı daha az duyarlı hale getirir.

Krom-kobalt alaşımlarının dezavantajları şunlardır:

- Yüksek maliyet: Krom-kobalt alaşımları, diğer metal alaşımlarına göre daha pahalıdır.
- Alerjik reaksiyonlar: Krom-kobalt alaşımları, nikel içerdiklerinden dolayı alerjik reaksiyonlara neden olabilir [59].

Çizelge 4.2. Kobalt-Krom alaşımları mekanik özellikleri [60]

İmplant Mekanik Özellikleri	CoCrMo (f75)	CoCrWNi (90)	CoNiCrMo (F562)	
			Tavlanmış	Soğuk Dövülmüş ve Yaşlandırılmış
Çekme Dayanımı (MPa)	655	860	793- 1000	1793 (min)
Akma Dayanımı (MPa)	450	310	240- 655	1585
% Uzama	8	10	50,0	8,0
% Kesit Daralması	8	-	65,0	35,0
Yorulma Dayanımı (MPa)	310	-	-	-

4.3.2. Polimerik Biyomalzemeler

Polimerler, çok sayıda monomerin kimyasal bağlarla bir araya gelmesiyle oluşan, yüksek molekül ağırlıklı uzun zincir yapısına sahip bileşiklerdir. Monomerlerin bir araya gelerek polimer oluşturması, ısı ve basınç gibi dış etkenler yardımıyla gerçekleşir. Son yıllarda büyük gelişme gösteren polimer malzemeler, günümüzde metal malzemeler kadar yaygın olarak kullanılmaktadır. Polimer malzemelerin çok

kullanılmasının nedeni, düşük maliyetleri, kolay işlenebilirlikleri, hafiflikleri, yüksek kimyasal ve korozyon dirençleri, yüksek ısı ve elektriksel özellikleri ve yeterli mekanik özelliklerine sahip olmalarıdır. Bu özelliklerinden dolayı polimer malzemeler, biyomalzeme olarak biyomedikal ve sağlık sektöründe çokça kullanılmaktadır. Polimer yapılarına göre sentetik veya doğal olarak sınıflandırılırlar [61].

Sentetik polimerik malzemeler, tıbbi alanda geniş bir yelpazede kullanılmaktadır. Tek kullanımlık tıbbi malzemeler, implantlar, protezler, polimerik ilaç dağıtım sistemleri ve doku mühendisliği ürünleri gibi uygulamalarda yaygın olarak tercih edilmektedir. Polimerik biyomalzemelerin metal veya seramik malzemelere göre avantajları, çeşitli şekillerde üretilebilir olmaları, ikincil işlenebilirlikleri, uygun maliyetleri ve istenen mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olmalarıdır [62].

Doğal polimerler, canlı organizmalarda bulunan proteinler, polisakkaritler ve polinükleotidler gibi malzemelerden oluşur. Çeşitli yöntemlerle üretilebilen doğal polimerler, ilaç salınım sistemleri, ortopedik protez kaplamaları, kemik dolgu ve onarımı gibi tıbbi uygulamalarda biyomalzeme olarak kullanılmaktadır. Mekanik özellikler ve üretim kolaylığı bakımından sentetik polimerler doğal polimerlerden daha iyi özelliklere sahip olsalar da biyoyumluluk ve biyoçözünürlük bakımından doğal polimerler tercih edilmektedir [63].

Sentetik ve doğal polimerlerin özellikleri farklıdır. Sentetik polimerlerin daha iyi mekanik özelliklere, termal kararlılığa ve daha kolay şekillendirilebilirliğe ve yüksek sıcaklıklarda işlenebilir olmaları, ancak doğal polimerler kadar biyoyumlu olmamaları gibi nedenlerden dolayı, biyomedikal uygulamalar için sentetik ve doğal polimerlerin kombinasyonu tercih edilmektedir. Yapay ve biyosentetik polimerik malzeme olarak adlandırılan bu malzemeler, tek bileşenli malzemelere göre daha yüksek mekanik ve biyoyumluluk özelliklerine sahiptirler. Polimerik biyomalzemeler birçok alanda kullanılır [63].

Çizelge 4.3. Polimer yapılı malzemelerin kullanım alanları [64]

Polimerler	Kullanım Alanları
Polivinilklorür (PVC)	Biyomedikal uygulamalarda tüp ve kan saklama torbalarında kullanılır. Saf PVC sert ve kırılımandır, ancak plastikleştiricilerle esnek hale getirilebilir.
Polietilen (PE)	<ul style="list-style-type: none"> • HDPE, ilaç şişelerinde kullanılmaktadır. • LDPE, ambalajlama için tek kullanımlık, esnek kap uygulamaları için kullanılır. • LLDPE, (doğrusal düşük yoğunluklu) Mükemmel delinme direnci nedeniyle torbalarda kullanılır. • UHMWPE, (Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen), ortopedik implantların imalatında, özellikle de total kalça asetabular kabı ve diz eklemlerinin patellar yüzeyleri gibi yük taşıyan uygulamalar için kullanılmıştır.
Polietrafloretillen (PTFE)	Teflon olarak bilinen PTFE, PE'den farklı olarak florin içeren bir polimerdir. Çok yüksek erime noktasına sahip olduğundan işlenmesi zordur. Hidrofobik ve kaygan olduğundan kateter ve vasküler greftlerde kullanılır. Ancak, aşınma direnci düşük olduğundan kalça eklemi protezlerinde kullanılmamaktadır.
Polipropilen (PP)	Tek kullanımlık şırıngalar, cihazlar için ambalajlar, solüsyonlar, ilaçlar, dikişler ve yapay damar greftleri gibi birçok uygulamada kullanılan, yüksek sertliğe, iyi kimyasal dirence ve iyi çekme mukavemetine sahip bir polimerdir.
Polimetilmetakrilat (PMMA)	Tıbbi uygulamalarda kullanılan, dayanıklı, şeffaf ve boyanabilir bir malzemedir. Kan pompaları, diyaliz cihazları, kontakt lensler, takma dişler ve eklem protezlerinde kullanılır.
Polistiren (PS)	Genellikle doku kültürü şişelerin kullanılır.
Polietilenteraflat (PET).	Dikiş ipi ve yapay kalp kapaklarında kullanılır.
Poliüretan (PU)	Sert ve dayanıklı bir malzemedir. Yorulma ve kan tutma özelliklerine sahiptir. Kalp pili kurşun yalıtımı, kateter, damar greft, kalp pompası, yapay kalp ve yara pansumanı gibi tıbbi uygulamalarda kullanılır.
Polikarbonat (PC)	Kalp-akciğer destek cihazlarında ve gıda ambalajlarında kullanılmaktadır.
Poliamid (Naylon)	Dikiş ipliği, ambalaj filmi, katater ve kalıp parçalarında kullanılır.

4.3.3. Seramik Biyomalzemeler

Seramikler, iyonik ve kovalent bağlarla tutulan inorganik ve metalik olmayan katı malzemelerdir. Seramik biyomalzemeler, aşınma ve korozyon direncine sahip, alerjik reaksiyonlara neden olmayan, vücut ile uyumlu ve yoğunluğu düşük malzemelerdir. Seramik biyomalzemeler, çenenin yeniden yapılandırılması ve çene kemiğinin sabitleştirilmesinde, dişçilik uygulamalarında kemik dokusu onarımı ve rekonstrüksiyon ve kompozit implant malzemelerinin takviye bileşenleri olarak ve yapay tendonlar ve bağlar gibi gerilme yükleme uygulamaları için de kullanılmaktadır. Seramik biyomalzemeler, doku ile etkileşim şekline göre üçe ayrılır. Bunlar biyoinert, biyoaktif ve biyobozunur yapıları malzemelerdir [65].

Biyoaktif seramikler, kemik ve yumuşak dokularla kimyasal olarak bağlanma özelliğine sahiptir. Bu özellik, implantın kemik dokusuyla sıkı bir bağ oluşturmaya ve implantın vücut tarafından kabul edilmesine yardımcı olur. Hidroksiapatit, kalsiyum fosfattan oluşan bir biyoaktif seramiktir. Kemik dokusuna benzer kimyasal ve fiziksel özelliklere sahiptir. Hidroksiapatit, sert doku implantlarında yaygın olarak kullanılmaktadır [66].

Biyoinert malzemeler kullanıldıkları çevre doku ile etkileşime girmezler. Biyoinert malzemeler, kullanıldığı bölgede doku ile malzemenin fibröz bir ince tabaka oluşmasından dolayı malzeme ile doku arasında etkileşim oluşturmayan malzemelerdir. Biyoinert malzemeler, genellikle metal oksitleri veya karbürleri gibi inorganik bileşiklerden yapılıdır. Biyoinert malzemeler, protezler için kullanılan ilk malzemelerden biridir ve hala birçok tıbbi uygulamada yaygın olarak kullanılmaktadır. Alümina (Al_2O_3) ve zirkonya (ZrO_2), en yaygın kullanılan biyoinert seramiklerdir. Alümina, kimyasal olarak kararlı ve toksik olmayan bir seramiktir. UHMWPE ile kullanıldığında, çok düşük bir sürtünme katsayısına sahip olmasını sağlar. Alüminanın bu özellikleri, onu total kalça replasmanında yaygın olarak kullanılan bir malzeme haline getirir. Zirkonya, alüminadan daha güçlü, yoğun ve daha iyi yüzey kalitesine sahiptir. Zirkonya toz halinde PMMA kemik çimentosunun bazı formlarında ve total kalça implantlarında kullanılır [65-67]

Biyobozunur malzemeler biyolojik olarak emilebilir: Bunlar insan vücuduna implant edilen malzemelerdir ve implanttan sonra vücut sıvılarıyla reaksiyona girip çözünürler ve ayrıca yeni dokular oluşturmak üzere metabolize edilirler. Genel olarak, dokular kendilerini yenileyebilir ve doku replasmanı için yalnızca geçici bir biyoseramik desteğine ihtiyaç duyarlar. Bu tür biyoseramiklere örnek olarak kalsiyum fosfat ve biyolojik olarak parçalanabilen polimerler verilebilir. Bu malzemeler yalnızca doku büyümesi için geçici destek gerektiğinde kullanılır. Biyobozunur seramikler genellikle doku mühendisliğinde kullanılır [68].

Çizelge 4.4. Seramik biyomalzeme türler ve kullanım Alanları [69]

Biyoseramik Türü	Doku ile verdiği tepki	Örnekler
Biyoaktif	Kimyasal Bağ	HA, cam seramikler, biyoaktif cam.
Biyoinert	Mekanik Bağ	Alümina (Al ₂ O ₃) ve zirkonya (ZrO ₂)
Biyobozunur	Doku ile yer değiştirme	TCP (Trikalsiyum fosfat)

Seramik biyomalzemeler, estetik görünümlü, gözenekli üretilebilme ve korozyona dayanıklı, biyouyumlu olması biyolojik uygulamalarda kimyasal eylemsizlik sağlaması gibi birçok önemli özelliğe sahiptirler. Ancak, düşük mukavemet, sert ve kırılabilir olmalarından dolayı yük gerektiren uygulamalarda kullanımları kısıtlıdır. Bu nedenle seramik biyomalzemeler diğer malzemelerle kaplama olarak kullanılır. Seramik biyomalzemelerin diğer malzemeler ile kompozit olarak kullanılmasıyla hem mekanik özellikleri iyileştirilmiş olur hem de doku-implant uyumu sağlanmış olur [70].

