



**TOZ METALÜRJİSİ İLE ÜRETİLEN 316L
PASLANMAZ ÇELİĞE Ti VE Nb İLAVESİNİN
SİNERJİK ETKİSİ**

Fatma Gül UZUN

**2022
YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Mehmet Akif ERDEN
Dr. Öğr. Üyesi Hasan GÖKÇE**

TOZ METALÜRJİSİ İLE ÜRETİLEN 316L PASLANMAZ ÇELİĞE Ti VE Nb İLAVESİNİN SİNERJİK ETKİSİ

Fatma Gül UZUN

**T.C.
Karabük Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek Lisans Tezi
Olarak Hazırlanmıştır**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Mehmet Akif ERDEN
Dr. Öğr. Üyesi Hasan GÖKÇE**

**KARABÜK
Haziran 2022**

Fatma Gül UZUN tarafından hazırlanan “TOZ METALÜRJİSİ İLE ÜRETİLEN 316L PASLANMAZ ÇELİĞE Ti VE Nb İLAVESİNİN SİNERJİK ETKİSİ” başlıklı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylıyorum.

Doç. Dr. Mehmet Akif ERDEN
Tez Danışmanı, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Dr. Öğr. Üyesi Hasan GÖKÇE
Tez İkinci Danışmanı, Metalürji Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından Oy Birliği ile Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 06/06/2022

<u>Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)</u>	<u>İmzası</u>
Başkan : Dr. Öğr. Üyesi Yasin AKGÜL (KBÜ)
Üye : Doç. Dr. Mehmet Akif ERDEN (KBÜ)
Üye : Dr. Öğr. Üyesi Muhammed ELİTAŞ (BŞEÜ)	Çevrim içi

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

Prof. Dr. Hasan SOLMAZ
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

“Bu tez çalışmasındaki 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.”

Fatma Gül UZUN

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

TOZ METALURJİSİ İLE ÜRETİLEN 316L PASLANMAZ ÇELİĞE Ti VE Nb İLAVESİNİN SİNERJİK ETKİSİ

Fatma Gül UZUN

Karabük Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Doç. Dr. Mehmet Akif ERDEN

Dr. Öğr. Üyesi Hasan GÖKÇE

Haziran 2022, 72 sayfa

Toz metalürjisi yöntemi ile çeşitli boyutlardaki metal tozları kullanılarak yüksek performansa sahip ve mukavim parçalar üretilebilir. Üretilen parçaların özellikleri kullanılan tozların boyutlarına, bileşimlerine, sıkıştırılma ve sinterleme parametrelerine bağlı olarak farklılık göstermektedir. Toz metalürjisi üretilebilirlik, ekonomiklik, homojenite, üretim sırasında minimum veya kayıpsız üretim, ikincil bir işlem gerektirmemesi gibi üstün özellikler sağlar. Bu üstün özellikler sayesinde çok tercih edilmektedir.

Paslanmaz çeliklerin sahip oldukları kimyasal bileşime alaşım elementleri ilavesi ile farklı özelliklere sahip yeni bir alaşımlı çelik üretilebilir. Krom, nikel, bakır,

titanyum, niyobiyum, alüminyum, azot, silisyum, kükürt, gibi alaşım elementleri ilave edilmesi halinde paslanmaz çeliğin özelliklerinde olumlu etkiler görülebilir.

Bu çalışmada T/M teknolojisi aracılığıyla 316L paslanmaz çelik matrisi içerisine istenilen miktarda Titanyum ve Niyobyum elementi tozları ilave edilmiş ve istenilen bileşim toz karışım olarak elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan tozlar ASTM E8M toz metal çekme numunesi kalıbında 700 MPa sıkıştırma basıncı altında tek yönlü olarak soğuk preslenmiş ve blok haline getirilmiştir. Presleme işlemi sonrası ham mukavemete sahip numuneler asıl mukavemetlerine sahip olmaları için atmosfer kontrollü tüp fırında argon atmosferi ortamında 1325°C de iki saat süre boyunca sinterlenmiştir.

Üretimi gerçekleştirilen 316L matrisli alaşım çelik numunelerin tane boyutu incelemeleri ve fazların dağılım incelemeleri elektron mikroskobu (SEM) ile analiz edilmiştir. Çekme numunesi boyutlarında hazırlanmış numunelere mekanik özelliklerini belirlemek amacıyla 1 mm/dak. çekme hızında çekme testi uygulanmıştır. Gerçekleştirilen tüm deneyler sonrasında gerilim-gerinim eğrileri hazırlanmıştır. Ayrıca numunelere yoğunluk ölçümü, mikroyapı analizi, sertlik testi uygulanmıştır. Çekme testinde kopan numunelerin kırık yüzeyleri elektron mikroskobu (SEM) aracılığıyla analiz edilerek kırılma türü belirlenmiştir.

Anahtar Sözcükler : Toz metalürjisi, paslanmaz çelik, 316L, titanyum, niyobiyum

Bilim Kodu : 92503

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

SYNERGIC EFFECT OF ADDITIONAL Ti AND Nb TO 316L STAINLESS STEEL MANUFACTURED BY POWDER METALLURGY

Fatma Gül UZUN

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

Thesis Advisor:

Assoc. Prof. Dr. Mehmet Akif ERDEN

Dr. Hasan GÖKÇE

June 2022, 72 pages

With the powder metallurgy method, high performance and durable parts can be produced by using metal powders of various sizes. The properties of the produced parts differ depending on the size, composition, compression and sintering parameters of the powders used. Powder metallurgy provides superior features such as manufacturability, economy, homogeneity, minimum or lossless production during production, and no secondary processing required. Thanks to these superior features, it is highly preferred.

By adding alloying elements to the chemical composition of stainless steels, a new alloy steel with different properties can be produced. If alloying elements such as chromium, nickel, copper, titanium, niobium, aluminum, nitrogen, silicon, sulfur are added, positive effects can be seen on the properties of stainless steel.

In this study, the desired amount of titanium and niobium element powders were added into the 316L stainless steel matrix by means of T/M technology and the desired composition was obtained as a powder mixture. The powders used in the study were cold pressed unidirectionally under 700 MPa compression pressure in ASTM E8M powder metal drawing sample mold and formed into blocks. After the pressing process, the samples with raw strength were sintered in an atmosphere-controlled tube furnace at 1325°C for two hours in an atmosphere-controlled tube furnace to achieve their original strength.

Grain size examinations and phase distribution examinations of the 316L matrix alloy steel samples produced were analyzed by electron microscopy (SEM). In order to determine the mechanical properties of the samples prepared in tensile sample sizes, 1 mm/min. Tensile test at tensile speed was applied. After all experiments, stress-strain curves were prepared. In addition, density measurement, microstructure analysis and hardness test were applied to the samples. The fracture type was determined by analyzing the fracture surfaces of the specimens ruptured in the tensile test by means of electron microscopy (SEM).

Key Word : Powder metallurgy, stainless steel, 316L, titanium, niobium

Science Code : 92503

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının planlanması, araştırılması, yürütülmesi ve oluşumunda ilgi-alaka ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, bilgilendirmeleriyle tez çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren sayın tez danışman hocalarım Doç. Dr. Mehmet Akif ERDEN ile Dr. Öğr. Üyesi Hasan GÖKÇE'ye ve tez çalışması sırasında katkılarından dolayı Dr. Öğr. Üyesi Mahir AKGÜN'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışması Karabük Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri KBÜ-BAP-21-YL-085 numarası altında gerçekleştirilmiştir. Bu yüzden bu çalışmayı destekleyen Karabük Üniversitesi Rektörlüğü BAP Müdürlüğüne teşekkürlerimi sunarım.

Bu günlere gelmemde desteklerini bir an olsun esirgemeyen, daima benim yanımda olan ve benim için çırpınan, çalışmalarımın başından sonuna dek anlayışlarını, hoşgörülerini hep hissettiğim kıymetli Annem ve Babama tüm kalbimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2	2
TOZ METALÜRJİSİ	2
2.1. TOZ METALÜRJİSİ TANIMI	2
2.2. TOZ METALÜRJİSİ KULLANIM ALANLARI.....	3
2.3. TOZ METALÜRJİSİNİN AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI	3
2.4. TOZ METALÜRJİSİ İŞLEM BASAMAKLARI	5
2.4.1. Toz Karıştırma	6
2.4.2. Presleme.....	6
2.4.3. Sinterleme	9
BÖLÜM 3	12
BİYOMALZEMELER.....	12
3.1. BİYOMALZEMELERİN TANIMI	12
3.2. BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI.....	15
3.2.1. Metalik Biyomalzemeler	15
3.2.1.1. Paslanmaz Çelikler.....	17

	<u>Sayfa</u>
3.2.1.2. Titanyum ve Alaşımları	26
3.2.1.3. Kobalt-Krom Alaşımları	29
3.2.1.4. Tantalyum	30
3.2.2. Polimerik Biyomalzemeler	31
3.2.3. Seramik Biyomalzemeler.....	33
3.2.4. Kompozit Biyomalzemeler	34
3.3. BİYOMALZEMELER VE TOZ METALÜRJİSİ.....	37
3.4. YAPILAN BAZI ÇALIşMALAR	39
BÖLÜM 4	41
DENEYSEL ÇALIşMALAR	41
4.1. KULLANILAN TOZLAR VE ÖZELLİKLERİ	41
4.2. NUMUNELERİN HAZIRLANMASI	42
4.3. SERTLİK ÖLÇÜMÜ VE ÇEKME DENEYİ UYGULAMASI	43
4.4. YOĞUNLUK ÖLÇÜMÜ	45
4.5. METALOGRAFİK İNCELEMELER.....	45
4.6. MİKROYAPI İNCELEMELERİ	47
BÖLÜM 5	48
DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIşMA.....	48
5.1. MİKROYAPI SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRİLMESİ.....	48
5.2. MEKANİK TEST SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ	55
BÖLÜM 6	62
SONUÇLAR	62
KAYNAKLAR	64
ÖZGEÇMİş	72

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Toz metalürjisi işlem basamakları	5
Şekil 2.2. Tek yönlü presleme	7
Şekil 2.3. Presleme basıncı-yoğunluk ve yoğunluk-dayanım arasındaki ilişki.....	7
Şekil 2.4. Sinterleme işlemi.....	10
Şekil 3.1. Biyomalzemelerin kullanım alanları	14
Şekil 3.2. Schaeffler diyagramı	18
Şekil 3.3. Ferritik paslanmaz çelikler	19
Şekil 3.4. Östenitik paslanmaz çelikler	21
Şekil 3.5. Martenzitik paslanmaz çelikler	22
Şekil 3.6. Dupleks paslanmaz çelikler.....	23
Şekil 3.7. Çökelme sertleşmesi uygulanabilir paslanmaz çelikler	25
Şekil 3.8. Titanyum elementinin HSP ve HMK yapısı.	26
Şekil 3.9. Titanyum alaşımlarını sınıflandırmak için kullanılan faz diyagramı.....	27
Şekil 4.1. Toz metalürjisi üretim aşamalarının şematik gösterimi	43
Şekil 4.2. Sertlik ölçüm cihazı.....	44
Şekil 4.3. Çekme deneyinin uygulanması	44
Şekil 4.4. Yoğunluk ölçümü.....	45
Şekil 4.5. Zımparalama için kullanılan polisaj cihazı	46
Şekil 4.6. Dağlama işlemi.....	46
Şekil 4.7. Mikroyapı incelemelerinde kullanılan optik mikroskop	47
Şekil 4.8. SEM incelemelerinde kullanılan cihaz.....	47