4.3.4. Kompozit Biyomalzemeler

Kompozit malzemeler, belirli fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri sağlamak için fiziksel özellikleri bakımından farklılık gösteren iki veya daha fazla malzemedan oluşan bileşim malzemelere denir. Kompozit malzemeler farklı malzemelerin belirli

özelliklerini bir arada kullanılmasını sağlamaktadır. Bundan dolayı kompozit malzemeler esnek bir tasarıma sahiptirler. Kompozit malzemeler reçine adı verilen matris malzeme ve takviye malzeme bileşenleri ile oluşturulmaktadır. Matris ve takviye bileşeni, ara bir yüzey ile birbirinden ayrılır. Kompozit malzeme özellikleri, tek başına metaller, polimerler veya seramikler malzemelere göre daha karmaşık yapıya sahiptirler. Çünkü kompozit yapılar, farklı malzemelerden oluşur ve bu malzemelerin bileşimi, miktarı, tane morfolojileri gibi özellikleri birbirinden farklı olabilir [71].

Kompozit biyomalzemelerde kullanılan takviye malzemeler, metabolize edilebilme özelliğine göre emilebilir veya inert olabilir. Bu özelliğin, malzeme ile dokular arasındaki biyolojik uyumu sağlamaktadırlar. Bu takviye malzemeler arasında yaygın olarak karbon fiberler, polimer fiberler, cam fiberler ve seramik partiküller kullanılır. Polimerler, kompozit biyomalzemelerde en yaygın kullanılan matris malzemelerdir [72].

Çizelge 4.5. Matris ve takviye elemanlarının kompozit malzemedeki etkileri [73]

Matris Malzeme	Takviye Elemanı Malzeme
Kompozit malzemenin şeklini verir.	Kompozite dayanım, rijitlik ve mekanik özellikler sağlar
Takviye elemanlarını dış etmenlerden korur.	Termal genleşme katsayısı, iletkenlik ve termal taşınım gibi diğer özelliklerin belirlenmesinde belirleyicidir.
Matris malzemeleri, yükün takviye elemanlarına aktarılmasına yardımcı olur.	
Takviye elemanları ile tokluk gibi özellikleri geliştirir.	

Biyouyumlu, mekanik ve biyobozunur özellikleri yüksek olan kompozit biyomalzemeler, çok çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Bu malzemeler, istenilen özelliklerde tasarlanabildikleri için, diş sağlığı alanında dental doku malzemesi olarak, ortopedik uygulamalarda ise polimer-seramik kompozitler ve gözenekli

implantlar şeklinde tasarlanarak kemik ve yumuşak doku büyümesini desteklemek için kullanılmaktadır [74].

Kompozit biyomalzemelerin avantajları:

- Düşük yoğunluk / ağırlık kombinasyonları.
- Korozyona karşı direnç ve yüksek yorulma dayanımı
- Modern tanı yöntemleri olan manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ile uyumu.
- Ortopedik uygulamalar için, düşük modül-yüksek mukavemet sunmaları.
- Düşük termal genleşme ve düşük elektrik iletkenliği
- Estetik görünüm
- Yüksek dayanım ve yüksek sertlik

Kompozit biyomalzemelerin dezavantajları:

- Kompozitin her bir bileşeni biyouyumlu olmalıdır.
- Polimer kompozit durumunda su emilimi, sertlikte ve diğer mekanik özelliklerde azalmaya neden olur.
- Bileşenler arasındaki arayüzün bozulması da kaçınılması gereken bir sorundur.
- Yüksek maliyet ve geliştirme sürelerinin uzun olması.
- Darbelere karşı hassasiyet ve düşük süneklik.

Kompozit biyomalzemeler, biyomedikal ve sağlık alanında, gösterdikleri birçok özellik sayesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Kompozit biyomalzemeler, kardiyovasküler uygulamalarda, diş hekimliğinde diş dolgularında, sabit ve çıkarılabilir diş protezlerinde, ağız ve çene cerrahisinde dental implantlar, çene kemiği protezleri olarak, doku mühendisliğinde kusurlu dokuların yenilenmesi ve iyileştirilmesinde, ortopedik uygulamalarda kemik kırığı onarımında, kalça ve eklem protezlerinde, yapay kıkırdak uygulamalarında ve doku ile protez arasında arayüz olarak kullanılmaktadır [75].

4.4. BİYOMALZEME VE TOZ METALURJİSİ İLİŞKİSİ

Toz metalürjisi, metal malzemeler için yaygın uygulamalara sahip olan bir teknolojidir. Toz metalurjisi ile yüksek kaliteli, karmaşık parçaların ekonomik ve istenilen boyutlarda üretilebilmektedir. Toz metalürjisi yöntemi, düşük enerji tüketimi, yüksek malzeme kullanımı ve düşük üretim maliyetleri ile üretim verimliliğini artırmaktadır. Toz metalurjisi yöntemi, metal matrisli biyomalzeme üretimi için son derece elverişlidir. Bu nedenle, geleneksel metal şekillendirme işlemlerinin yerini almaya ve büyümeye devam etmektedir [76].

Tıp ve sağlık alanında toz metalürjisi kullanımı, Uzay ve Havacılık Biliminin gelişmesiyle ortaya çıkmıştır. Bu gelişme, döküm ve işlenebilirliği zor malzemelerin keşfini ve kullanımını da beraberinde getirmiştir. Toz metalurjisi yöntemi, geleneksel yöntemlerin yetersiz kaldığı durumlarda, yüksek kaliteli ve karmaşık protezlerin üretiminde kullanılmaktadır. Bu yöntemle üretilen protezlerde, biyomalzemelerin beklenen performansı, biyoyumluluğu, aşınma ve korozyon direnci gibi özellikler iyileştirilmektedir. Ayrıca, sadece bu yöntemle üretilebilen gözenekli yapıdaki protezler, titreşim emilimi ve kemik dokusuyla güçlü bir tutunma sağlayarak kaynaşmayı kolaylaştırma gibi avantajlar sunmaktadır. Toz metalürjisi, biyomalzemelerin son boyut ve tolerans ölçülerinde, talaş kaldırmadan ekonomik olarak üretilmesine olanak tanır. Kontrollü gözenek yapısında malzeme üretimi, yüksek korozyon dayanımı, yüksek mukavemet ve pürüzsüz yüzey gibi özellikler sunarak, biyomalzemelerin ekonomik olarak üretilmesini sağlar. Kobalt, krom, titanyum, zirkonya ve hidroksiapatit gibi malzemelerden oluşan protezler, talaşsız imalatın sağladığı avantajlar sayesinde kemik ve kırık dokuların birleştirilmesinde ve rekonstrüksiyonunda sıkça tercih edilmektedir [77].

Toz metalurjisi ile üretilen implantlar, geleneksel yöntemlerle üretilenlere kıyasla aşağıdaki avantajlara sahiptir:

- Toz metalurjisi ile metal matrisli ve metal olmayan malzemeler bir arada kullanılarak malzeme üretilebilir.

- Toz metalürjisi ile istenilen boyutlarda ve estetik görünümüne sahip malzemeler üretilebilir.
- Hammadde daha ucuz ve kolay elde edilebilir. İkinci işlem ihtiyacı daha azdır.
- Kontrollü gözenek yapısına sahip implant parçalar üretilebilir.
- Talaşlı imalat yöntemine göre düşük maliyet, düşük malzeme kaybı ve büyük üretim kapasitesine sahiptir.
- Yüksek aşınma direnci ve sürtünme katsayısına sahip parçalar üretilebilir.
- Geometrisi karmaşık olan parçalar, toz metalürjisi ile kolaylıkla üretilebilir.
- İmplantların kullanım yerlerine göre, parçaların kimyasal bileşimi ve yapısı, istenilen performansı elde etmek için özel olarak tasarlanabilir.
- Toz metalürjisi ile üretilen parçaların dövme işlemi ile üretilenlere göre daha yüksek çekme dayanım göstermeleri, ortopedik protezlerde kemik-protez bağlantısının daha güçlü ve dayanıklı olmasını sağlamaktadır [73].

4.5. LİTERATÜR ÇALIŞMALARI

Erden ve Elitaş [78], toz metalürjisi (TM) ile üretilen alaşımsız çeliğin içerisine çinko stearat ilavesinin çekme dayanımı özellikleri üzerine etkisini araştırmıştır. Kompozisyonlar, yüzde ağırlık olarak 0,25, 0,5, 1 ve 2 çinko stearat ilave edilmiştir. Tozlar 2 saat boyunca karıştırılmış ve ASTM (E 8M) toz metal malzeme standartlarına uygun çekme numunesi oluşturmak için 700 MPa presleme basıncında tek yönlü sıkıştırılmıştır. Presleme işlemi uygulanan numuneler, 1200°C'de 1 saat argon atmosferinde sinterleme uygulanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde, Çinko stearat ilavesinin artması, akma dayanımını (YS), çekme dayanımını (UTS) ve % uzamayı olumsuz yönde etkilediği gözlemlenmiştir.

Rahman vd. [79], toz metalürjisi (TM) ile üretilen demir tozu ASC 100.29 ve çinko stearat yağlayıcı ilavesinin mekanik ve mikro yapısına etkisini incelemiştir. Kompozisyonlarda bulunan çinko stearat içeriği, 0.2'lik bir aralıkla ağırlıkça % 0.2 ila 1.0 arasında değişmiştir. Karışımlar sırasıyla 10, 30 ve 60 dakika olmak üzere üç farklı süre boyunca mekanik olarak karıştırılmıştır. Silindirik kalıp içerisine

doldurulmuş tozlar 180 ° C ısıtılmış ve 30 dakika bekletilmiştir. Ardından 380 MPa basınç altında çift yönlü olarak sıkıştırılmıştır. Presleme işlemi uygulanan numuneler, 1000°C'de bir saat argon atmosferinde sinterleme uygulanmıştır. Sonuçlar neticesinde çinko stearat içeriğinin ve karıştırma süresinin mekanik ve mikro yapı özelliklerini etkilediği gözlemlenmiştir.

Rahman vd. [80], toz metalürjisi (TM) kullanılarak demir tozu ASC 100.29'a farklı oranlarda çinko stearat ilavesinin, farklı presleme ve sinterleme sıcaklıklarında mekanik özellikler ve mikro yapı üzerinde etkisini incelemiştir. Kompozisyonlarda bulunan çinko stearat içeriği ağırlıkça % 0.4 ila 0.8 şeklindedir. Karışımlar 30 dakika boyunca karıştırılmıştır. Silindirik kalıp içerisine doldurulmuş tozlar 120 ° C ve 180 ° C derece de 130kN basınç altında çift yönlü olarak sıkıştırılmıştır. Presleme işlemi uygulanan numuneler, 850 °C, 900 °C ve 1000 °C 'de 5 °C/dk'lık ve 10 °C/dk'lık bir ısıtma/soğutma hızı ile 30 ve 60 dakika boyunca argon atmosferinde sinterleme uygulanmıştır. Sonuçlar neticesinde çinko stearat içeriğinin, presleme sıcaklığının, ısıtma ve soğutma hızının, sinterleme süresinin ve sinterleme sıcaklığının mekanik ve mikro yapı özelliklerini etkilediği gözlemlenmiştir.

Akmal vd. [81], 316L paslanmaz çeliğe farklı oranlarda hidroksiapatit (HA) ilave edilerek Fonksiyonel Derecelendirilmiş Malzemeler (FDM) üretilmiştir. Üretilen FDM'lerin katman içeriği ağırlıkça %5 ile %20 arasında değişmektedir. Farklı katmanlarda aynı bileşimle iki tip FDM hazırlanmıştır. Benzer sıkıştırma ve sinterleme koşulları altında, 316L matrisini güçlendirmek için iki farklı FDM'de mikro ve nano boyutlu HA kullanılmıştır. Nano boyutlu HA (nHA) içeren FDM'ler, mikro boyutlu HA (mHA) ile hazırlanan FDM'lere kıyasla daha yüksek yoğunluk göstermiştir. Katmanların sertlik ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Sertlik, ikinci katmanda güçlü bir ara yüzey sınırı nedeniyle artmış, ardından gözenekliliğin artmasıyla beraber FDM'lerin sonraki katmanları için sertlik azalmıştır.

BÖLÜM 5

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

5.1. KULLANILAN TOZLAR VE ÖZELLİKLERİ

Bu çalışmada, toz metalürjisi (TM) yöntemiyle 316L paslanmaz çeliğe farklı oranlarda çinko stearat ilavesinin mekanik özelliklerine etkisi araştırılmıştır, T/M teknolojisi ile farklı çinko stearat içeriklerine sahip 316L paslanmaz çelik numuneleri üretilmiştir. Numunelerin üretimlerinde kullanılan tozların özellikleri ve temin edildikleri firmalar Çizelge 5.1'de verilmiştir.

Çizelge 5.1. Kullanılan tozlar ve özellikleri

Kullanılan Tozlar ve Özellikleri	Toz Boyutu (μm)	Yoğunluk (g/cm^3)	% Sıfık Değeri	Temin Edilen Firma
316L	<149	7.9	99.9	Höganäs
Çinko Stearat	<45	1.1	99.9	ASB KİMYA

Çizelge 5.1'de özellikleri belirtilen tozlar, Çizelge 5.2'de verilen kimyasal bileşimlere göre karıştırılarak 316L paslanmaz çelik numuneler üretilmiştir. Üretilen numuneler çekme testi uygulanmıştır. Numunelerin yoğunluk, gözeneklilik oranları, mikroyapı analizi yapılmıştır. Çıkan sonuçlar neticesinde fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler üretim gerçekleştirilmiştir. Literatürde bulunan çalışmalar ile sonuçlar karşılaştırılmıştır.

5.2. NUMUNELERİN HAZIRLANMASI

Tozlar, RADWAG AS-60-220 C/2 marka hassas terazide, çizelge 5,2'de belirtilen miktarlarla tartılmıştır. Karışımlar daha sonra Willy A. Bachofen AG T2F marka üç eksenli toz karıştırıcı cihazda iki saat boyunca karıştırılmıştır.

Çizelge 5.2. Tekli numunelerin kimyasal bileşimi

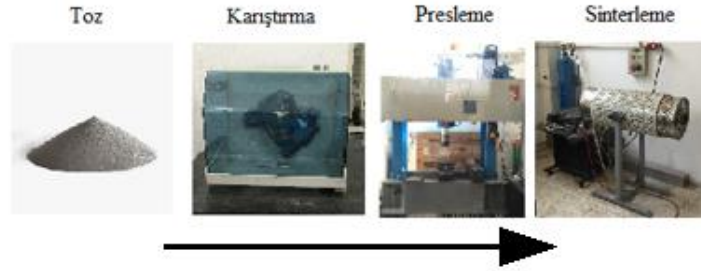
Kompozisyon	316L (% ağırlık)	Çinko Stearat (% ağırlık)
(Kompozisyon 1)	% 100	-
(Kompozisyon 2)	% 99	% 1
(Kompozisyon 3)	% 97	% 3
(Kompozisyon 4)	% 95	% 5
(Kompozisyon 5)	% 93	% 7
(Kompozisyon 6)	% 90	% 10

Çizelge 5.3. Fonksiyonel derecelendirilmiş malzeme numunelerin kimyasal bileşimi

Kompozisyonlar	Katman İçeriği (%) ve Katman Kalınlığı (X)		
	1.Katman	2.Katman	3.Katman
Kompozisyon 7	Kompozisyon 2 (316l + %1ÇS)	Kompozisyon 3 (316l + %3ÇS)	Kompozisyon 2 (316l + %1ÇS)
	X	X	X
Kompozisyon 8	Kompozisyon 2 (316l + %1ÇS)	Kompozisyon 4 (316l + %5ÇS)	Kompozisyon 2 (316l + %1ÇS)
	X	X	X
Kompozisyon 9	Kompozisyon 2 (316l + %1ÇS)	Kompozisyon 5 (316l + %7ÇS)	Kompozisyon 2 (316l + %1ÇS)
	X	X	X
Kompozisyon 10	Kompozisyon 2 (316l + %1ÇS)	Kompozisyon 6 (316l + %10ÇS)	Kompozisyon 2 (316l + %1ÇS)
	X	X	X
Kompozisyon 11	Kompozisyon 2	Kompozisyon 3	Kompozisyon 2

	(316l + %1ÇS)	(316l + %3ÇS)	(316l + %1ÇS)
	X	2X	X
Kompozisyon 12	Kompozisyon 2 (316l + %1ÇS)	Kompozisyon 4 (316l + %5ÇS)	Kompozisyon 2 (316l + %1ÇS)
	X	2X	X

Karıştırılan tozlar, ASTM E8M standartlarına sahip kalıpta, 700 MPa basınç kullanılarak tek yönlü soğuk presleme ile şekillendirilmiştir. Preslenmiş olan numuneler 1250 °C'de iki saat %95Azot-%Hidrojen karışım gaz atmosferinde sinterlenmiştir. Sinterleme işlemi, 5°C/dk ısıtma hızıyla sıcaklık artışı ile numuneler sinterleme sıcaklığına kadar ısıtılmıştır. Numuneler bir saat bu sıcaklıkta tutulduktan sonra 5°C/dk soğutma hızıyla ortam sıcaklığına soğutulmuştur. Her kompozisyon için 5 numune üretilmiştir. Sinterleme işlemi, Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi, İmalat Mühendisliği, Mekanik Metalürji laboratuvarında, Protherm PTF 16/75/610 marka atmosfer kontrollü fırında gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5.1. Toz metalürjisi yöntemi ile parça üretim aşamaları

5.3. ÇEKME DENEYİ ÖLÇÜMÜ

Çekme deneyi 0.5 mm/dk çekme hızında yapılarak numunelerin gerilme-uzama grafikleri elde edilmiştir. Bu grafiklerden numunelerin mekanik özelliklerinin davranışları, akma dayanımı, çekme dayanımı ve %uzama değerleri hesaplanarak davranışları belirlenmiştir.



Şekil 5.2. Çekme Cihazı

5.4. YOĞUNLUK ÖLÇÜMÜ

Toz metalurjisi ile üretilen numunelerin yoğunluk ölçümleri, RADWAG AS yoğunluk ölçüm kiti kullanılarak, saf su içinde Archimedes prensibi ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5.3. Yoğunluk ölçümü

Gözeneklilik değeri, Eşitlik 5.1'de verilen formül kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\% \text{ Gözeneklilik} = \frac{q_{\text{Teorik}} - q_{\text{Deneysel}}}{q_{\text{Teorik}}} \times 100 \quad (5.1)$$

q_{Teorik}; Teorik yoğunluk (g/cm³).

q_{Deneysel}; Deneysel yoğunluk (g/cm³).

5.5. METALOGRAFİK İNCELEMELER

Yoğunlukları ölçülen numunelere soğuk kalıplama işlemi uygulandıktan sonra, yüzey pürüzlerin giderilmesi ve dağlama için gerekli yüzey kalitesinin sağlanması için zımparalama ve parlatma işlemi uygulanmıştır. Numuneler, polisaj cihazı kullanılarak sırasıyla 240-7000 arası meshlik SiC 46 zımparayla zımparalanmıştır.



Şekil 5.4. Zımparalama ve parlatma için kullanılan polisaj cihazı

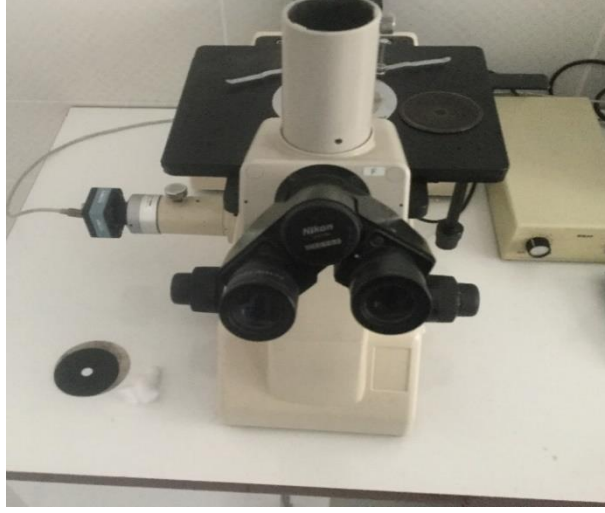
Dağlama işlemine başlamadan önce, parlatma uygulamasında kalan kalıntıları temizlemek için numuneler, ultrasonik temizleyicide 60 dakika boyunca temizlenmiştir. Numuneler, 10-gram oksalik asit ve 90 mililitre saf su içeren çözeltide, 2 amperlik akım şiddetinde ve 12 voltluk gerilim uygulanarak elektrolitik olarak dağlanmıştır. Dağlama işlemi tamamlandıktan sonra, numune yüzeyleri alkol ile arındırılıp kurutulduktan sonra, optik mikroskop incelemesi için hazır hale getirilmiştir.



Şekil 5.5. Dağlama işlemi

5.6. MİKROYAPI İNCELEMELERİ

Bu çalışmada, Nikon Epiphot 200 marka optik mikroskop kullanılarak, numunelerin mikroyapıları X50-X1000 büyütme aralığında incelenmiştir. Tüm numuneler için farklı büyütme değerlerinde ve çeşitli alanlardan görüntüler alınmış ve alınan görüntülerin, numunenin tüm mikroyapısını temsil etmesi için özen gösterilmiştir.