Sayfa

Şekil 5.1. T/M yöntemiyle üretilen alaşım çeliklerin optik mikroskop görüntüleri.	49
Şekil 5.2. Alaşım 7'den alınan SEM ve EDS sonuçları.	52
Şekil 5.3. Alaşım 4'den alınan SEM ve belirtilen partikülün EDS sonuçları.	53
Şekil 5.4. Farklı oranlarda Ti-Nb içeren 316L T/M çeliklerin çekme eğrileri.	55
Şekil 5.5. Numunelerin kırık yüzey görüntüleri.....	59
Şekil 5.6. Numunelerin kırık yüzey ve nokta EDS sonuçları	61

ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1. Yağlayıcı maddeler ve özellikleri.....	9
Çizelge 2.2. Sinter atmosferi bileşimleri.....	11
Çizelge 3.1. Titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri	28
Çizelge 3.2. Co-Cr alaşımlarının mekanik özellikleri.....	29
Çizelge 4.1. Tozlar ve özellikleri	41
Çizelge 4.2. Üretilen numunelerin kimyasal bileşimleri.....	42
Çizelge 5.1. T/M çelik numunelerin %yoğunluk, %gözeneklilik ve ortalama tane boyutu değerleri.	50
Çizelge 5.2. Farklı oranlarda Ti-Nb içeren 316L T/M çeliklerin mekanik özellikleri.	56

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER

Ti	: titanyum
Nb	: niyobyum
Ni	: nikel
Mo	: molibden
Ar	: argon
N	: azot
Cu	: bakır
H ₂	: hidrojen
O ₂	: oksijen
Ca	: kalsiyum
Ta	: tantalyum
Al	: alüminyum
Fe	: demir
Cr	: krom
Co	: kobalt
C	: karbon
Mn	: mangan
Si	: silisyum
W	: volfram
V	: vanadyum
α	: alfa işlevi
β	: beta işlevi
γ	: gama işlevi
\emptyset	: kutupsal açı
MPa	: megapaskal
μm	: mikrometre

KISALTMALAR

- AISI : American Iron and Steel Institute (Amerika Demir ve Çelik Enstitüsü)
- ASTM: American Society for Testing and Materials (Amerika Deneme ve Malzeme Topluluğu)
- DIN : Deutch Industrie Normen (Alman Endüstri Normları)
- ISO : International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Teşkilatı)
- BSI : British Standards Institution (İngiliz Standartlar Enstitüsü)
- ASME: American Society of Mechanical Engineer (Amerikan Makine Mühendisleri Derneği)
- T/M : Toz Metalürjisi
- SEM : Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
- EDS : Energy Dispersive Spectrometry (Enerji Dispersiv Spektrum)
- HMK : Hacim Merkezli Kübik
- HMT : Hacim Merkezli Tetragonal
- YMK : Yüzey Merkezli Kübik
- HSP : Hegzagonal Sıkı Paket
- SS : Stainless Steel (Paslanmaz Çelik)
- TiO₂ : Titanyumdioksit
- TiC : Titanyumkarbür
- NbC : Niyobiyumkarbür
- TiN : Titanyumnitrür
- VC : Vanadyumkarbür
- VCN : Vanadyumkarbonitrür
- NbCN : Niyobiyumkarbonitrür
- VN : Vanadyumnitrür
- VC : Vanadyumkarbür
- AlN : Alüminyumnitrit

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Toz metalürjisi (T/M) teknolojisi küçük parçaların seri ve ekonomik olarak üretiminin yapılabildiği, günümüzde malzeme üretiminde çok tercih edilen bir yöntemdir. Bu yöntemin genel bir tanımı, üretimi yapılacak parçanın şekline ve boyutlarına uygun bir şekilde metal esaslı tozların sıkıştırılıp uygun sıcaklık değerlerinde vakum ortamında veya koruyucu gaz atmosferinde sinterlenmesi ve üretilmesidir. Toz metalürjisi yöntemi ile çeşitli boyutlara ve büyüklüklere sahip metal tozları dayanıklı ve yüksek performanslı parçaların üretiminde kullanılabilir. Bu üretim işlemi çok kapsamlıdır. İşlem adımları metal tozlarının istenilen oranlarda hazırlanması, şekillendirilip preslenmesi ve ısı aracılığı ile sinterlenmesidir. Bu adımlardaki parametreler üretilen malzemenin özelliklerini etkilemektedir. Toz metalürjisi yöntemi günümüzde üretim teknolojileri ve sanayisinde önem verilen verimlilik, enerji ve hammaddenin uyum içinde çalıştığı bir yöntemdir. En önemli avantajı yüksek performanslı parçaların ekonomik bir şekilde çok az kayıp veya kayıpsız olarak üretimidir. Üretilbilirlik, ekonomiklik ve homojenlik gibi üstün özellikleri sağlayan ve bu yüzden günümüzde çok yaygın bir şekilde kullanılan T/M yöntemi diğer bilinen geleneksel yöntemlere de alternatif olmaktadır. Çünkü diğer yöntemlerle üretilen parçalara kıyasla T/M yöntemi ile üretilen parçalar daha pürüzsüz, temiz bir yüzeye sahiptir ve çoğunlukla ikincil bir uygulamaya ihtiyaç duyulmamaktadır. İşlenmesi zor parçaların üretiminde de tercih edilmektedir. İnsan ihtiyaçları gelişen teknoloji ile artış göstermektedir ve bu da malzemelerle ilgili gerçekleştirilen çalışmaları daha değerli kılmaktadır. Yapılan çalışmalardan biri olan metal matrisli malzeme imali de önemli bir yere sahiptir [1–6].

Demir elementi ve yaklaşık %0,2 ila %2,1 büyüklüğünde değişen karbon miktarının bileşimi sonucu oluşan alaşıma çelik denir. Demiri alaşımlamak için nikel, krom, magnezyum, vanadyum, mangan, silisyum, kobalt, niyobyum ve volfram elementleri

de ilave edilebilir. Bu alaşım elementlerinden krom ve nikel ilavesi çeliğe paslanmazlık özelliği kazandırmaktadır. Paslanmaz elik grubu içeriğinde %11 oranında krom bulundurmaktadır. Çeliğin kimyasal bileşimi değiştirilerek farklı özelliklere sahip yeni bir alaşım eldesi mümkündür. Krom seviyesi yükseltilerek ya da nikel, molibden ilavesi ile paslanmaz çeliğin korozyon dayanımı arttırılabilir. Bu alaşım elementlerine ek olarak titanyum, bakır, molibden, niyobyum, azot, kükürt, silisyum gibi alaşım elementleri ilavesi de olumlu etkiler vermektedir. Paslanmaz elikler oldukça iyi mekanik özellikler taşımaları, yüksek ve düşük sıcaklık değerlerinde mekanik özelliklerini muhafaza edebilme potansiyelleri, basit işlenebilir yapıda olmaları, aşınmaya ve korozyona karşı dayanımlarını iyi olması sebebiyle çok tercih edilen malzeme grubudurlar. Sahip olduğu aşınma ve korozyona karşı direncin diğer elik türlerine göre yüksek derecede olması sayesinde pek çok alanın yanı sıra biyomedikal sektöründe medikal, dental implantlar, cerrahi ve laboratuvar aletleri gibi insan sağlığı için önemli tedavi gereçlerinin metalik biyomalzemeler arasında oldukça kullanılmaktadır [7].

Bu alışmada T/M teknolojisini aracılığıyla 316L paslanmaz elik matrisi içerisine istenilen miktarda titanyum ve niyobyum elementi tozları ilave edilmiş ve istenilen bileşim toz karışım olarak elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan tozlar ASTM E8M toz metal çekme numunesi kalıbında 550 MPa sıkıştırma basıncı altında tek yönlü olarak soğuk preslenmiş ve blok haline getirilmiştir. Presleme işlemi sonrası ham mukavemete sahip numuneler asıl mukavemetlerine sahip olmaları için atmosfer kontrollü tüp fırında argon atmosferi ortamında 1325C^o de 2 saat boyunca sinterlenmiştir. retimi gerçekleştirilen 316L matrisli alaşım elik numunelerin tane boyutu incelemeleri ve fazların dağılım incelemeleri elektron mikroskobu (SEM) ile analiz edilmiştir. Çekme numunesi boyutlarında hazırlanmiş numunelere mekanik özelliklerini tespit etmek için 1 mm/dak. Çekme hızında çekme deneyi uygulanarak koparılmıştır. Her deney sonrasında gerilme % gerinim diyagramları elde edilmiştir. Ayrıca numunelere yoğunluk ölçümü, mikroyapı analizi, sertlik testi ve aşınma testi uygulanmıştır. Çekme testinde kopan numunelerin kırık yüzeyleri elektron mikroskobu (SEM) aracılığıyla analiz edilerek kırılma türü belirlenmiştir.

BÖLÜM 2

TOZ METALÜRJİSİ

2.1. TOZ METALÜRJİSİ TANIMI

Üretimi zor olan parçaların ekonomik bir şekilde daha mukavim olarak en az toleransla diğer çeşitli imalat yöntemlerine kıyasla daha avantajlı olarak imal edilmesi yöntemine toz metalürjisi denir. Bu teknik istenilen şekil ve boyutlarda tozların üretimi, karakterizasyon işlemiyle belirtilen tozların farklı ısıl işlem ve mekanik deformasyon aşamalarının gerçekleştirilerek birleştirilmesi, uygulanabilir, yüksek performansa sahip mühendislik parçalarına dönüşümünü hedefleyen bir üretim sürecidir. Toz metalürjisi, ikincil bir işlem gerektirmeyen son şekle yakın parça imalatına ve ileri seviyede malzemelerin üretimine olanak sağlamaktadır [8,9].

Toz metalürjisi yöntemini öne çıkaran en belirgin özelliği yüksek kalitedeki ve karmaşık şekillerdeki parçaların en az atıkla ekonomik bir şekilde üretimine elverişli olmasıdır. Günümüz imalat teknolojilerinde ve sanayisinde verimlilik, enerji ve hammadde üçlüsü en önem verilen kavramlardır. Toz metalürjisi ise bu üçlünün iyi bir kombinasyonu olan üretim yöntemidir. Toz metalürjisi teknolojisi aracılığıyla üretimi gerçekleştirilen malzemelerin özellikleri tozların şekil yapısına, boyutlarına, içeriklerine, sıkıştırma basıncına ve sinterleme sıcaklığına bağlı olarak değişmektedir. Bu teknoloji kullanılarak parça imalatı günümüzde çok yaygın bir şekilde tercih edilmekte olup, zamanla bilinen klasik imalat tekniklerine alternatif olmaktadır. Ayrıca toz metalürjisi sıvı fazda çözünemeyen elementlerden mekanik alaşımlama yoluyla iyi derecede dayanıma sahip parça imalatına da imkân vermektedir. T/M teknolojisinin kullanımı, üretilebilirlik, ekonomiklik, homojenlik gibi üstün özellikleri bir arada sağladığı için problemleri büyük ölçüde çözebilmekte ve böylece çok tercih edilmektedir. İmalat maliyetinin yüksek olmaması ve imal edilen parçanın performansının yüksek olması sebebiyle çeşitli alanlarda

kullanılmaktadır. T/M teknolojisi kullanılarak üretilen protezlerde; biyomalzemelerden beklenen fonksiyonellik, biyolojik uyumlulukta dediğimiz biyouyumluluk, aşınmaya ve korozyona karşı direnç gibi özelliklerin geliştirilmesi de mümkün olmaktadır. Bu teknoloji ile üretilen parçalar diğer üretim yöntemleri ile üretilen parçalara kıyasla daha pürüzsüz yüzeye sahip ve genellikle ikincil bir işlem ihtiyaç duymaz. İmal edilen parçanın daha ekonomik ve istenilen bileşimle imalatı ve işlenmesi zor parçaların imalatı için bu yöntem tercih edilmektedir [5,6,9,10].