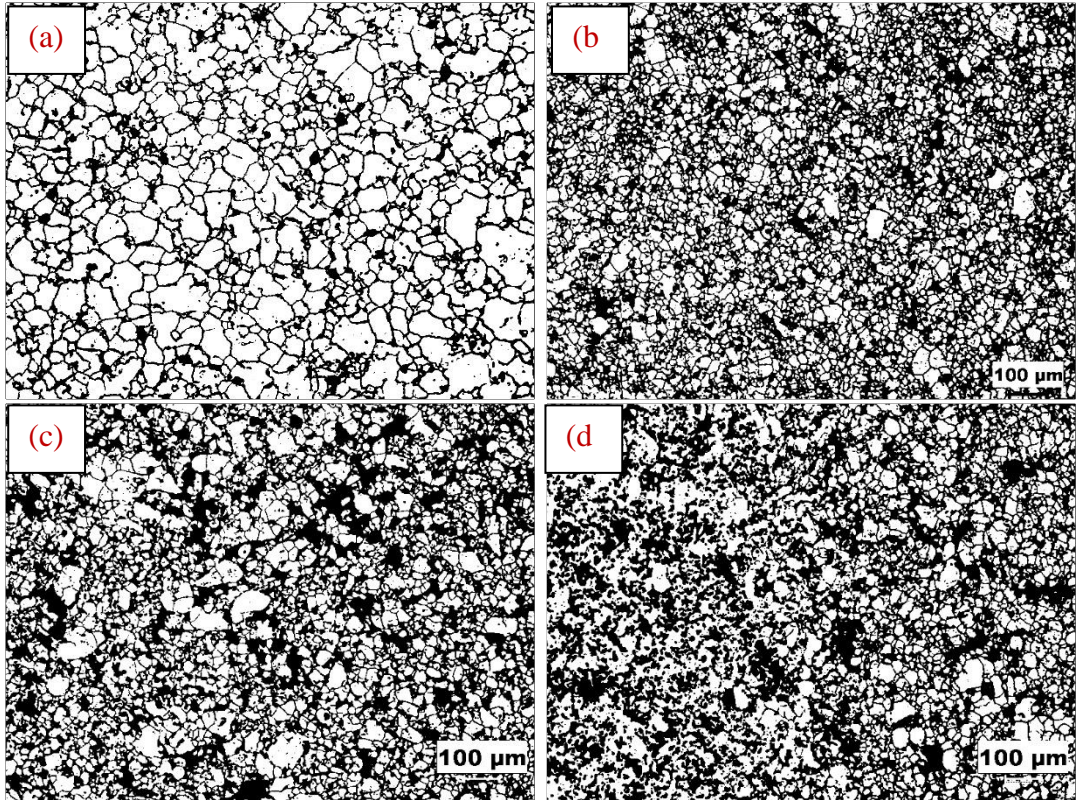
Şekil 5.6. Mikroyapı incelemeleri için kullanılan optik mikroskop

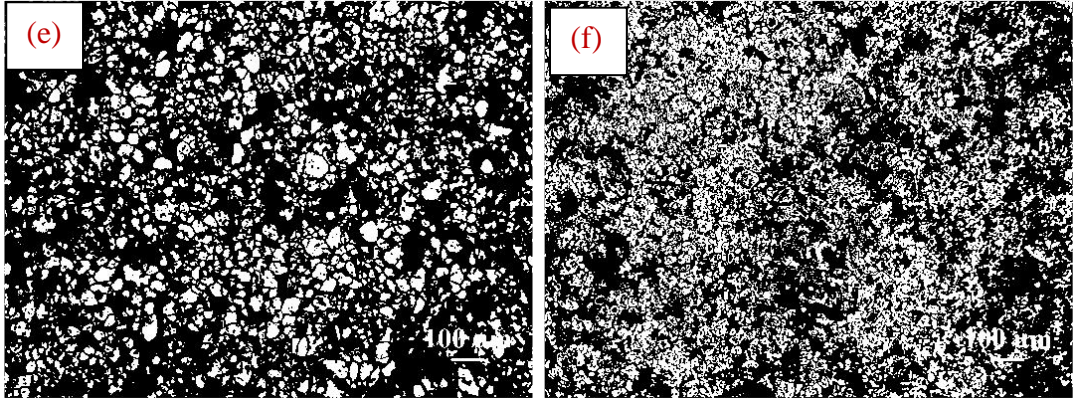
BÖLÜM 6

DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA

6.1. MİKROYAPI SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRİLMESİ

Şekil 6.1’de, 1250 °C’de bir saat argon atmosferi altında sinterlenmiş numunelerin mikroyapıları gösterilmektedir.





Şekil 6.1. Farklı çinko stearat oranlarına sahip 316L paslanmaz çelik numunelerin mikroyapı görüntüleri (a-316L, b-316L+%1çs, c-316L+%3çs, d-316L+%5çs, e-316L+%7çs, f-316L+%10çs)

Mikroyapı incelemeleri, çinko stearat içermeyen 316L paslanmaz çelik malzemede yer yer küresel gözeneklerin, çinko stearat içeren malzemelerde ise gözenekliliğin artmasıyla beraber presleme doğrultusunda paralel gözenek kanallarının oluştuğunu göstermiştir. Çinko stearat ilavesi, malzeme yapısında gözenek oranını artırmıştır. Düşük gözenek miktarına sahip malzemelerin mikroyapı analizinde gözenek şekillerinin küresel ve küçük boyutlu olduğu, gözenek miktarının artmasıyla gözenek şekillerinin daha düzensiz hale geldiği gözlemlenmiştir. Ayrıca, mikroskopik incelemeler sonucunda gözenek miktarının artmasıyla birlikte tane boyutlarında küçülme gerçekleştiği net bir şekilde gözlemlenmiştir.

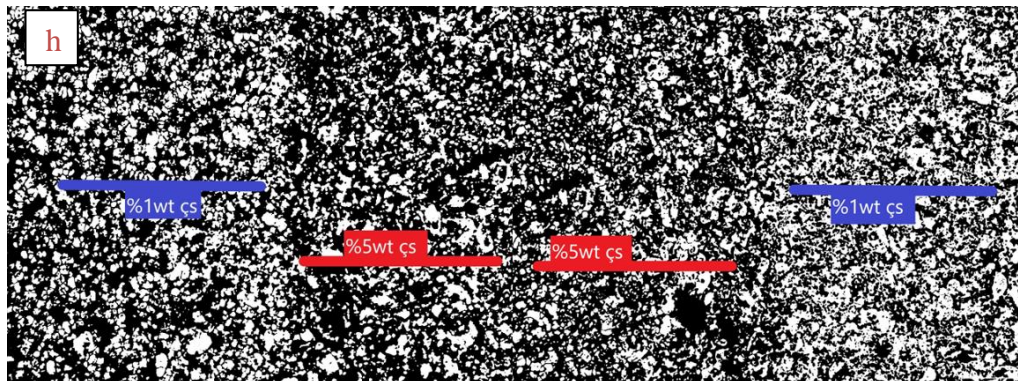
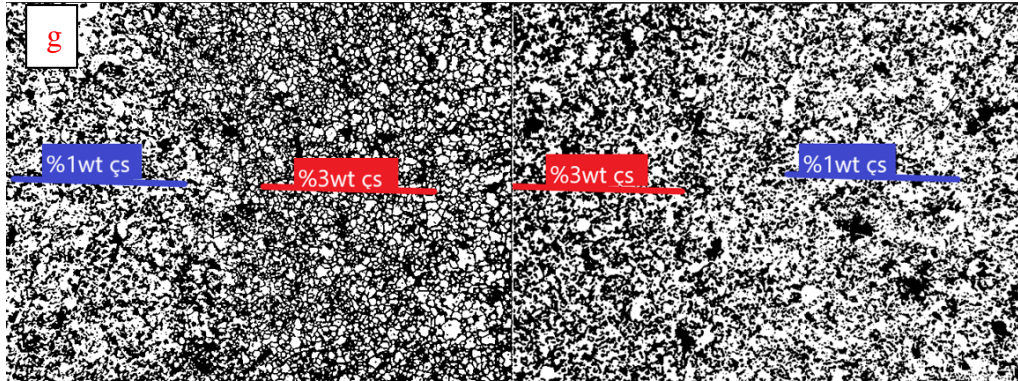
Literatürde benzer sonuçlar elde edilen çalışmalar mevcuttur. Şahin ve Özçatalbaş, yürüttükleri çalışmada %1,5 çinko stearat katkılı Alüminyum malzemesi üretmişlerdir. Çinko stearat içeren ve içermeyen malzemelerin mikroyapıları incelendiğinde, çinko stearat içeren malzemelerde presleme yönünde paralel gözenek kanalları oluştuğu, çinko stearat içermeyen malzemelerde ise gözeneklerin daha küresel olduğu gözlemlenmiştir [82].

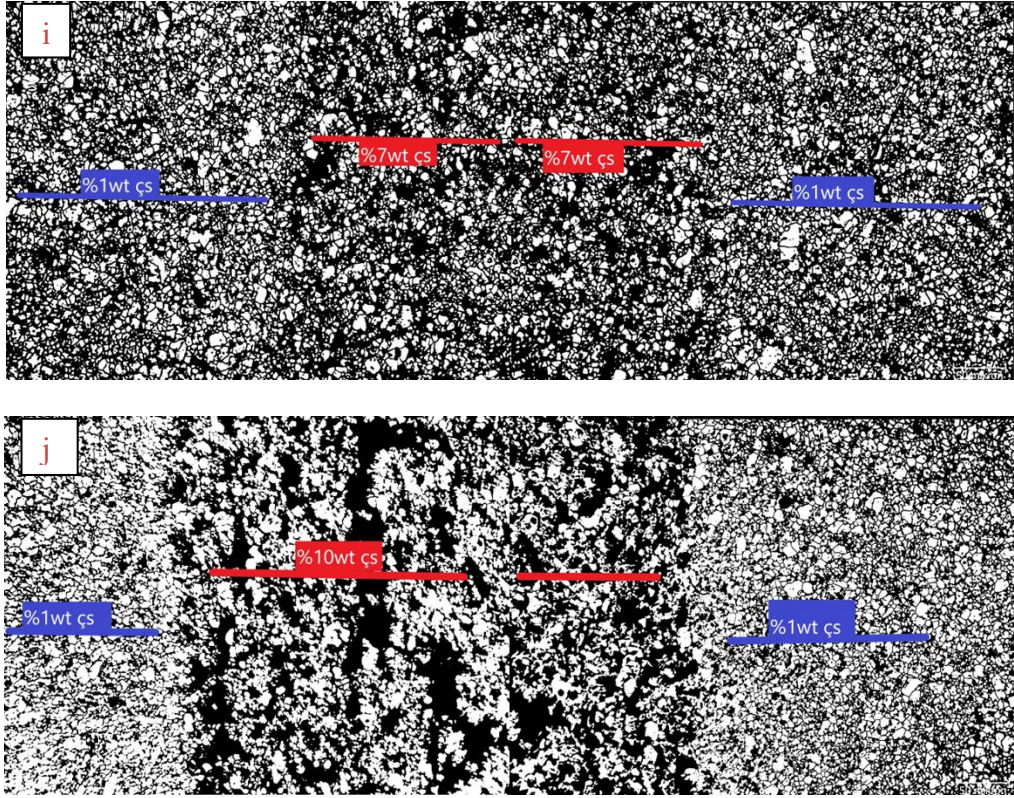
Başka bir çalışmada Kurgan, AISI 316L paslanmaz çelik tozu kullanmıştır. Yağlayıcı olarak toza çinko-stearat (% 0.6) ilave eklemiştir ve üç farklı sinterleme sıcaklığı ile

farklı gözenek oranlarına sahip numuneler üretmiştir. Metalografik analizlerde, Düşük gözenekliliğe sahip olan numunelerin daha düzenli küresel ve küçük gözenek boyutunda olduğunu ve gözenekliliğin (%) artmasıyla düzensiz gözenek oluşum eğilimlerinin arttığını gözlemlemişlerdir [83].