2.2. TOZ METALÜRJİSİ KULLANIM ALANLARI

Sertliği olan ve yüksek ergime derecesine sahip olan malzemeler toz metalürjisi tekniği uygulanarak şekillendirilebilmektedir. Toz metalürjisinin uygulama alanı çok geniştir. Tıpta protezler, ortopedik implantlar, kaynakta lehimler ve elektrotlar, volframı T/M teknolojisinde kullanılarak ampul tellerinin yapımı ve tungsten lamba filamanları, elektrik ve elektronik alanda direnç, kontak vb. parçaların imalatı, gözenekli yapı özelliği taşıması gereken metal filtreler, toz tanecikleri arasında bulunan boşluklara yağ emdirilmesi suretiyle kendinden yağlamalı sürtünmeli yatak imalatı, askeri alanda mermi ve silah parçalarının imalatı, kobalt, nikel ve alüminyum tozlarının şekillendirilerek yapay mıknaş üretimi, otomotiv alanında motor parçaları, dişli çarklar ve dayanımı yüksek olması gereken bu sayede aşınmaya direnç gösterebilecek parçaların (örn: fren diskleri) üretimi bu yöntem kullanılarak gerçekleştirilmektedir. T/M ile üretimde yüksek sıcaklıklarda sağlam, dayanımları iyi parçalar imal edilebildiği için kesici takım olarak kullanılan (sert metal uçlar ve freze çakıları vb.) çeşitli parçaların imalatı da bu yöntemle sağlanır. Aşındırıcı zımpara taşı üretimi tamamen bu yöntemle gerçekleşmektedir. Ayrıca metallerin yanı sıra seramik malzemelerin üretiminde de bu yöntem kullanılmaktadır [8,11].

2.3. TOZ METALÜRJİSİNİN AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI

Avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Toz metalürjisinde üretimi gerçekleştirilen parçalar son şekilde veya son şekline yakın olarak imal edilebilmektedir.
- Diğer çeşitli üretim yöntemleri ile işlenmesi kolay olmayan parçalar T/M kullanılarak biçimlendirilebilmektedir.
- Üretim çalışmaları kalıp kullanılarak gerçekleştiği için üretimde işçilik ve zamandan tasarruf edilebilmektedir.
- Üretimde kalıplara yeterince toz kullanıldığından, talaşlı imalata kıyasla malzemedenden tasarruf edilebilmektedir.
- Üretimi gerçekleştirilirken ölçülerde tamlik sağlanabilmektedir. Bunun sebebi kalıplarla yapılan diğer dökme işlemlerindeki gibi genişleme olayı toz metalürjisinde görülmez.
- T/M kullanılarak üretilen bazı alaşımların diğer yöntemlerle üretimi mümkün değildir.
- Şekil ve boyut kontrolü açısından diğer üretim yöntemlerine kıyasla daha iyidir.
- Toz metalürjisi ile üretilen parçalarda korozyon ve aşınma dirençleri iyi seviyelerdedir.
- Tozlar istenilen bileşimde harmanlandığı için çeşitli özelliklere sahip malzeme üretimi kolaydır.
- Bu yöntemde gözenekli metal parça üretimi için toz tanecikleri arasında istenen boşluk bırakılarak, gözenekli numune üretimi mümkündür.
- T/M yönteminde toz üretmek için genellikle hurda parça kullanımı olduğundan dolayı bu yöntemde üretim maliyeti düşüş göstermektedir.
- Toz metalürjisi yöntemi ekonomik ve seri üretim için otomatize edilebilir bir yöntemdir.

Dezavantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Toz metalürjisi yönteminde üretimde kullanılan kalıpların aşınma seviyeleri yüksek olmak zorundadır. Bunun sebebi metal tozlarının aşındırıcı özelliğe

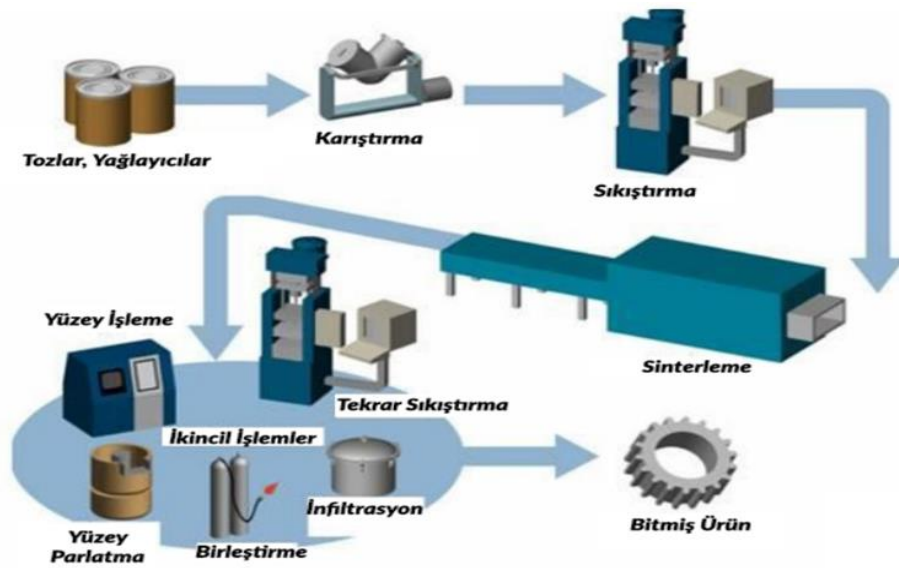
sahip olmasıdır. Kalıplarda istenilen bu özellik üretimde maliyeti arttırmaktadır.

- Metal tozları pahalıdır ve metal tozu üretimi de zordur.
- Kullanılan tozların ve diğer malzemelerin maliyeti yüksek olabilmektedir.
- Metal malzemelerde dayanım düşüktür çünkü içerdikleri bağlar kuvvetli değildir.
- Metal tozlarının taşınması ve saklanması zordur, dikkatli olunması gerekir.
- Üretim esnasında parçada oluşabilecek yoğunluktaki değişimler bazen dezavantaj olabilmektedir.

2.4. TOZ METALÜRJİSİ İŞLEM BASAMAKLARI

Genel olarak toz metalürjisi ile üretim işlemi 4 aşamadan oluşmaktadır.

- Toz Karıştırma
- Presleme veya Sıkıştırma
- Sinterleme



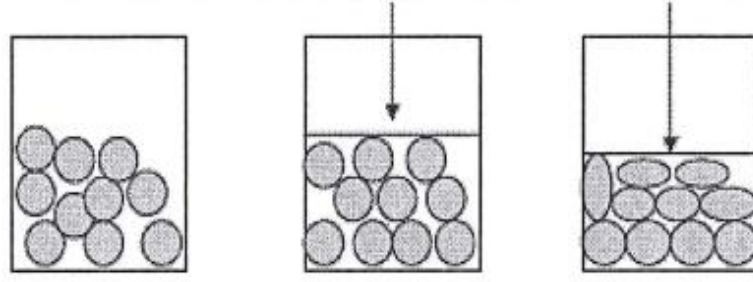
Şekil 2.1. Toz metalürjisi işlem basamakları [5].

2.4.1. Toz Karıştırma

Toz metalürjisi yönteminde toz karıştırma veya harmanlama işlemi parçacıklar için özel boyut dağılımının ayarlanması, sinterleme işlemi ile çeşitli alaşımların oluşturulması hedefiyle istenilen tozların biraraya getirilmesi, presleme işlemi için yağlayıcı ilavesi ve şekillendirme işleminde toz-bağlayıcı bileşiminin oluşumu için gerekmektedir. Taşıma sırasında titreşimler ile tozlar boyutlarına göre ayrışır ve meydana gelen bu ayrışma presleme ve sinterleme işlemlerinde olumsuzluklara neden olur. Tozların karıştırılmasının temel nedeni bu boyutsal ayrışmanın önüne geçmektir. Tozlarda oluşan bu ayrışma durumunun üç sebebi bulunmaktadır. Bunlar; toz parçacığının boyutu, sahip olduğu yoğunluğu ve tozların şekilsel farklılıklarıdır. Toz metalürjisi yöntemi karıştırma basamağı malzeme, parçanın şekli veya boyutu, karıştırma için kullanılan karıştırıcının özellikleri, harmanlama hızı ya da zamanı gibi parametrelere sahiptir. Bu parametreler yapılan işlemi etkiler. Bunlara ek olarak çevresel bir faktör olan nem de karıştırma işlem basamağında etkilidir. Dikkat edilmesi gereken taşımadan sonra kuru tozun tekrar karıştırılmaya tabi tutulması, kuru tozun titreştirilmekten kaçınılması gibi bazı önlemler bu işlem basamağındaki sorunları en aza indirmemize sağlar [8].

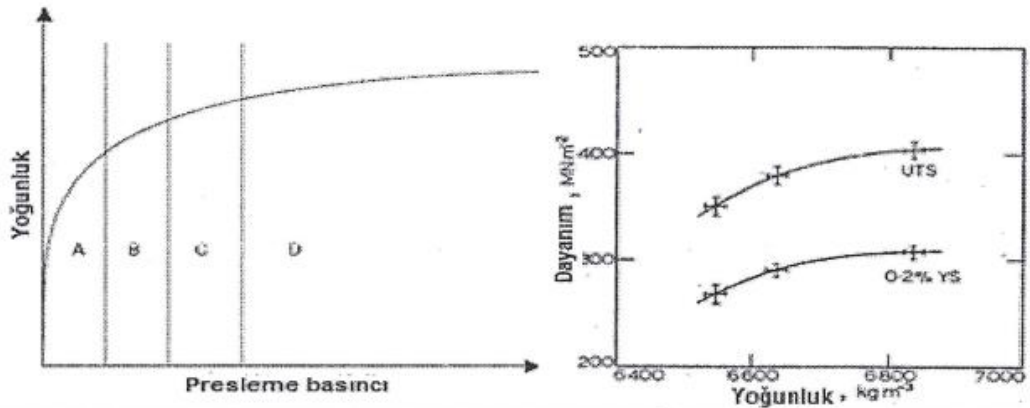
2.4.2. Presleme

Tozların karıştırılmasından sonraki işlem basamağı toz karışımının şekillendirilmesi yani preslenmesi, kompaktlanması ya da briketlenmesidir. En çok bilinen şekil verme işlemi toz bileşiminin bir kalıba doldurulup zımba yardımı ile hidrolik ya da mekanik pres aracılığıyla şekillendirilmesidir. Bu işlem sonrası oluşan parça bir yoğunluğa ve dayanıma sahiptir ama ham yani henüz sinterlenmemiştir. Üretilen ham parça asıl yoğunluğunu ve mukavemetini ilerleyen toz metalürjisi işlem basamağı olan sinterleme işleminde elde edecektir.



Şekil 2.2. Tek yönlü presleme [8].