Çizelge 6.1. T/M tekli çelik numunelerin %yoğunluk, %gözeneklilik değerleri

Kompozisyon	Teorik Yoğunluk (g / cm^3)	Deneysel Yoğunluk (g / cm^3)	Yoğunluk (%)	Gözenek (%)
(Kompozisyon 1- a)	7,95	7.3322	92.2289	7,7710
(Kompozisyon 2- b)	7.8815	7.2025	91.3849	8.6151
(Kompozisyon 3- c)	7.7445	7.0394	90.8954	9.1045
(Kompozisyon 4- d)	7.6075	6.8582	90,1505	9.8495
(Kompozisyon 5- e)	7.4705	6.5795	88.0730	11.9670
(Kompozisyon 6- f)	7.2650	5.5399	76.2551	23.7454





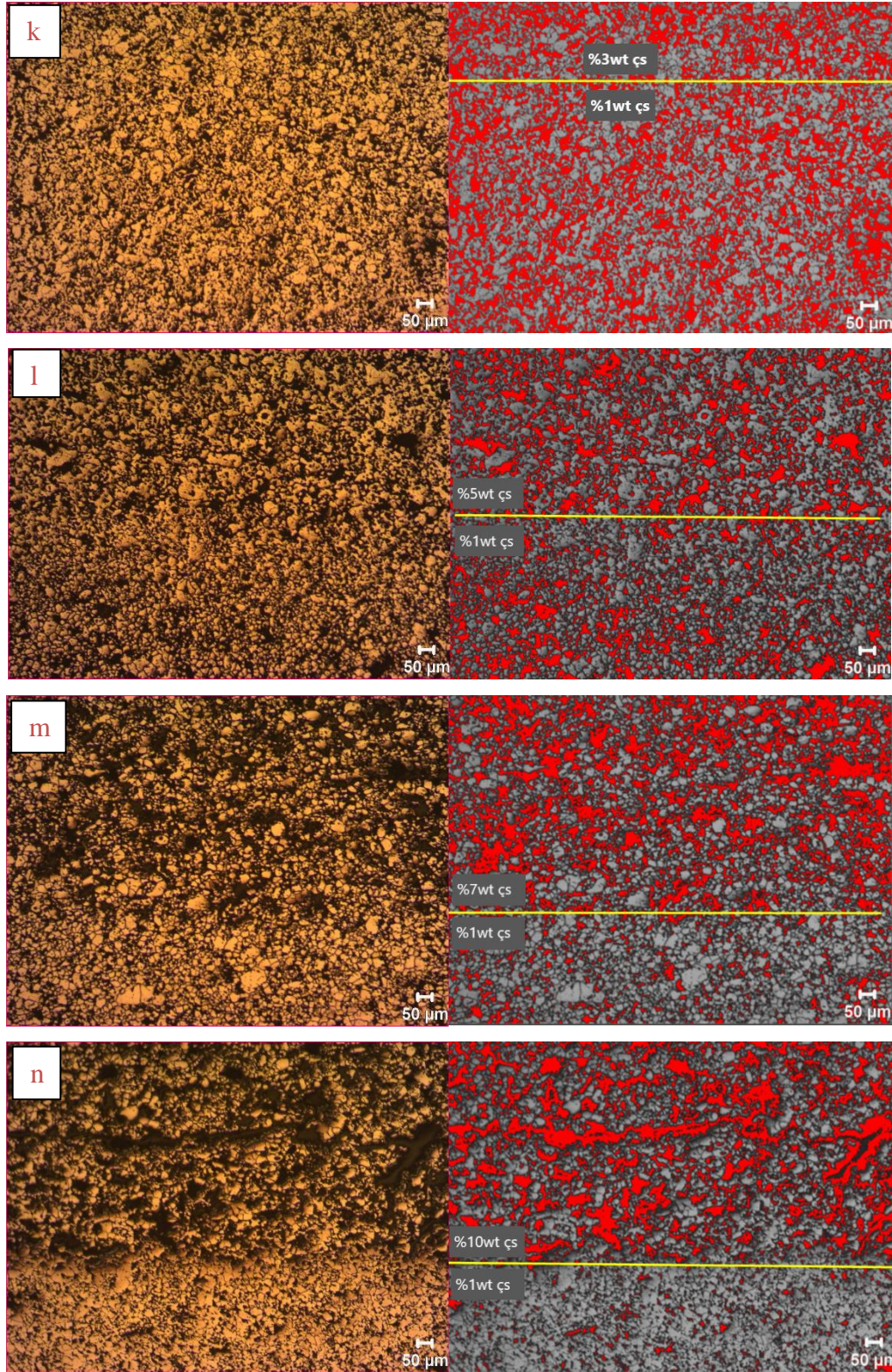
Şekil 6.2. Farklı katman özelliklerine sahip çinko stearat ilaveli katmanlı 316L paslanmaz çelik numunelerin mikroyapı görüntüleri (g-) alaşım 7, h-) alaşım 8, i-) alaşım 9, j-) alaşım 10)

Dört farklı katman özelliğine sahip malzemenin mikroyapıları yukarıdaki görüntülerde sunulmuştur. Görüntülerde net bir şekilde görülebileceği gibi, gözenek oranının artmasıyla birlikte gözeneklerin dağılımında düzensizlik artmaktadır.

Çizelge 6.2. T/M FDM'lerin %yoğunluk, %gözeneklilik değerleri

Kompozisyon	Teorik Yoğunluk (g / cm^3)	Deneysel Yoğunluk (g / cm^3)	Yoğunluk (%)	Gözenek (%)
(Kompozisyon 7- g)	7,8358	7.2703	92.7831	7,2169
(Kompozisyon 8- h)	7,7901	7.1272	91.4905	8.5095

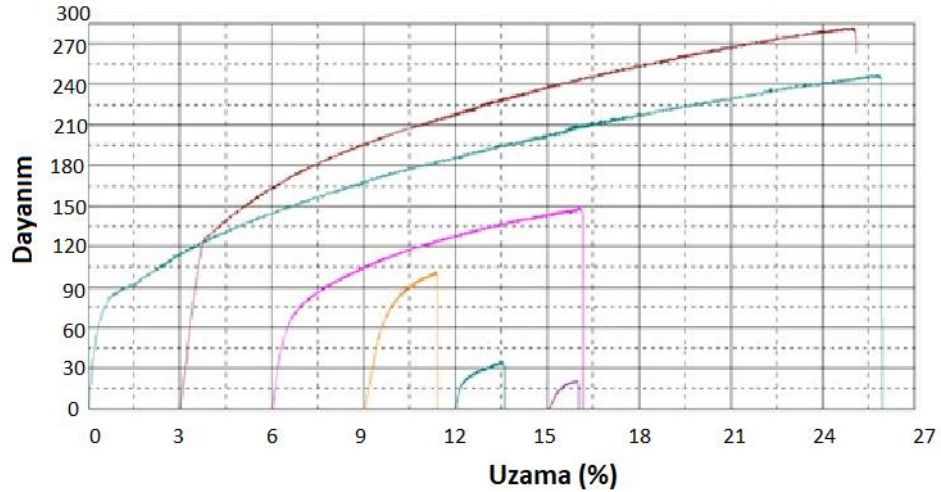
(Kompozisyon 9- i)	7,7445	7,0431	90,9432	9,0568
(Kompozisyon 10- j)	7,6760	6,9487	90,5250	9,4750



Şekil 6.3. Farklı katman kalınlıklarına sahip çinko stearat ilaveli katmanlı 316L paslanmaz çelik numunelerin renkli mikroyapı görüntüleri (k-) alaşım 7, l-) alaşım 8, m-) alaşım 9, n-) alaşım 10)

6.2. MEKANİK TEST SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Şekil 6.4'te, T/M yöntemiyle üretilen 1200°C'de 1 saat argon atmosferinde sinterlenen çinko stearat ilaveli 316L paslanmaz çelik numunelerin akma, çekme ve %uzama değerleri, çekme eğrisi üzerinde gösterilmiştir.



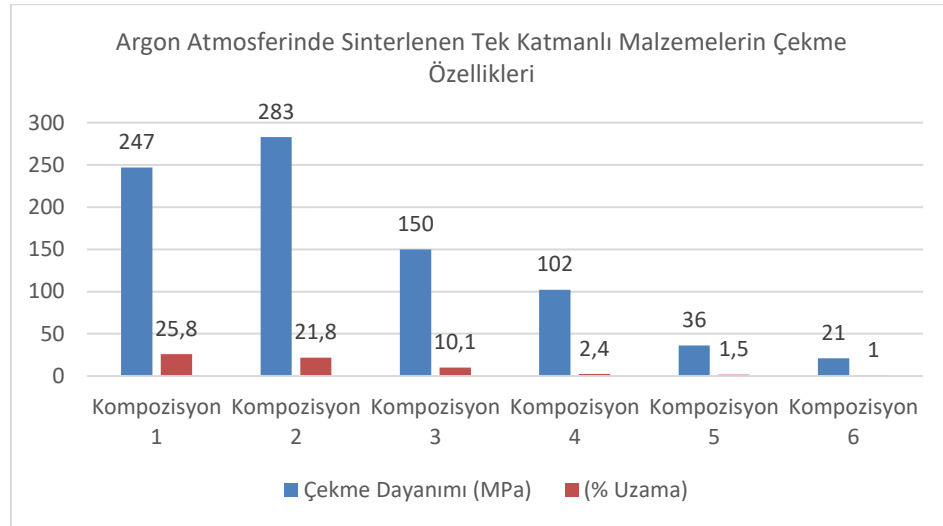
Şekil 6.4. Argon atmosferinde sinterlenen tek katmanlı malzemelerin çekme grafiği

Şekil 6.4 ve Çizelge 6.3'ten elde edilen veriler ışığında, çinko stearat ilavesinin artmasıyla malzemelerin mekanik özelliklerinde düşüş olduğunu göstermektedir. Bu düşüşün sebebi, çinko stearat oranındaki artışla birlikte artan gözenek oranının malzemenin yoğunluğunu azaltmasıdır. Malzeme biliminde bilindiği gibi, mekanik özellikler %yoğunluk ve %gözenek oranı ile yakından ilişkilidir. Gözenek oranındaki artış, malzemenin yoğunluğunda azalmaya yol açar ve bu azalma da mekanik özellikler üzerinde olumsuz bir etkiye sahiptir. Küresel, küçük ve homojen dağılmış gözeneklerin bazı durumlarda malzemenin dayanımını artırabileceği bilinmektedir. Ancak, bu çalışmada kullanılan yüksek çinko stearat oranları, gözeneklerin homojen

bir şekilde dağılmasını engellemiş, düzensiz ve büyük gözenekler oluşturmuş ve bu da malzemenin yoğunluğunu azaltarak mukavemetini ve dayanıklılığını olumsuz etkilemiştir.

Çizelge 6.3. Argon atmosferinde sinterlenen tek katmanlı malzemelerin çekme özellikleri

Kompozisyon	Çekme Dayanımı (MPa)	Uzama (%)
(Kompozisyon 1)	247	25.8
(Kompozisyon 2)	283	21.8
(Kompozisyon 3)	150	10.1
(Kompozisyon 4)	102	2.4
(Kompozisyon 5)	36	1.5
(Kompozisyon 6)	21	1



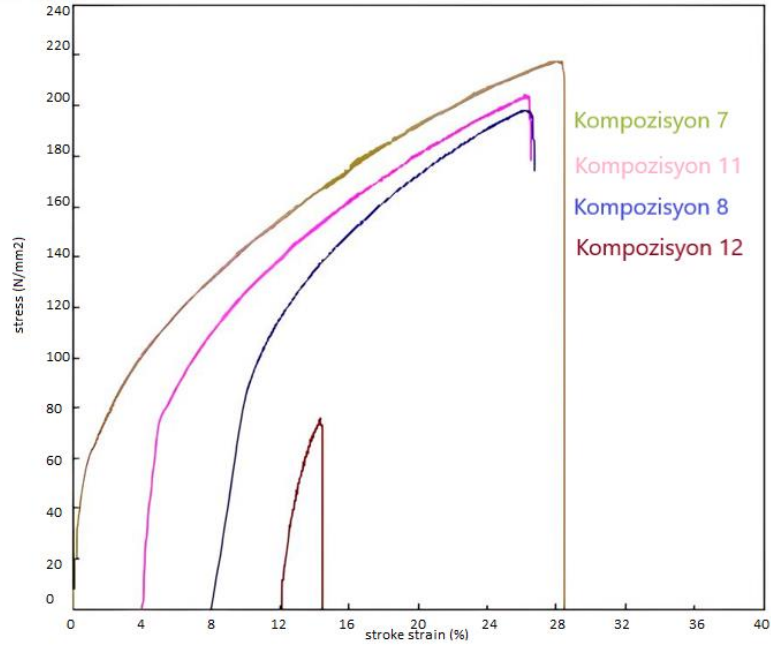
Şekil 6.5. Argon atmosferinde sinterlenen tek katmanlı malzemelerin çekme diyagramı

Literatürde gözenekli malzeme üzerine benzer sonuçlar elde edilen çalışmalar mevcuttur. Şahin ve Özçatalbaş yaptıkları çalışmada Alüminyum matris içerisine

%1,5 çinko stearat ilave etmişlerdir. Çinko stearat içeren ve içermeyen Alüminyum matrisli parçalarda çinko stearat ilavesinin artmasıyla sertlik değerlerinde düşüş gözlenirken gözenekliliğin arttığı gözlemlenmiştir [82].