İşlemede kullanılan kalıplar toza, prese ve üretimde düşünülen boyuta göre tasarlanmaktadır. Sıkıştırma işleminin amacı, toz bileşimin istenilen boyutu ya da şekli vermek ve parçanın yapısında istenilen oranda gözeneklilik sağlamaktır. Sıkıştırılan parçada basınç uygulandıkça yapıdaki gözenekler azalır, toz parçacıkları yerleşerek bağ oluşturur, parça yoğunlaşmaya giderek direnç göstermeye başlar ve sertliği artar. Sıkıştırma işleminin devamı için basıncın artırılması gerekir. Sertlik, sıkıştırma işleminde önemli bir faktördür ve ham yoğunluk ile ters orantılıdır. Tozlar preslenmeden önce temas sayıları çok azdır. Uygulanan basınç sayesinde toz bileşiminde bulunan temas noktaları deformasyona uğrar ve toz parçacıklarının daha da birleşmesini, yoğunlaşmasını sağlar. Presleme işlemi sonrası elde edilen ham mukavemet toz parçacıkları arasındaki koordinasyon sayısına, temas büyüklüğüne, kısmi yoğunluğa, temas kalitesine göre oluşur. Burada bahsedilen kısmi yoğunluğun ise yüksek yoğunluğa ve düşük yoğunluğa sahip mühendislik malzemelerinde malzemelere mahsus farklılıkları ortadan kaldırmak adına kullanılır [9].



Şekil 2.3. Presleme basıncı-yoğunluk ve yoğunluk-dayanım arasındaki ilişki [12].

Sıkıştırma işlemi genel olarak toz bileşimi, kalıp, yağlayıcı, pres ve özelliklerinden oluşur. Burada kullanılan kalıplar, uzun ömürlü olması için içeriğinde sert metaller bulunan kompozit malzemelerdir ve arzu edilen şekilde, boyutta ve yoğunlukta üretim için önemlidir. Kalıplar en az aşınacak ve uzun ömürlü olacak şekilde tasarlanan üretim malzemeleridir. Presler ise çok çeşitlidir ve ölçüleri tonajdır. Tonaj, presleme için gerekli olan kuvvettir. Parçalar boyutlarına göre tonajlı preslerde üretilir. Büyük parçalar için büyük tonajlı, küçük parçalar için ise küçük tonajlı presler tercih edilmektedir. Pres çeşidi olarak hidrolik, mekanik, bilgisayar kontrollü (CNC), melez, döner ve örs tipindeki presler sayılabilir [8].

Preslemeden sonra oluşan parça kalıp içinde sabitlenmiş durumdadır. Hem presleme işlemi hem de kalıp içerisinden parçanın çıkartılması esnasında sürtünmeden kaynaklı oluşan yoğunluk farklılıkları sebebiyle kalıp içerisinde aşınmalar meydana gelebilir. Uygulanan basınç arttıkça parçanın çıkartılması daha da güçleşir. Bir diğeri ise parçanın kalıptan çıkarımı esnasında gerçekleşen geri yaylanma olarak bilinen parça ölçülerindeki büyüme, genişleme durumudur. Geri yaylanma üretimi gerçekleştirilen parçada çatlaklar oluşmasına neden olur. Tüm bu olumsuz durumlardan kaçınmak için yağlayıcı kullanırız. Polimer yapılı toza karıştırılarak kullanılan ya da kalıp duvarlarına uygulanarak kullanılan yağlayıcılar bulunmaktadır. Yağlayıcılar genellikle stearik asit bazlıdır ama hayvansal olarak elde edilen yağlayıcılar da vardır [8,9].

Çizelge 2.1. Yağlayıcı maddeler ve özellikleri [8].

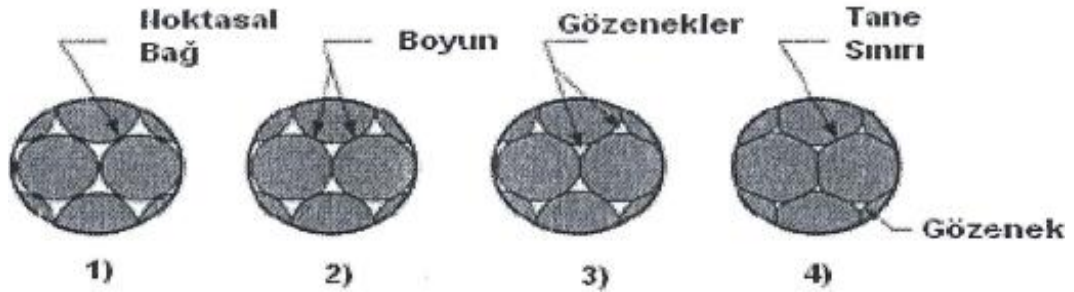
Yağlayıcı Madde	Kimyasal Formül	Ergime Sıcaklığı (C°)	Buharlaştırma Sıcaklığı (C°)
Stearatlar	Zn (C ₁₈ H ₃₅ O ₂) ₂	140	335
	Ca(C ₁₈ H ₃₅ O ₂) ₂	180	350
	Pb(C ₁₈ H ₃₅ O ₂) ₂	116	360
Asitler (Yağ Asitleri) Stearin Benzol	CH ₃ (CH ₂) ₁₆ COOH	69.4	360
	C ₆ H ₅ COOH	122	249
Sülfürler	MoS ₂	1185	-
	WS ₂	1258	-
Kapron Asidi	CH ₃ (CH ₂) ₄ COOH	-4	205
Grafit	C-kristalin	3500	-

2.4.3. Sinterleme

Toz metalürjisi yöntemi işlem basamaklarının sonuncusu ve aslında en karmaşığı ama en temeli olan sinterleme işlemi, şekillendirilerek geçici bir mukavemete sahip olan parçanın arzu edilen kalitede ve boyutta oldukça iyi performansa sahip mühendislik ürünlerine dönüştüğü kısımdır. Sinterleme işlemine daha basit olarak ısıtma işlemi yada fırınlama işlemi de denilmektedir.

Sinterleme uygulaması parçacıkları birbirine bağlayarak önemli ölçüde dayanım artışına ve özelliklerin iyileşmesine sebep olur. Parçacıklar arası bağ oluşturmanın yanı sıra oksit giderme gibi ikincil amaçları da vardır. Sinterleme işleminde meydana gelen boyutsal değişimlere atomların hareketini oluşturan ısıtma neden olur. Atomların hareketi için gereken enerjiye “aktivasyon enerjisi” denir. Toz imalatında malzemeye enerji geçişi yapılarak yüzey alanı veya yüzey enerjisi oluşturulur. Sinterleme işlemi aracılığıyla oluşan bu yüzeysel alan veya enerji uzaklaştırılır. Parçacığın geometrisindeki küçülmeler birim hacimdeki yüzey enerjisi ile ters

orantılıdır. Bu yüzden küçük boyuttaki parçacıklar daha hızlı sinterlenmektedir [8,13].



Şekil 2.4. Sinterleme işlemi [12].

Şekil 2.4'ü incelediğimizde sinterleme işleminde ilk olarak toz tanecikleri arasında noktasal bağ görülür. Bağ kuran taneciklerin temas noktaları büyür, boyun oluşur. Boyun oluşan kısımlarda tane sınırları meydana gelir. İşlemden giderek tanecikler arasındaki gözenek miktarı azalır. Tane sınırları büyüyerek malzemede daha homojen bir yapı oluşumu sağlamaktadır [12].

Sinterleme uygulamaları özel koruyucu atmosfer veya vakum altında gerçekleştirilmektedir. Burada tercih edilen atmosferin özellikleri şöyledir:

- Parça ve çevresi arasında olabilecek oksitlenme vb. reaksiyonları engellemek veya azaltmak.
- Sinterde kullanılan parçayı absorbe edilmiş atıklardan, oksit filmlerinden, yabancı maddelerden temizlemek.
- Sinterde kullanılan parça ile alaşım oluşturarak sinterleme işlemini hızlandıracak bir veya daha fazla element sağlamak.

Çizelge 2.2. Sinter atmosferi bileşimleri [8].

Malzeme	Parçacık Boyutu (µm)	Ham Yoğunluk (%)	Atmosfer	Çiğlenme Noktası (°C)	Isıtma Hızı (°C/dk)
%N ₂	0	75-98	25	39	67
%H ₂	> 99.9	2-20	75	39	13
%H ₂ O	< 0.01	0.001	0.004	0.8	<0.1
%CO	0	0.25	-	21	19
%CO ₂	0	0.05	-	0.2	<0.1
%CH ₄	0	0	0	0.5	0.5
%ppm O ₂	10-25	5	10-35	10-150	10-200
Çiğlenme Noktası(°C)	(-70)-(-20)	(-75)-(-90)	(-50)-(-30)	(-16)-(-10)	(-10)

Hidrojen, azot, hidrojen-azot karışımları, hidrokarbon gazları, argon, helyum ve vakum en çok kullanılan sinter atmosferleridir. Vakum işlemi, atmosferin yokluğunu simgeler ve basit anlatımla düşük basınçta sinterleme uygulamasıdır. Çünkü işlem atmosferindeki tüm gaz moleküllerinin giderilmesi imkansızdır. Bu işlemde basınç genellikle normal atmosfer basıncına yakın değerlerdedir. Vakum sinterleme sırasında düşük oksijen basıncı oksitte çözünmeye ve indirgenmeye neden olmaktadır.

BÖLÜM 3

BİYOMALZEMELER

3.1. BİYOMALZEMELERİN TANIMI

Biyomalzeme kavramı için genel ve kapsamlı bir tanım olarak insan vücut yapısında kısa veya uzun zamanlı bir şekilde uyum halinde dokuların ve organların görevlerini yerine getirebilen, bu yapıları ölçebilen, tedavi edebilen ya da onlara destek sağlayabilme amacı ile tasarlanmış malzemeler diyebiliriz. Bir biyomalzeme etrafında bulunan yapılara zarar vermez, gelişimine engel olmaz ve yapıda gelişebilecek herhangi bir komplikasyonun sebebi olmamalıdır. Biyomalzemeler doğal ya da yapay yapıları olup vücudumuz içerisinde bulunan kan gibi akışkanlarla dizgelidirler. Varlıkları 2500 yıl kadar eskilere dayanan bu malzemelerin günümüze kadar gelişiminde oldukça önemli yollar katedilmiştir. Günümüzde ortopedide kalça protezi, diz ve omurga protezlerinde, dişçilik alanında plaklar, implantlar, vidalar ve kanal çivilerinde ve yapay kemik olarak, kırıklarda kullanımı tıp alanında önemli bir yere sahiptir. Buna ek olarak kullanımı görülen alanlara savunma sanayisi, endüstriyel alanlar ve uzay teknolojileri de örnek verilebilir [14,15].

Bir biyomalzemenin ya da biyomalzemedan imal edilmiş bir implantın duruma göre vücut içerisinde uzun veya kısa süreli bulunması gereken zamanlar mevcuttur. Böyle zamanlarda herhangi bir zayıflık veya yetersiz kalma gibi sebepler devamında cerrahi müdahaleleri gerektirir. Bu yüzden bir biyomalzemenin, implantın sahip olması gereken bazı kriterler bulunmaktadır.

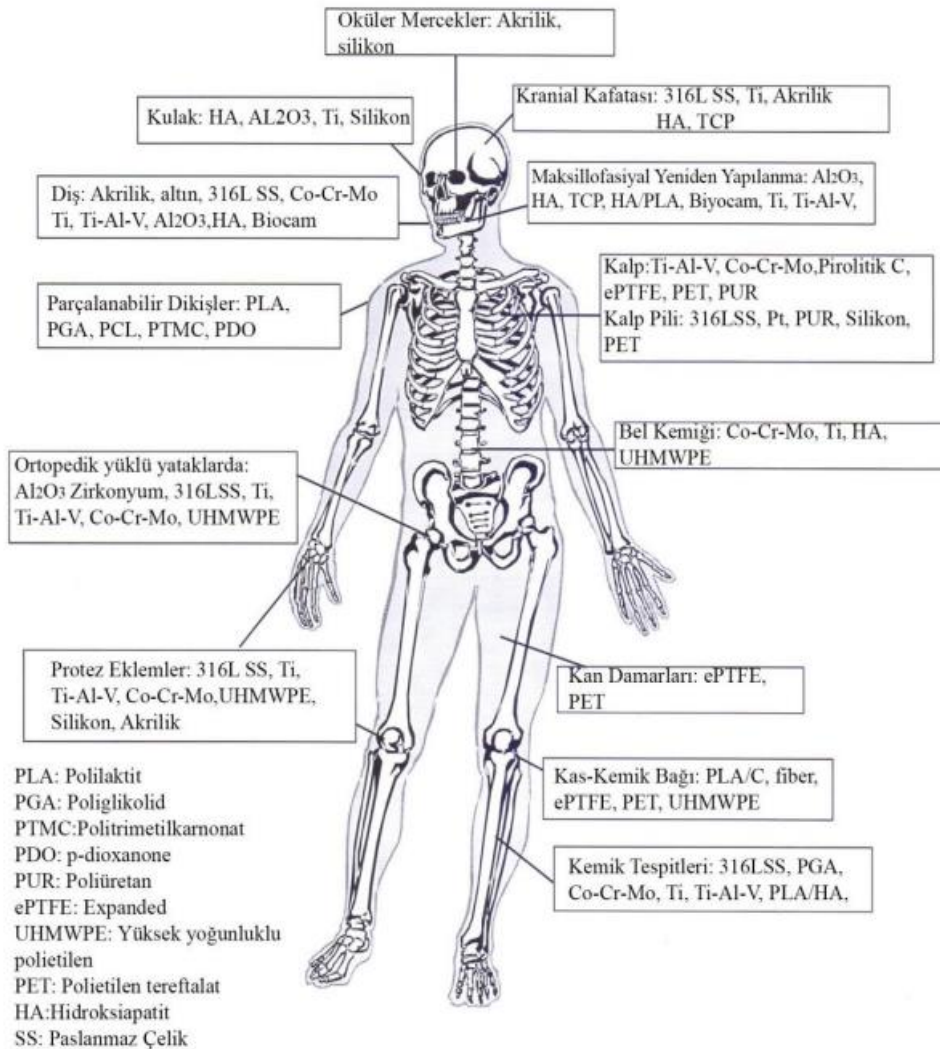
Bunlar:

- Biyouyumlu olmalıdır yani insan vücut yapısı ile etkileşimde bulunduğu hiçbir alerjik reaksiyon oluşuma sebep olmamalı ve biyolojik açıdan mutlak uyum sağlamalıdır.

- Korozyona karşı dirençleri oldukça iyi olmalıdır ve karşılaşılan korozif ortamlarda da bu direnç uzun süre dayanabilmelidir. Çünkü vücudumuz oldukça fazla seviyelerde doygunlukta oksijenli saline solution (% 0,9 NaCl) ve protein bulundurur ve yüksek kuvvetli korozif bir yapıya sahiptir.
- Kemik yapısında yakın seviyelerde akma dayanımı, çekme dayanımı, süneklik, tokluk ve elastikiyet modülü gibi mekanik özelliklere sahip olmalıdır.
- Kemik dokuda gelişimi engellemeden tutunma temas yüzeyi oluşturabilmeli ve buna ek olarak vücut akışkanlarının dolaşımına olanak sağlayan gözenekli bir iç ve yüzey yapısına sahip olmalıdır.
- Eklem hareketleri yüzünden gerçekleşebilecek sürtünme ve aşınma gibi durumlar sonucu vücudumuzda bazı artık ve parçacıklar meydana gelir. Bu durum vücudumuz için kritik sorunlara neden olabilir. Bu yüzden bir biyomalzemenin ya da implantın sürtünme ve aşınma özellikleri oldukça iyi seviyelerde olmalıdır.
- Tasarımının vücut yapısına uygun olmalıdır, kullanım süresi boyunca maruz kalabileceği titreşim ve darbelere karşı dirençli olması için, yorulma dayanımı süresi belirlenen standartlar içinde olmalıdır.
- Maruz kalabileceği herhangi manyetik durumdan etkilenmemeli ve hafiflik, estetik duruş gibi bazı özellikler taşınmalıdır.

Biyouyumluluk yani vücutla uyuşabilirlikte diyebileceğimiz özellik bir biyomalzeme için en önemli özelliktir. Biyouyumluluk, malzemenin yapılarla, vücut akışkanları ile reaksiyonu sonucu fizyolojik olarak vücuda zarar vermemesidir. Biyouyumlu bir biyomalzeme etrafında bulunan yapılara zarar vermez, gelişimine engel olmaz ve yapıda gelişebilecek herhangi bir komplikasyonun sebebi olmamalıdır. Biyouyumluluk kavramı yüzeysel ve yapısal olarak ayrılır. Yüzeysel biyouyumluluk, bir malzemenin vücudumuzda bulunduğu kısma fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak herhangi bir olumsuz etki bırakmamasıdır. Yapısal biyouyumluluk ise malzemenin vücutta bulunduğu kısmın mekanik davranışına sağlamış olduğu uyum ya da katkıdır [16,17].

Sahip olunması gereken tüm bu kriterleri tek başına bir biyomalzemen beklememiz mümkün değildir. Metal, polimer, seramik ve kompozit olarak 4 ana başlıkta incelenen biyomalzemelerin saf olarak, alaşımlı ya da kompozit olarak yerini alacağı ve uyum sağlayacağı organ veya dokuya göre tasarlanıp imali gerçekleştirilir. Şimdilerde ISO, DIN, ASME, BSI ve AISI gibi çeşitli kuruluşlarca gerekli standart ve sahip olunması gereken özellikler belirlenmiş olup tüm bunlara bakılarak tıp alanında uygulanmasında bir sakınca görülmeyen biyomalzemelerin kullanımı oldukça yaygındır [10,15].



Şekil. 3.1. Biyomalzemelerin kullanım alanları [18].

3.2. BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI

Biyomalzemeler 4 ana başlık altında incelenmektedir.

- Metalik Biyomalzemeler
- Polimerik Biyomalzemeler
- Seramik Biyomalzemeler
- Kompozit Biyomalzemeler

3.2.1. Metalik Biyomalzemeler

1930'lu yıllarda insan kemik bölgesindeki kırıklarda ve plaka, vida malzemesi olarak uygulanması için "Sherman-Vanadyum Çeliği" üretimi gerçekleştirilen ilk alaşım çeliktir. Üretilen bu ilk alaşım türü vücut içerisinde korozyona direnememiş ve bazı çeşitli problemlere neden olmuştur. Bu yüzden kısa bir süre kullanımda kalmış ve 1960'lı yıllarda bu çeliğin kullanımına son verilmiştir. Metalik biyomalzemeler sahip oldukları çeşitli özellikler bakımından oldukça üstündür. Kristal kafes yapıları ile öne çıkan bu biyomalzeme grubunun atomlararası bağ kuvvetleri oldukça sağlamdır. Dayanımları ve elastisite modülleri kemiğin sahip olduğu dayanıma kıyasla çok iyi seviyelerdedir. Elastiklik modülü ya da diğer bir adıyla young modülü insan kemik yapısına yaklaşık olan alaşım çeşitleri az oranda gerilme taşımaktadırlar. Sahip olunan bu süneklik özelliği sayesinde metalik biyomalzemeler dövülebilme, tel çekilebilme gibi çeşitli kabiliyetlerde göstermekte ve bu sayede kolay şekillendirilebilmektedirler [19,20].

Metalik biyomalzemelerde biyolojik uyum insan vücudunda kullanıldığı bölgede korozyona karşı direnmeleriyle ilişkilidir. Korozyon, metal malzemenin bulunduğu ortamda herhangi bir kimyasal etkileşim sonucu oksijen, hidroksit ve bunun gibi bileşikler ortaya çıkararak bozunması olayıdır. Vücudumuzda bazı çeşitli ekstrasellüler sıvı çözülmüş oksijen, klorür ve hidroksit gibi iyon yapıları bulunmaktadır. İmplant malzemesi olarak oldukça sık tercih edilen metaller için bu iyonlar korozif bir ortam oluşumuna neden olur ve metal malzeme korozyona

direnemeyerek güçsüzleşmeye başlar. Güçsüzleşen metalik malzeme bulunduğu bölgede ki hücrelere, dokulara da zarar verir. Ortopedide tercih edilen metal malzemeler genelde alaşımdır ve bu alaşımlarda istenilen metallerin bileşimi ile üretilmektedir. Bu sayede alaşımdaki metallerin özellikleri birleşmekte ve yeni, daha iyi özelliklerde bir alaşım olarak kullanılabilir [21,22].

Metalik biyomalzemeler, ortopedide kullanımlarına ek olarak kalp ve damar cerrahisinde, yüz ve çene cerrahisinde, diş hekimliği uygulamalarında vücudumuzda çeşitli yerlerde kullanılmaktadırlar. Bu malzeme grubu kullanılacak malzemeye daha iyi özellikler kazandırmak, en önemlisi fiziksel özellikleri sebebiyle fonksiyonel olması için kullanılır. Metalik biyomalzemelerin vücutta herhangi bir zehirleyiciliği olmaması ve alerjik bir komplikasyona sebebiyet vermemesi, biyouyumluluk taşıması beklenir [23,24].

Metalik biyomalzemeler 4 grupta incelenmektedir.

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

Tantalum elementinin mekanik özelliklerinin istenilen seviyede olmaması sebebiyle implant malzemesi olarak uygulama alanı sınırlıdır. İmplant malzemesi olarak en çok tercih edilen metalik malzemeler; paslanmaz çelikler (316L), titanyum (Ti) ve alaşımları ile kobalt alaşımlarıdır [15].

Sıklıkla saf şekilde veya alaşım şekilde kullanımda olan biyomalzemeler Ni, Ti, Co, V, Cr, W, Mo'in çeşitli birleşimlerindeki alaşımlar ve paslanmaz çeliklerdir. Metaller tek başlarına istenilen bazı özellikleri kullanıcıya sağlayamaz. Kullanım darlığı yüzünden saf olarak çok tercih edilmezler. Farklı elementlerde katkıldıklarında istenilen özellikleri sağlayabilmektedirler. Bu yüzden metal malzemelerin alaşımlı hallerinin kullanımları daha yaygın ve güvenilirdir [25].