Başka bir çalışmada Zhang ve arkadaşları, Fe₂₅CrN paslanmaz çelik tozunu, bağlayıcı olarak ağırlıkça %0,5 polivinil alkol (PVA) ile karıştırmışlardır. Daha sonra, gözenek oluşturuucu madde olarak sırasıyla hacimce %30, %40, %50 ve %60 amonyum bikarbonat ile karıştırmışlardır. Bu işlem sonucunda, gözeneklilik oranları sırasıyla %30, %40, %50 ve %60 olan gözenekli paslanmaz çelik malzemeler elde etmişlerdir. Malzemelerin mekanik özellikleri incelendiğinde gözenek oranının artmasıyla basma dayanımında ve akma dayanımında azalma gözlemlenmiştir [84].

Yine bir çalışmada Liao ve arkadaşları, gözenekli titanyumun elastik modülü üzerindeki gözenek oranının etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmada, gözenekli titanyumun gözenek oranının mekanik özellikler üzerindeki etkisi, COMSOL Multiphysics sonlu eleman analizi yazılımı ve Image-J dijital görüntü analizi yazılımı ile incelenmiştir. Gözenekli titanyumun gözenek oranı %28,30'dan %72,30'a kadar arttığında, elastik modül 30,77GPa'dan 15,94GPa'ya kadar azaldığını gözlemlenmiştir. Bu sonuçların, toz sinterleme tekniği ile elde edilen deneysel sonuçlarla tutarlı olduğunu kanıtlamışlardır. Gözenek oranı arttıkça elastik modülün azaldığını göstermişlerdir [85].



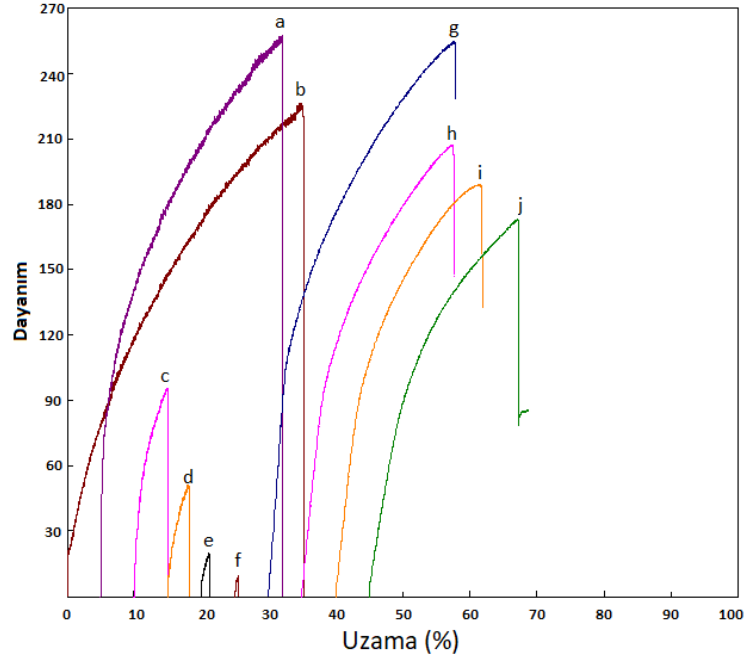
Şekil 6.6. Argon atmosferinde sinterlenen katman kalınlıkları farklı olan malzemelerin çekme grafiği

Çizelge 6.4. Argon atmosferinde sinterlenen katman kalınlıkları farklı olan malzemelerin çekme özellikleri

Kompozisyon	Çekme Dayanımı (MPa)	Uzama (%)
(Kompozisyon 7)	218	28
(Kompozisyon 8)	205	22.2
(Kompozisyon 11)	199	18.1
(Kompozisyon 12)	76	2.3

1200°C'de 1 saat argon atmosferli gaz ortamında üretilen farklı katman kalınlıklarına sahip numunelerin mekanik özellikleri şekil 6.6'da ve çizelge 6.4'te görülmektedir. Şekil 6.6 ve çizelge 6.4 incelendiğinde 1-3-1 ve 1-5-1 katmanlı kompozitlerin orta katmanı için farklı kalınlıklarda (x ve 2x) çekme testleri gerçekleştirilmiştir. Katman kalınlığının artması çekme dayanımını olumsuz etkilediği gözlemlenmiştir. Bu nedenle, testler orta katman kalınlığı 'x' olan numuneler üzerinde yoğunlaştırılmıştır.

Şekil 6.7 de, T/M yöntemiyle üretilen 1250°C'de 2 saat %95Azot-%5Hidrojen karışımı gaz atmosferinde sinterlenen çinko stearat ilaveli tekli ve katmanlı 316L paslanmaz çelik numunelerin çekme ve %uzama değerleri, çekme eğrisi üzerinde gösterilmiştir.

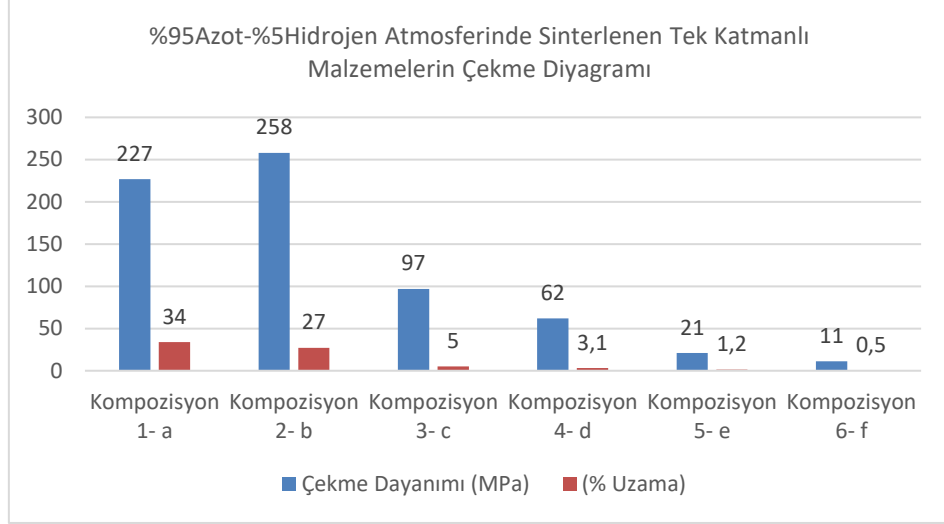


Şekil 6.7. %95Azot-%5Hidrojen atmosferinde sinterlenen tekli ve FDM 316L paslanmaz çeliklerin çekme grafiği

Çizelge 6.5. %95Azot-%5Hidrojen atmosferinde sinterlenen tek katmanlı malzemelerin çekme özellikleri

Kompozisyon	Çekme Dayanımı (MPa)	Uzama (%)
(Kompozisyon 1- a)	227	34
(Kompozisyon 2- b)	258	27
(Kompozisyon 3- c)	97	5
(Kompozisyon 4- d)	52	3,1

(Kompozisyon 5- e)	21	1,2
(Kompozisyon 6- f)	11	0,5

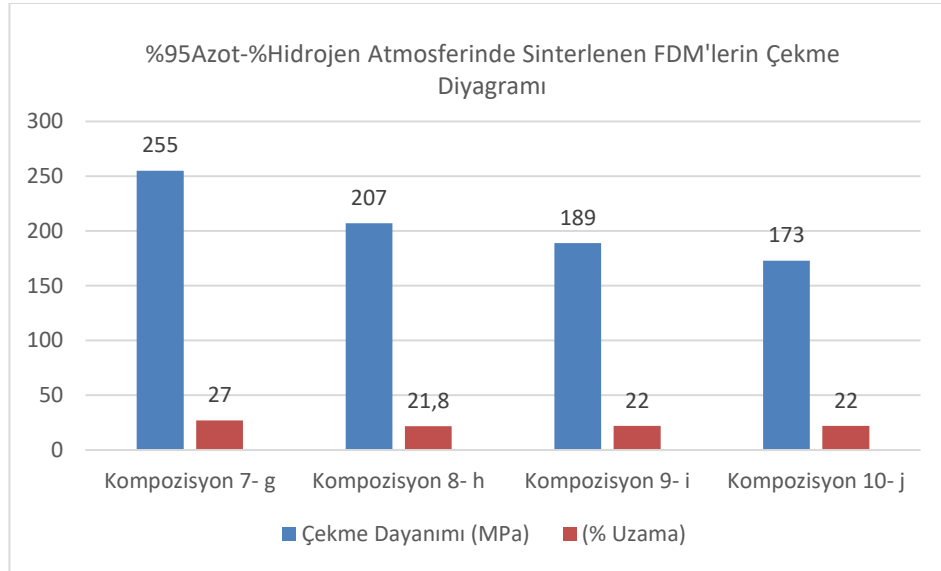


Şekil 6.8. %95Azot-%5Hidrojen atmosferinde sinterlenen tek katmanlı malzemelerin çekme diyagramı

Şekil 6.7 ve Çizelge 6.5 incelendiğinde, Şekil 6.4'teki gibi çinko stearatın artmasıyla dayanımda bir azalma olduğu gözlemlenmiştir. Ancak, Şekil 6.4 ve 6.7'deki veriler incelendiğinde, %1 çinko stearat içeriğine sahip numunelerin dayanımlarının saf 316L paslanmaz çeliklerin dayanımlarından daha iyi olduğu görülmüştür. Birçok kaynakta da belirtildiği gibi, matriste yer alan küresel, küçük ve homojen gözenekler, malzemenin dayanımını bazı durumlarda olumlu yönde etkileyebilmektedir.

Çizelge 6.6 %95Azot-%5Hidrojen atmosferinde sinterlenen FDM'lerin çekme özellikleri

Kompozisyon	Çekme Dayanımı (MPa)	Uzama (%)
(Kompozisyon 7- g)	255	27
(Kompozisyon 8- h)	207	23
(Kompozisyon 9- i)	189	22



Şekil 6.9. %95Azot-%5Hidrojen atmosferinde sinterlenen FDM'lerin çekme diyagramı

Çizelge 6.6'ya bakıldığında fonksiyonel derecelendirilmiş malzemelerin çekme sonuçları dayanımlarının tekli numunelere göre daha iyi olduğu gözlemlenmiştir. Katmanlı yapıların yük transferi açısından sağladığı avantajlar, daha yoğun ve sağlam olan dış katmanların (%1 çinko stearat içerikli) yükü daha iyi taşıyıp iç katmanlara etkin bir şekilde dağıtarak, mikroyapısal olarak farklı mekanik özelliklere sahip dış katmanların (daha az gözenekli) dış çevresel etkilerden koruma sağlayıp yapısal bütünlüğü korurken, iç katmanların (daha gözenekli) deformasyon enerjisini absorbe ederek kırılma direncini artırması ve yük altında, ilk yük alma sırasında çatlak başlangıcını geciktirip genel yapının dayanımını artırması ve çatlak ilerlemesini yavaşlatarak kırılma tokluğunu artırması ile tek katmanlı yapılara göre üstün performans göstermelerine olanak tanır.