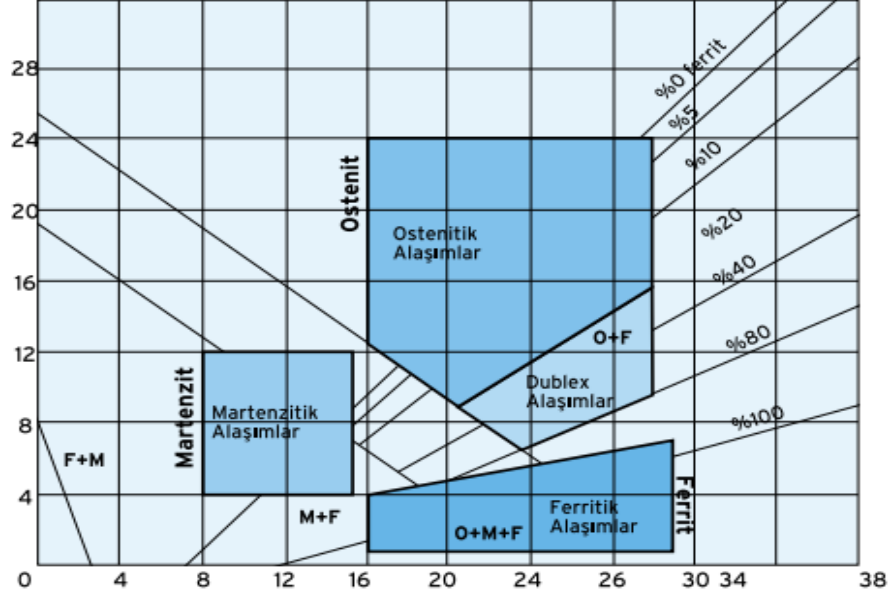
3.2.1.1. Paslanmaz Çelikler

Demir elementi ve yaklaşık %0,2 ila %2,1 büyüklüğünde değişen karbon miktarının bileşimi sonucu oluşan alaşıma çelik denir. Bu alaşımın sınıflandırılmasında içerikteki karbon yüzdesi önemli bir yere sahiptir. Karbon, demirin en bilinen alaşımlayıcı elementidir. Karbon dışında demiri alaşımlamak için nikel, krom, magnezyum, vanadyum, mangan, silisyum, kobalt, niyobyum ve volfram elementleri de ilave edilebilir. Basit karbonlu çelik gruplarında içerikteki karbon oranını arttırdığımızda çelikte sertlik ve mukavemette artar ama çeliğin süneklik özelliği azalır ve gevrekleşir. Çeliğin sünekliğini muhafaza ederek mukavemeti arttırmak için çelik içerisine çeşitli alaşım elementleri ilave edilmektedir. Bu alaşım elementlerinden krom ve nikel ilavesi çeliğe paslanmazlık özelliği kazandırmaktadır. Alaşım elementlerinin her birinin metal özellikleri üzerine etkisi farklılık gösterebilir [26].

Paslanmaz çelik grubu %11 oranında krom içermektedir. Bu grup çeliklerin sahip oldukları kimyasal bileşime alaşım elementleri ilavesi ile farklı özelliklerde yeni bir alaşım elde edilebilir. Krom seviyesi yükseltilerek ya da nikel, molibden ilavesi ile paslanmaz çeliğin korozyon dayanımı artırılabilir. Bu alaşım elementlerine ek olarak titanyum, bakır, molibden, niyobyum, azot, kükürt, silisyum gibi alaşım elementleri ilavesi de olumlu etkiler vermektedir. Krom ve nikel alaşım elementleri, paslanmaz çeliklerde iç yapının ferritik ya da östenitikliğini belirler. İç yapıyı belirleyen diğer önemli alaşım elementleri ise molibden ve mangandır [16,27,28].

Paslanmaz çelikler 5 gruba ayrılmaktadır.

- Ferritik Paslanmaz Çelikler,
- Östenitik Paslanmaz Çelikler,
- Martenzitik Paslanmaz Çelikler,
- Dupleks Paslanmaz Çelikler
- Çökeltme Sertleşmesi Uygulanabilir Paslanmaz Çelikler

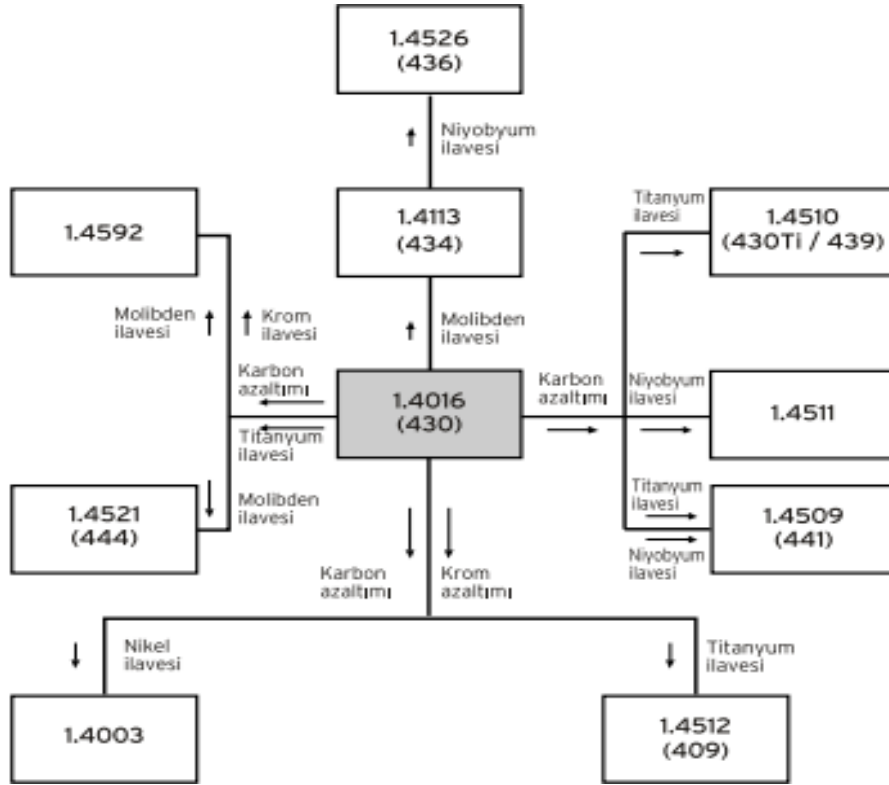


Şekil 3.2 Schaeffler diyagramı [29].

Ferritik Paslanmaz Çelikler

En yaygın kullanım alanına sahip olan gruplar ferritik yapılı ve östenitik yapılı paslanmaz çeliklerdir. Ferritik yapılı paslanmaz çelikler düşük karbonlu ve %12 ila %30 seviyelerinde krom içeren demir-krom alaşımı çeliklerdir. Bu çeliklere ferritli denmesinin nedeni normal ısıl işlem standartlarında yapılarının genellikle ferritli bulunmasıdır. İçeriklerinde nikel elementi bulunmamaktadır bundan dolayı kararlı yapıda olan bu çelikler diğer çeliklere nispeten ucuzdurlar. İyi seviyede korozyon dayanımına sahip bu çelikler manyetikler ve kolay şekillendirilemezler. Buna ek olarak ısıl işlem aracılığıyla dayanımları yükseltilemez sadece tavlınmış olarak kullanılırlar. Kullanımının en başlarında ferritik paslanmaz çelikler için karbon ve nitrojen değeri sınırlandırılmıştı. Bunun sebebi bileşimde yüksek oranda karbon ve nitrojen bulunması düşük sıcaklık değerlerinde süneklikten kırılmalığa geçişe neden olmaktadır. Bu durum niyobyum elementinin eklenmesi ile dengelendi. Niyobyum, ferrit stabilizörü olarak kullanılmaktadır ve martenzit oluşumunu engeller. Krom yüzdesinde görülen artış oksitleme mukavemeti ve mekanik özelliklerinde yükseliş

neden olur. Bunlara ek olarak niyobyum, bazı çeşitler için krom karbür oluşumunu durdurarak tanelerarası korozyonu önlemektedir [27,29,30].



Şekil 3.3. Ferritik paslanmaz çelikler [29].

Östenitik Paslanmaz Çelikler

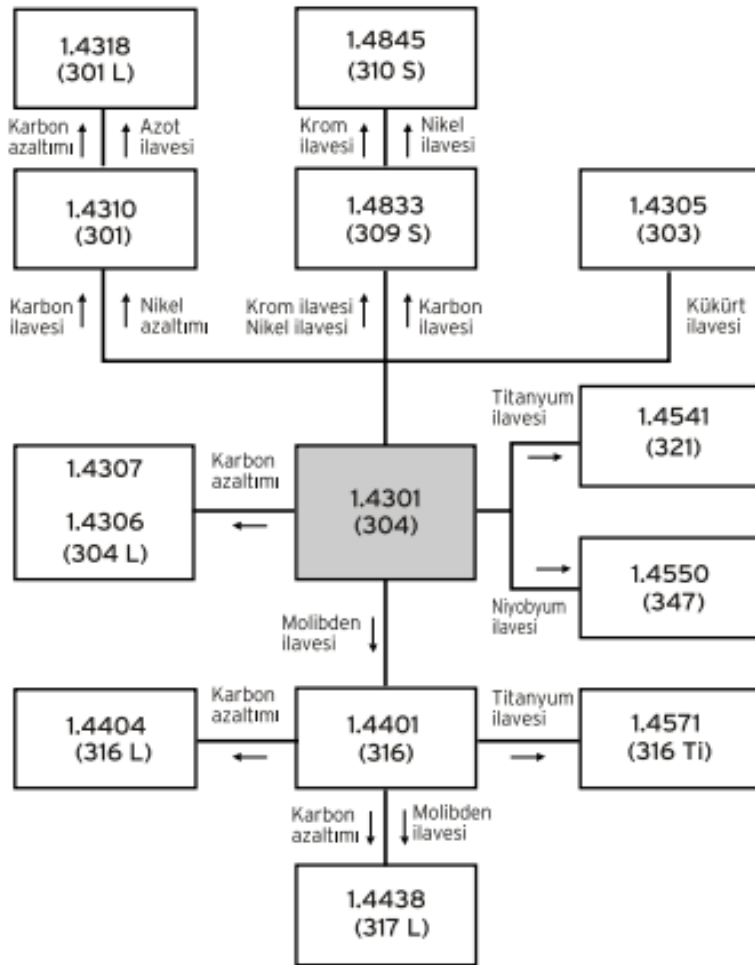
Östenitik yapılı paslanmaz çelikler ise bileşimlerinde %18-25 krom ve %8-20 nikel bulunduran demir-nikel-krom alaşımı çeliklerdir. Bu alaşımların östenitli olarak adlandırılmasının sebebi normal ısıl işlem standartlarında yapının östenitli yani γ -Fe kararlı yüzey merkez kübik (YMK) yapıda olmasıdır. Bileşimdeki nikel yüzdesi östeniteyi belirler eğer yeterince nikel bulunursa çelik oda sıcaklığında bile östenitliğini korur. Bu çelik grubu kullanım açısından çok iyi bir birleşim sunmaktadır. Öyle ki östenitik paslanmaz çeliklerin sünekliği, tokluğu ve

şekillendirme özellikleri YMK kristal yapıları sebebiyle düşük sıcaklıklarda bile gayet iyidir. Manyetik değildir ve bu yüzden sertleştirme veya normalleştirme gibi ısıl işlemlere gerek yoktur. Östenitik çeliklerde mekanik dayanım soğuk presleme aracılığıyla arttırılabilmektedir. Kaynak edilebilme özellikleri de bulunan bu çelik grubu aynı zamanda hijyeniktirler ve dayanımlarını pekleşme ile yükseltmek mümkündür. Bu çeliklerde alaşım ilavelerinin ve özel alaşım içeriğinin kaynak edilebilme kabiliyeti ve kaynak kısmının mikroyapısında önemli etkileri bulunmaktadır [30].

Kullanımı oldukça yaygın olan serilerden AISI 300'ler, yapısında %8-20 oranında Ni ve % 16-25 oranında Cr bulundurmaktadır. Düşük değerlerde alaşım ilavelerinde %1 Si oksit giderme işlemi için, %0.02-0.08 C östenit yapının kararlılığı için ve %1.5 Mn ilavesi de hem östenit yapının kararlılığı hem de sülfür ve Si ile bileşik oluşumu bakımından ilave edilmektedir. Östenitik paslanmaz çelikler, ferritik ve martenzitik paslanmaz çeliklere kıyasla en iyi korozyon direnci değerine sahip paslanmaz çelik grubudur. Bu çelik grubu yüksek sıcaklıkta gerçekleşen işlemlerde sık kullanılmaktadır. Ferritik ve martenzitik çelik grupları 700°C üzeri değerlerde oksidasyona karşı direnmeleri zorlaşır ama östenitik paslanmaz çelik grubu 900°C' de bile oksitlenmeye karşı oldukça iyi seviyelerde dayanıma sahiptir. Östenitik paslanmaz çeliklerin sürünme dayanımları ve işlenebilirliği yüksektir. Sürünme dayanımları ve işlenebilirlik kabiliyeti de bulunan bu çelikler diğer ferrit çeliklerine oranla oldukça iyi bir şekilde arayer atomlarını tolere edebilmektedir. Östenitik paslanmaz çeliklerde 303L, 304L ve 316L tipleri çok tercih edilmektedir [27,29].

İmplant üretiminde kullanılan ilk paslanmaz çelik türü korozyona karşı vanadyum çeliğine oranla daha dirençli ve daha mukavim olan bileşiminde %18 krom ve %8 nikel bulunduran 302 kalite paslanmaz çeliklerdir. İlerleyen süreçte 316 kalite paslanmaz çeliği tuzlu su ortamındaki korozyona dayanıklılığın arttırılması amacıyla üretilmiştir. 1950li yıllarda paslanmaz çeliğin bileşiminde bulunan karbon oranı %0.03-%0.08 değerlerinde azaltılarak korozyona karşı 316 kalite paslanmaz çeliğine kıyasla daha mukavim 316L paslanmaz çelik çeşidi geliştirilmiştir [31].

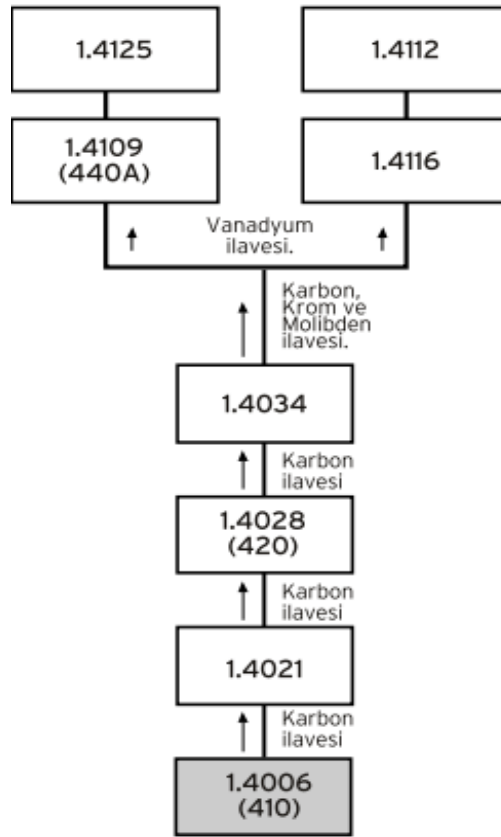
316 kalite paslanmaz çelik, 304 kalite paslanmaz çelik bileşimine nikel miktarı artırılarak ve molibden ilavesiyle elde edilen bir paslanmaz çelik çeşididir. Bu tip paslanmaz çeliklerin korozyona karşı gösterdikleri mukavemet bileşimleri nedeniyle zor koşullu ortamlarda (deniz suyu, asidik sıvılar vs.) bile oldukça iyi bir seviyededir. Ayrıca 316 kalite çelik malzemelerin kopma dayanımları, 304 kalitedeki malzemelere bakılarak çok daha iyidir. 316L kalite paslanmaz çelikler ise 316 kalite paslanmaz çelik ile kimyasal bileşim bakımından ortak gibi görünse de korozyona karşı dayanıklılığı arttırmak için daha düşük değerlerde karbon içermektedir. Sahip olduğu düşük karbon oranı sayesinde 316L kalite paslanmaz çelikler kaynak uygulamalarında kullanılabilir. Kaynak veya gerilim giderme işlemlerinden sonra tanecikler arasındaki korozyona karşı direnç 400C° ye kadar çok iyi seviyelerdedir [32].



Şekil 3.4. Östenitik paslanmaz çelikler [29].

Martenzitik Paslanmaz Çelikler

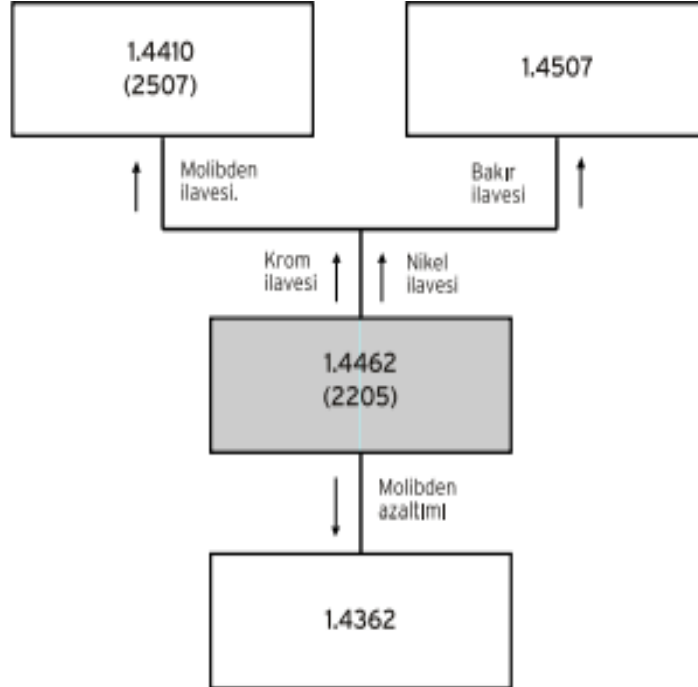
Martenzitik yapılı paslanmaz çelikler %12 ila 17 oranlarında krom bulunduran ve östenitli bölgede su verme işlemi sonrasında martenzitli bir yapı oluşturabilmesi adına yeterli seviyede karbon içeren (%0,15-%1,0) çeliklerdir. Karbon seviyesi %1,0'ın üzerinde olan çelikler yüksek sıcaklıklarda yapısal olarak östenitli bir içyapı gösterirler. Östenitleme sıcaklığı çeliğin özelliklerine göre 950C° ila 1050C° arasında değişen çeliğe su verme ısıl işlemi uygulanırsa çelik martenzitik bir içyapı yani karmaşık hacim merkezli tetragonal (HMT) kristal yapı oluşumu gözlenir. Bu tip çelikler orta seviyede korozyona karşı dayanım gösterebilmektedirler. Daha iyi mukavemet ve sertlik eldesi için ısıl işlem uygulaması yapılabilir. Martenzitik paslanmaz çelikler manyetikler, kaynak edilebilme özellikleri düşüktür. Oldukça iyi dayanıma sahiptirler ama buna karşın düşük seviyede süneklilik özelliğine sahiptirler [27,30,33].



Şekil 3.5. Martenzitik paslanmaz çelikler [29].

Dubleks Paslanmaz Çelikler

Dubleks yada diğeri bir adıyla çift fazlı yani östenitik-ferritik tip paslanmaz çelikler, yapıda hem östenit hem ferrit fazını içerdiği için östenitik ve ferritik paslanmaz çeliklere oranla iyi özelliklere sahiptirler. Bu çelik türü östenitik yapıya çeliklere kıyasla çok daha iyi seviyelerde gerilme korozyon direnci, ferritik yapıya çeliklere kıyasla ise çok daha iyi tokluk ve süneklik özelliğindedir. Östenit ve ferrit fazın beraber bulunması sonucu dubleks çelikler tavlınmış vaziyette 550-690 MPa akma dayanımı değeri göstermektedirler. Bunun en önemli nedeni östenit ve ferrit fazın beraber yapı içerisinde etki göstermesidir. Bu dayanım değeri aynı fazların yalnız başına içerikte olduğu çeliklerde akma dayanımının tam iki katıdır. Dupleks çeliklerin başlıca 4 çeşidi bulunur. Bu çeşitlerden biri olan "Fe-25Cr-7Ni-3,5Mo-0,25N-W-Cu" dubleks çeliği süperdubleks olarak isimlendirilmektedir. Bunun gibi çelikler ferrit oluşturuçu elementlerin yüzdesine tabi şekilde %10'a kadar delta(Δ)-ferrit içermektedirler [30,33].



Şekil 3.6. Dupleks paslanmaz çelikler [29].

Çökeltme Sertleşmesi Uygulanabilir Paslanmaz Çelikler

Çökeltme sertleşmesi uygulanabilir paslanmaz çelikler, farklı uygulamalarda ihtiyaçların verdiği zorunluluk arttığından ilk olarak 1940'lı yıllarda geliştirilmiştir. Özelliklerinin en önemlileri basit üretilebilme, yüksek mukavemet, nispeten iyi süneklik ve mükemmel korozyon direncidir [29].

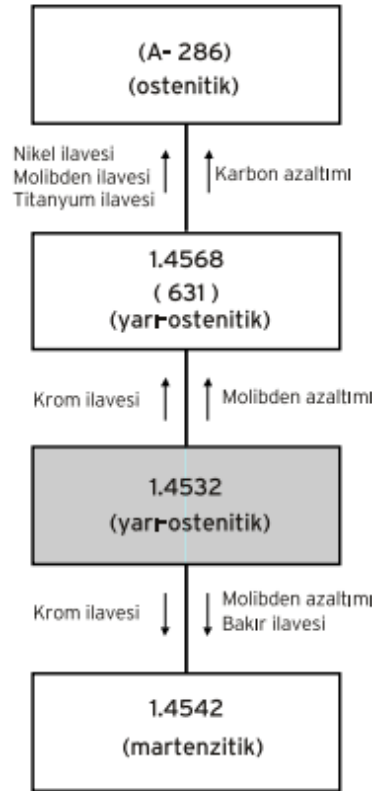
Çökeltme sertleşmesinin temeli, çökeltilerin dislokasyon hareketlerini sınırlamaktır. Plastik deformasyonlar sonucu hareket eden dislokasyon, çökelti aracılığıyla sınırlandırılmaktadır. Bu sayede malzemede akma dayanımında ve çekme dayanımında bir artış meydana gelmektedir [12].

Bu tür çeliklerin çok yaygın üç tipi bulunmaktadır.

- Yarı östenitik
- Martenzitik
- Östenitik tiplerdir.

Yarı östenitik tip, tavllanmış yani çözüldürme uygulanmış durumlarda temel şekilde östenitik yapıda ama basit ısı işlemler uygulanarak martenzit yapıya dönüşebildiği için bu adı almaktadır. Bu tür bir alaşımı oluşturmak için östenit ve ferrit arasındaki dengeyi sağlamak çok önemlidir. Eğer östenit veya ferrit miktarı fazla ise östenitin martenzite dönüşümü gerçekleşmeyecek kadar kararlı bir yapı olur. Ya da östenit miktarı az ise kısmi olarak veya tamamen martenzite dönüşüme dirençli tavllanmış durumlarda kararlı yapıda östenit oluşmaz. Yarı östenitik tip paslanmaz çelikler östenitleştirme için gereken sıcaklık değerinden oda sıcaklığına soğutulduklarında martenzite dönüşüm gerçekleşmez. Bunun sebebi martenzit dönüşüm sıcaklık değerinin oda sıcaklığının altında bir değer olmasıdır. Bu yüzden bu tip paslanmaz çeliklere 730-955C° değerlerinde ısı işlem uygulanması gerekmektedir. Böylece karbon ve alaşım elementleri karbür veya metalik bağlı bileşikler olarak çökelebilmektedir. Bu çökeltme işlemi aracılığıyla martenzite dönüşüm sıcaklığında artış meydana gelir. Hem gerilmeleri yok etmek hem de martenziti temperlemek için

455-590C°'ta çökelme işlemi uygulanır. Bu ısıl işlem sayesinde temperlenen martenzitte tokluk, süneklik, sertlik ve korozyona dirençte artış meydana gelir. 17-7 PH, PH 15-7Mo ve AM350 yarı östenitik tipteki paslanmaz çeliklere örnek verilebilir. İkinci tip olan martenzitik tip paslanmaz çelikler östenitleştirme sıcaklığından sonra hemen soğutma işlemi ve devamında çökelme gerçekleştirildiğinde sertleştirilebilir. Bu tip çeliklerde martenzit yapı çok sert değildir çünkü bileşimlerinde %0,07'den düşük karbon bulunur. Alaşıma asıl sertlik yaşlandırma (çökelme) ısıl işlemi ile verilir. 17-4PH, 15-5PH ve PH13-8Mo tipi çelikler martenzitik tip paslanmaz çeliklere örnek gösterilebilir. Son olarak östenitik tip paslanmaz çelikler çözeltiye alma sıcaklığından sonra hemen soğutma işlemi uygulandığında ve buna ek olarak fazla miktarda soğuk deformasyona maruz kaldığında dahi östenitik içeriklerini muhafaz etmektedir. Bu tip çelikler sadece çökelmeden sonra sertleştirilebilirler. Bu tip çeliklere örnek olarak A286 ve 17-10 P verilebilir [29,30].