BÖLÜM 7

SONUÇLAR

Bu çalışma, farklı oranlarda çinko stearat içeren tekli ve katmanlı 316L paslanmaz çelik numuneler, TM yöntemi ile üretilmiştir. Numuneler, 1200°C argon 1 saat ve (%95 Azot-%5Hidrojen) gaz atmosferlerinde 1250°C'de iki saat sinterlenerek tamamlanmıştır.

1200°C'de 1 saat argon atmosferinde gerçekleştirilen üretimlerde [86, 87], çinko stearat katkısının 316L paslanmaz çelik numunelerinin mekanik dayanımlarını azalttığı gözlemlenmiştir. Bu azalmanın nedeni, çinko stearatın sinterleme sırasında buharlaşarak gözenek oranının artmasıdır.

1200°C'de 1 saat argon atmosferinde gerçekleştirilen üretimlerde [88], katmanlı numunelerin dış katmanları belirlenmiş, katman kalınlıklarının malzemeyi nasıl etkilediği araştırılmıştır. Sonuç olarak, katman kalınlığının artması malzemenin dayanımını olumsuz etkilediği gözlemlenmiş olsa da sonuçlar arasında yüksek farklar bulunmamaktadır.

- Tekli numunelerde çinko stearat oranının artmasıyla malzemede gözenek miktarı artmış ve yoğunluğu azalmış, bu da dayanımın düşmesine neden olmuştur. Ancak, %1 çinko stearat içeriğine sahip numunelerde, çinko stearatın malzeme içerisinde homojen dağılmasıyla dayanımda bir miktar artış gözlemlenmiştir. Çinko stearatın oranı arttıkça malzemelerin dayanımı azalmaktadır.
- Tekli numunelerin mikroyapıları incelendiğinde gözenekler, tane sınırlarında çatlak ve boşluk oluşumuna neden olarak tane sınırlarını zayıflatır. Bu zayıf

bölgeler, tanelerin birleşmesi için daha az direnç gösterir ve tane büyümesini kolaylaştırır.

- Tekli numunelerin mikroyapıları incelendiğinde, gözenek miktarının artmasıyla gözeneklerin şekillerinin daha düzensiz bir hal aldığı gözlemlenmiştir,
- Tekli numunelerin mekanik ve mikroyapıları incelenerek FDM'lerin katman bileşenleri belirlenerek çok katmanlı malzemeler başarılı bir şekilde üretilmiştir.
- FDM'lerin mekanik özellikleri incelendiğinde, iç katmanın çinko stearat oranının artmasıyla dayanımın düştüğü gözlemlenmiştir.
- FDM'lerin dayanıklılıklarında düşüş gözlemlense de bu fark tekli numunelere göre daha azdır. Bunun nedeni, dış katmanların malzemenin mekanik test sırasında çatlak başlangıcını geciktirmesi ve gerilim yükünü dağıtmasından kaynaklanmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Ak, H. D., “Geleneksel Toz Metalurjisi Yöntemiyle Üretilen A1S1 3041 ve A1S1 3161 Östenitik Paslanmaz Çeliklerin Özelliklerine Sinterleme Koşullarının Etkisi”, Doktora Tezi, *Istanbul Teknik Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (2020).
2. Erden, M. A. and Taşçı, M. T., "Toz Metalürjisi ile Üretilen Nb-V Mikroalaşım Çeliğine Ni İlavesinin Mikroyapı ve Mekanik Özellikler Üzerine Etkisi", *Politeknik Dergisi*, 19 (4): 611–616 (2016).
3. Erden, M. A., Dhaibain, A. A. A., and Güldibi, A. S., “Toz Metal 316L Paslanmaz Çeliğe Hidroksiapatit ve Al₂O₃ İlavesinin Sertlik ve Mikro Yapı Özelliklerine Etkisi.”, *Çelik Araştırma ve Geliştirme Dergisi*, 3(2), 23-32. (2022).
4. Pasha, A., and Rajaprakash, B. M., “Functionally graded materials (FGM) fabrication and its potential challenges & applications”, *Materials Today: Proceedings*, 52, 413-418 (2022).
5. Parihar, R. S., Setti, S. G., and Sahu, R. K., “Recent advances in the manufacturing processes of functionally graded materials: a review”, *Science and Engineering of Composite Materials*, 25(2), 309-336 (2018).
6. Kurgan, N., and Varol, R., “Mechanical properties of P/M 316L stainless steel materials. Powder Technology”, 201(3), 242-247. (2010).
7. Soltani, N., Pech-Canul, M. I., and Bahrami, A.,” Effect of 10Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite particle amount and sintering temperature on the microstructure and mechanical properties of Al/(10Ce-TZP/Al₂O₃) nanocomposites”. *Materials and Design*, 50, 85-91 (2013).
8. ASM Handbook Volume 7: “Powder Metal Technologies and Applications”, (1998).
9. Thümmeler, F. and Oberacker, R., “Introduction to powder metallurgy”. *London: Institute of Materials*. (1994).
10. Güven, Ş., "Toz Metalurjisi ve Metalik Köpükler", *Teknik Bilimler Dergisi*, 1 (2): 22–28 (2011).
11. German, R. M., “Powder Metallurgy of Iron and Steel”, Jhon Willey and Sons, U.S.A., 1998.

12. Upadhyaya, G.S., "Sintered metallic and ceramic materials: Preparation, properties and applications", Chichester: John Wiley & Sons. (2000).
13. Kurt, E., Aydemir, F., and Evren, B., "Çeşitli Toz Sıkıştırma Yöntemlerinin Karşılaştırılması", *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*, (45), 100-106., (2022).
14. Özkal, B., "Volfram Ağır Alaşımlarında Başlangıç Toz Özelliklerinin Sıvı Faz Sinterlemesi Yoluyla Yoğunlaşma Süreçlerine Olan Etkileri", Yüksek Lisans Tezi, *Istanbul Teknik Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (1994).
15. Groover, M.P., "Fundamentals of modern manufacturing: Materials, processes, and systems", Hoboken (NJ): John Wiley & Sons. (2020).
16. Ataş, A., "Alaşımli Demir Tozu Peletlerinin Sinterleme Sonrası Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi", Yüksek Lisans Tezi, *Istanbul Teknik Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (2003).
17. Rendall, H., "Powder Metallurgy". L. Sands and C. R. Shakespeare. Newnes International Monographs on Material Science and Technology, London. (1966).
18. German, R. M., "Powder Metallurgy Science", Metal Powder Industries Fed., Princeton, NJ, (1997).
19. Upadhyaya, G.S., "Powder Metallurgy Technology". Cambridge: Cambridge International Science Publishing. (2002).
20. Somunkıran, İ., "Demir Esaslı Molibden, Nikel, Bakır Katkılı Toz Metal Alaşımlarının Mekanik Özelliklerine Bakır Oranının Etkisi", Yüksek Lisans Tezi, *Firat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Elâzığ (1999).
21. Öktem, A., "Fonksiyonel derecelendirilmiş (fd) ileri kompozit plakların statik analizi", *Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 29(1) (2014).
22. Pasha, A., and Rajaprakash, B. M., "Functionally graded materials (FGM) fabrication and its potential challenges & applications", *Materials Today: Proceedings*, 52, 413-418 (2022).
23. Parihar, R. S., Setti, S. G., and Sahu, R. K., "Recent advances in the manufacturing processes of functionally graded materials: a review", *Science and Engineering of Composite Materials*, 25(2), 309-336 (2018).

24. El-Galy, I. M., Saleh, B. I., and Ahmed, M. H., “Functionally graded materials classifications and development trends from industrial point of view”, *SN Applied Sciences*, 1, 1-23 (2019).
25. Pignatello, R., “Biomaterials Science and Engineering,” (2011).
26. Gür, A. K. and Taşkin, M., "Metalik Biyomalzemeler ve Biyouyum", *Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi*, 2 (2): 106–113 (2004).
27. Çırak, Z.D., and Yakıncı, D.B., “Tıbbi uygulamalarda kullanılan biyouyumlu malzemeler”, *İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Dergisi*, vol. 8, pp. 515-526, (2020).
28. Güven, Ş., "Toz Metalurjisi ve Metalik Köpükler", *Teknik Bilimler Dergisi*, 1 (2): 22–28 (2011).
29. Capurro, M., and Barberis, F., “Evaluating the mechanical properties of biomaterials. In Biomaterials for Bone Regeneration” (pp. 270-323). *Woodhead Publishing*. (2014).
30. Wong, J.Y. and Bronzino, J.D., "Biomaterials: Basic principles", *Biomaterials*. 82-89 (2007).
31. Kiran, A. S. K., and Ramakrishna, S. “Metallic biomaterials”, *An Introduction to Biomaterials Science and Engineering*. World Scientific, 146–174 (2021).
32. Arjunan, A., Baroutaji, A., Praveen, A. S., Robinson, J., and Wang, C., “Classification of biomaterial functionality”, (2020).
33. Park, J.B., and Kim, Y.K., “Metallic Biomaterials”, *The Biomedical Engineering Handbook*, Second Edition. CRC Press LLC, (2000).
34. Köse, N., "Ortopedide Biyomalzemeler ve İmplantlara Biyolojik Yanıt", *Temel Bilimler ve Araştırma Kitabı*, *Totbid-Bayt*, 3–16 (2016).
35. Evcin, A., “Metalik Biyomalzemeler, Ders Notu”, *Kocatepe Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü*, Afyon. (2020).
36. Şahin, Y., "Kompozit Malzemelere Giriş 1. Baskı”, Seçkin Yayıncılık, (2006).
37. Türkyılmazoğlu, A., “Dubleks, Martenzitik ve Ferritik Paslanmaz Çeliklerin Kaynağı”, Yüksek Lisans Tezi, *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Sakarya, (2006),

38. Tekin, N., “Paslanmaz Çelik Malzeme Ile Düşük Karbonlu Alaşimsız Çelik Malzemelerin Tozaltı Kaynak Metodu Ile Birleştirilmesi”, Doktora Tezi, *Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (2006).
39. Türkan, M., “Kaynaklı ve kaynaklı olmayan paslanmaz çeliklerin korozif ortamlardaki çekme davranışları”, *Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Denizli, (2013).
40. Aran, A. and Temel, M. A., "Paslanmaz Çelik Üretimi, Kullanımı, Standartları", 1. Ed., Sarıtaş Teknik Yayın, İstanbul, 113 (2003).
41. Aytaç A., Işık M., Çanakçı B., Özdemir T., Aztekin K., İpek H., "AISI 1008 1040 ve 4140 Çeliklerinde Isıl İşlem, Karbon Oranı ve Alaşım Elementlerinin Mikroyapı ve Mekanik Özelliklere Etkisinin İncelenmesi.", *Savunma Bilimleri Dergisi*, 17, ss.139- 165, (2018).
42. Aran, A. and Temel, M. A., "Paslanmaz Çelik Üretimi, Kullanımı, Standartları", 2. Ed., Sarıtaş Teknik Yayın, İstanbul, 113 (2004).
43. Koç, V., “Toz Metalurjisi Tekniğiyle Üretilen Paslanmaz Çelikte Katkı Elemanlarının Aşınma Direncine Etkisi”, Doktora Tezi, *Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Elâzığ, (2006).
44. Köllük, F., “Ostenitik paslanmaz çeliklerin kaynağında kaynak yönteminin ısı tesiri altında kalan bölgeye etkisinin incelenmesi”, Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 14-46 (2000).
45. Kaya, Y., “Patlamalı kaynak yöntemi ile üretilen grade a gemi sacı-paslanmaz çelik kompozitlerin mikroyapı, mekanik ve korozyon özelliklerinin incelenmesi”, Doktora Tezi, *Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Karabük, 1-215 (2014).
46. Yürük, A., “Elektrik nokta direnç kaynak yöntemi ile birleştirilen farklı özellikteki paslanmaz çeliklerin kaynak bölgesinin karakterizasyonu”, Yüksek Lisans Tezi, *Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Karabük, 1-109 (2015).
47. Şenyüz, G., “304 kalite paslanmaz çelik ve galvanizli sacların şekillendirme kabiliyetlerinin çeşitli yönlerden incelenerek karşılaştırılması”, Yüksek Lisans Tezi, *Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, 3-22 (2008).
48. Kınkoğlu N., “Malzeme Bilimi ve Mühendisliği”, Sf.513-517 (2006).

49. Ma, Ds., Chi, Hx., Zhou, J. et al. "Microstructure and Mechanical Properties of Martensitic Stainless Steel 6Cr15MoV.", *J. Iron Steel Res. Int.* 19, 56–61 (2012).
50. Hasanbaşoğlu, A., Kaçar, R., Gündüz, S., Gülenç, B., "Akım şiddetinin AISI 304- IF 7114 direnç kaynaklı birleştirmeleri özelliklerine etkisi", *Kaynak Teknolojisi V. Ulusal Kongresi*, Kocaeli, 45-52 (2005).
51. Osmanoğlu, T., "AISI 304 ve 430 kalite paslanmaz çeliklerin mikroyapılarına, mekanik özelliklerine ve korozyon davranışlarına soğuk deformasyonun etkileri", Yüksek Lisans Tezi, *Istanbul Teknik Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (2012).
52. Lütjering, G., and Williams, J. C., "Introduction", Titanium, Berlin: Springer, 1-14 (2007).
53. Peters, M. et al., 'Structure and properties of titanium and titanium alloys', Titanium and Titanium Alloys, 1–36. (2003).
54. Kobryn, P. A., "Casting of Titanium alloys", *National Technical Information Service*, (2008).
55. Subaşı, M. and Karataş, Ç., "Titanyum ve Titanyum Alaşımlarından Yapılan İmplantlar Üzerine İnceleme", *Politeknik Dergisi*, 15 (2): 87–103 (2012).
56. Uyguntürk, E., Kahraman, N., Durgutlu, A., and Gülenç, B., "Titanyum Boruların Lazer Kaynak Yöntemi ile Birleştirilmesi ve Kaynak Bölgesinin Karakterizasyonu", *Politeknik Dergisi*, vol. 24, no. 1, pp. 255-262, (2021),
57. Yılmaz, Y., Avcı, B., and Demirören, H., "Biyomalzeme Sektöründe Kullanılan Titanyum ve Alaşımları", *4th International Symposium on Innovative Approaches in Engineering and Natural Sciences, Samsun*, (2019).
58. Jonn B.P., and Young K.K., "Unit:37 Metalic Biomaterials", Biomedical Engineering Handbook, (2000),
59. Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Lemons, J.E. and Schoen F.J," Biomaterials Science", Academic Press, New York., (1996).
60. Şap, E. and Çelik, H., "Kobalt Esaslı Alaşımların Mikroyapı ve Mekanik Özelliklerine Ti ve Mn İlavesinin Etkisinin İncelenmesi", *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 9 (3): 25–33 (2012).

61. Desai, S., and Shankar, M. R., “Polymers, composites and nano biomaterials: Current and future developments”, *In Biomaterials and Prototyping Applications in Medicine* (pp. 15-26). Boston, MA: Springer US. (2008).
62. Parida, P., Behera, A., and Mishra, S. C., “Classification of Biomaterials used in Medicine”, (2012).
63. Demirkol, N. Koyun Hidroksiapatit Esaslı Kompozitlerin Üretimi Ve Karakterizasyonu, Yüksek Lisans Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul. (2013).
64. Sujata V. B., “Biopolymers”, *Biomaterials*, 72-91 (2017).
65. Güner, A. T., and Meran, C., “Ortopedik implantlarda kullanılan biyomalzemeler”, *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 26(1), 54-67. (2020).
66. Acar, S., “Seryum Esaslı İterbiyum Katkılı Hidroksiapatitlerin Sentez ve Karakterizasyonu” Yüksek Lisans Tezi, *Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Elâzığ (2023).
67. Sáenz, A., Rivera, E., Brostow, W., and Castaño, V. M., “Ceramic biomaterials: an introductory overview”, *Journal of Materials Education*, 21(5/6), 267-276. (1999).
68. Naik, K., S., “Advanced bioceramics”, *Advances in Biological Science Research*, s. 411-417 (2019).
69. Zümrüt, Z., “Tam Faktöriyel Deney Tasarımı Tekniği İle Hidroksiapatit Kaplı Titanyum İmplant Malzemelerin Mekanik Özellikleri Üzerine Parametrelerin Etkisi”, Doktora Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (2009).
70. Huang, J., and Best, S. M, “Ceramic biomaterials. In Tissue engineering using ceramics and polymers”, 3-31. (2007).
71. Egbo, M. K., “A fundamental review on composite materials and some of their applications in biomedical engineering”, *Journal of King Saud University-Engineering Sciences*, 33(8), 557-568 (2021).
72. Yıldızhan, Ş., Çalık, A., Özcanlı, M., and Serin, H., “Bio-composite materials: a short review of recent trends, mechanical and chemical properties, and applications”, *European Mechanical Science*, 2(3), 83-91. (2018).

73. İnternet: Bartın Üniversitesi: <https://cdn.bartın.edu.tr/metalurji/d7ee7cd9-f063-4669-8e1c-393503ed6ffb/kompozitmalzemellersunu1giris.pdf> (2023).
74. Pal, K., Verma, S., Datta, P., Barui, A., Hashmi, S. A. R., and Srivastava, A. K. (Eds.). “Advances in Biomedical Polymers and Composites: Materials and Applications” (2022).
75. Bharath, K. N., and Basavarajappa, S., “Applications of biocomposite materials based on natural fibers from renewable resources: a review”, *Science and Engineering of Composite Materials*, 23(2), 123-133. (2016).
76. German, R. M. and Queeney, R., “Fatigue and Fracture Control for Powder Metallurgy Components”, ASM International, ASM Handbook., 19, 337-344 (1996).
77. Akdoğan, G. and Sarıtaş, S., "Toz Metalurjisinin Biyomalzemelerin Gelişimine Katkısı", *3. Uluslararası Toz Metalurji Konferansı*, Ankara, (2002).
78. Erden, M. A., and Elitaş, M., “Toz Metalurjisi ile Üretilen Alaşımsız Çeliğin Çekme Dayanımına Çinko Stearat Miktarının Etkisinin Araştırılması” *Çelik Araştırma ve Geliştirme Dergisi*, 3(1), 12-16 (2022).
79. Rahman, M. M., Nor, S. S. M., and Ariffin, A. K., “Effect of lubricant content to the properties of Fe-based components formed at above ambient temperature”, *Procedia Engineering*, 68, 425-430 (2013).
80. Rahman, M. M., Nor, S. S. M., Rahman, H, and Sopyan, I., “Effects of forming parameters and sintering schedules to the mechanical properties and microstructures of final components”, *Materials and Design*, 33, 153-157 (2012).
81. Akmal, M., Khalid, F. A., and Hussain, M., “Interfacial diffusion reaction and mechanical characterization of 316L stainless steel-hydroxyapatite functionally graded materials for joint prostheses”, *Ceramics International*, 41(10), 14458-14467, (2015).
82. Şahin, T., and Özçatalbaş, Y., “Çinko stearat ve ön sıkıştırma basıncının Alumix123 tozun sinterlenmesine etkisi”, *Politeknik Dergisi*, 24(2), 703-710. (2021).
83. Kurgan, N., “Effect of porosity and density on the mechanical and microstructural properties of sintered 316L stainless steel implant materials”, *Materials and Design*, 55, pp. 235–241 (2014).

84. W. Zhang, L. Li, J. Gao, J. Huang, and X. Zhang, "The effect of porosity on mechanical properties of porous FeCrN stainless steel," *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 2044, no. 1, p. 012002, (2021).
85. Y. Liao, G. Qiu, and J. X. Bai, "Effect of the porosity on compressive properties of porous materials," *TMS 2014: 143rd Annual Meeting & Exhibition*, pp. 451–460, (2016).
86. Erden, M.A., and Tekin, M.E. " Toz Metalürjisi ile Üretilen 316L Paslanmaz Çeliğe Çinko Stearat İlavesinin Çekme Özelliklerine Etkisi ", *Karabakh III. International Congress of Applied Sciences "Year of Shusha- 2022"*, (pp. 130-136), Karabagh, Azerbaycan, (Haziran 2022).
87. Erden, M.A., Tekin, M.E., and Çiftçi, B., "The Effect of Additional Zinc Stearate on Compressive Properties of 316L Stainless Steel Manufactured by Powder Metallurgy", *1st International Conference on Scientific and Academic Research- ICSAR 2022*, (pp. 1095-1097), Konya, Türkiye, (Aralık 2022).
88. Tekin, M.E., Erden, M.A, and ÇUĞ, H., "Farklı Çinko Stearat Miktarlarına Sahip TM 316L Çeliklerinin Katmanlı İmalatında Katman Kalınlığının Çekme Özelliklerine Etkisi" *2st International Conference on Scientific and Innovative Studies- ICSIS 2024*, (pp. 869-874), Konya, Türkiye, (Nisan 2022)

ÖZGEÇMİŞ

Mahmud Esad TEKİN lisans eğitimini 2016-2021 yılları arasında Karabük Üniversitesinde tamamlamıştır.

Araştırma Projesi

KBUBAP-23-YL-146, Karabük Üniversitesi / Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, 05-12-2023 – Devam Ediyor.

Yayınlar (Bildiriler)

Toz Metalürjisi ile Üretilen 316L Paslanmaz Çeliğe Çinko Stearat İlavesinin Çekme Özelliklerine Etkisi.

The Effect of Additional Zinc Stearate on Compressive Properties of 316L Stainless Steel Manufactured by Powder Metallurgy.

Toz Metalürjisi ile Üretilen 316L Paslanmaz Çeliklere İlave Edilen Çinko Stearat ve Parafinin Çekme Özellikleri Üzerine Etkisi.

Toz Metalürjisi ile Üretilen Farklı Sinter Sıcaklıklarına Sahip %5 Çinko Stearat İlaveli 316L Paslanmaz Çeliklerin Çekme Özellikleri Üzerine Etkisi.

Farklı Çinko Stearat Miktarlarına Sahip TM 316L Çeliklerinin Katmanlı İmalatında Katman Kalınlığının Çekme Özelliklerine Etkisi.

Effect of Ti And Zr Content On Wear Properties of 316 Stainless Powder Metal Steel.