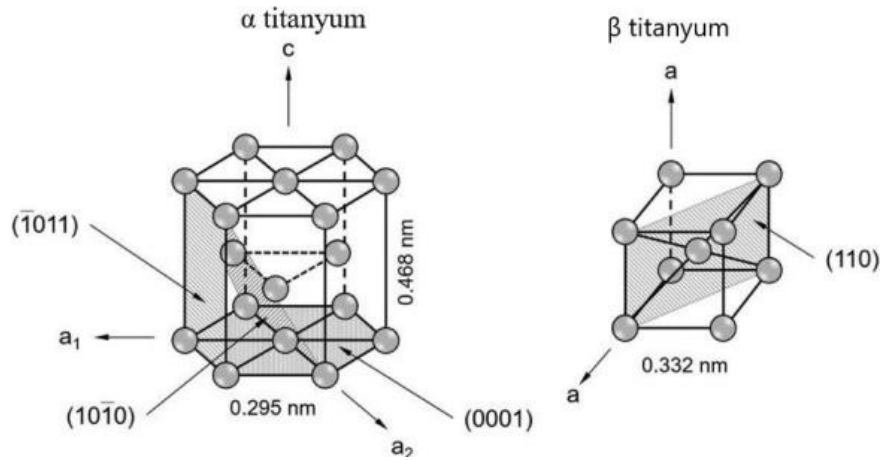


Şekil 3.7. Çökelme sertleşmesi uygulanabilir paslanmaz çelikler [29].

3.2.1.2. Titanyum ve Alaşımları

Titanyum ve alaşımları 1952 yılından bu yana çok tercih edilen mühendislik malzemeleridir. Titanyum elementinin (Ti), hidrojen (H), oksijen (O) ve azot (N) elementleri ile reaktif olmasına karşın yüksek kalitede titanyum çubuk, plaka, levha, şerit, ekstrzyonlar, tel, boru ve diğer hadde ürünleri gibi uygulamalar titanyum içeren ilk çalışmalardır [34].

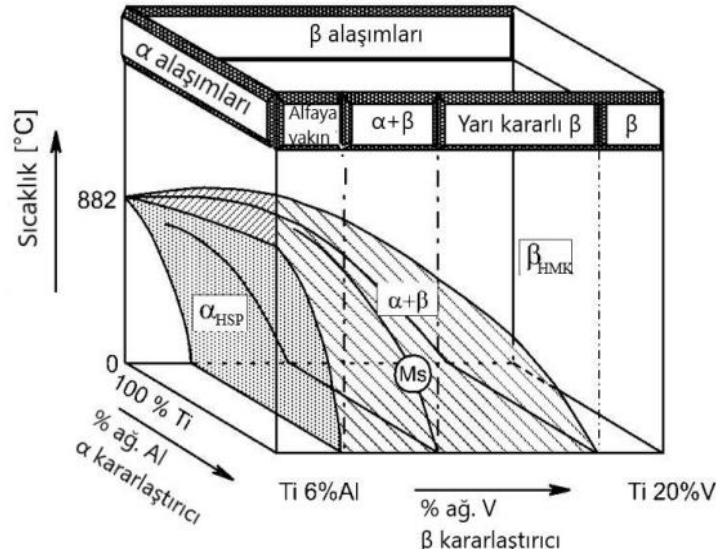
Genelde saf titanyum α titanyum ve β titanyum olmak üzere iki kristal yapıda kristalleşebilir. Düşük sıcaklık değerlerinde (oda sıcaklığı) kristalleştiğinde, alfa titanyumun hegzagonal sıkı paketli yapısı oluşur. Yüksek sıcaklıklarda kristalleşirken, beta titanyumun hacim merkezli kübik yapısı oluşur. Titanyum elementi iki allotropik kristal yapıda bulunmaktadır. Allotropik, bir kristal yapıdan diğerine tam dönüşümdür. Bu dönüşüm düşük sıcaklıkta gerçekleşiyorsa hegzagonal sıkı paket (HSP) yapıdaki α , yüksek sıcaklıkta gerçekleşiyorsa hacim merkezli kübik (HMK) yapıdaki β oluşur. Saf titanyum için α fazı 883 C⁰ değerine kadar kararlı yapıdadır [23,35].



şekil 3.8. Titanyum elementinin HSP ve HMK yapısı [36].

Titanyum ve alaşımlarını sınıflandırırken içeriklerinde bulunan oda sıcaklığındaki α ve β değerine bakarız. Titanyum ve alaşımları genelde ticari olarak saf, α ve yaklaşık

α , $\alpha - \beta$, ve yarı kararlı β olarak 4 grupta incelenmektedir. Alaşım elementlerinin ilavesi α ve β fazlarının kararlılık seviyelerinde etki gösterir [37].



Şekil 3.9. Titanyum alaşımlarını sınıflandırmak için kullanılan faz diyagramı [37].

Titanyum alaşımlarından Ti-6Al-4V en çok kullanımı görülen alaşım türüdür. Ti-6Al-4V, ısı dayanımı, mukavemeti, esneklik, tokluk, işlenebilirlik ile kaynak edilebilirlik kabiliyeti, korozyona dayanımı ve biyouyumluluk açısından oldukça kaliteli bir malzemedir. Diğer titanyum alaşım çeşitleri Ti-6Al-4V alaşımının değiştirilmiş veya geliştirilmiş hali olarak bilinmektedir [38].

Titanyum elementi demire benzer şekilde sert olup dövülebilirlik ve çekilebilirlik kabiliyetine sahip bir metaldir. Bu elementin yoğunluk değeri 4.5 g/cm^3 , ergime değeri ise 1850C^0 'dir. Pasifleşme özelliği bulunan bu metal korozyona karşı oldukça iyi dayanıma sahiptir. Ayrıca mekanik dayanımı çok iyi ve işlenmesi kolaydır. Titanyum düşük sıcaklıklarda aktif değildir ama yüksek sıcaklıklarda su ile etkileşerek TiO_2 oluşturur. Oluşan bu oksit titanyumu korozyona karşı korur. Titanyum elementinin imal değerleri diğer metallerle kıyasla oldukça yüksektir. Sahip olduğu yüksek reaktiviteden dolayı bu elementin cevherinden direkt eldesi kolay olmadığı için ve üretiminde en son teknoloji ergitme tekniklerinin uygulanması gerektiğinden maliyet yükselmektedir. Titanyum pek çok sektörde tercih edilen bir metaldir. Ağartıcı özelliği sayesinde boya ve kağıt üretiminde, vernik ve plastik

üretiminde, seramiklerde, fiberglas ile kozmetik endüstrisinde, korozyona karşı oldukça iyi seviyelerdeki dayanım değeri sayesinde uçak, gemi ve denizaltı sanayisinde, biyomalzemelerde ve medikal endüstrisinde oldukça sık kullanılmaktadır. Bunlara ek olarak yüksek sıcaklıklardaki dirençli yapısıyla titanyum, askeri alanda uçak motorları ile bağlantı elemanlarında, ateş duvarları ile dış kaplamalarında, yakıt ve yağ tanklarında kullanılır. Yoğunluk değerinin pek iyi olmamasına karşın dayanımı oldukça iyi olan titanyum elementi elastik modülü kemiğinkine yakın, korozyona karşı direnci ve biyoyumluluğu yüksek bir metal biyomalzemedir. Son teknolojik yöntemlerle üretimi gerçekleştirilen titanyum ve alaşımları biyomalzeme alanının gelişiminde çok etkili olmuştur [25,33,39].

Çizelge 3.1. Titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri [23].

Alaşım Türü	Mikroyapı	Elastik Modülü (GPa)	Maksimum Çekme Kuvveti (MPa)	% Uzama
ASTM Grade 1	α	115	240	24
ASTM Grade 2	α	115	340	20
ASTM Grade 3	α	115	450	18
ASTM Grade 4	α	115	550	15
Ti-6Al-4V	$\alpha + \beta$	110	930	10 - 15
Ti-6Al-7Nb	$\alpha + \beta$	105	860	10
Ti-5Al-2.5Fe	$\alpha + \beta$	110	900	6
Ti-3Al-2.5V	$\alpha + \beta$	100	690	15
Ti-13Nb-13Zr	β	79 - 84	970 - 1040	10 - 16
TMZF	β	74 - 85	1060 - 1100	18 - 22
Ti-15Mo	β	78	800	22
Ti-15Mo-5Zr-3Al	β	75 - 88	880 - 980	17 - 20
21SRx	β	83	980 - 1000	16 - 18
Ti-16Nb-10Hf	β	81	850	10
TNzT	β	55 - 60	830	20

3.2.1.3. Kobalt-Krom Alaşımları

Genelde alaşımlar halinde kullanımı görülen kobalt (Co), nikel (Ni) ve demire (Fe) benzer özellikler taşımaktadır. Atomik boyut, erime noktası ve yoğunluk gibi açılardan nikeli anımsatırken dövülebilme kabiliyeti ile de demiri anımsatır. Kobalt oda sıcaklığında hegzogonal sıkı paket (HSP) kristal yapıdadır. Fakat bu yapı 420 C° sıcaklıkta allotropik yani bir kristal yapıdan diğerine tam dönüşüm geçirir ve yüzey merkez kübik (YMK) yapı halini alır [40].

Kobalt alaşımları sahip oldukları özellikler sayesinde mühendislik uygulamalarında sıklıca tercih edilmektedir. Bu özelliklerden en önemlileri biyouyumluluk, yüksek sıcaklıklarda aşınmaya karşı direnç, korozyon ve ısı dayanımıdır. Kobaltı alaşımlama da kullanılan başlıca alaşım elementi krom (Cr) ve karbon (C)'dur. Bu alaşım elementlerinden Cr yüzeyde sert ve sağlam yapılı Cr₂O₃ oksit tabakası oluşumu ile pasifleşir ve böylece alaşımın korozyon dayanımına katkı sağlarken, C ise dklebilirliğine katkı sağlamaktadır. Diğer bir alaşım elementi olan molibden (Mo) ise ince taneli bir yapı oluşturarak mekanik özelliklere katkı sağlamaktadır. Kobalt-krom alaşımları paslanmaz çeliklere nazaran daha iyi seviyelerde elastisite modülü, dayanım, sertlik ve yorulma direncine sahipken daha az seviyede süneklik, tokluk ve talaşlı şekillendirilme kabiliyetine sahiptirler. Buna rağmen paslanmaz elikler Co-Cr alaşımlarına göre daha ekonomiktir. Bu alaşımın şimdilerde suni eklem üretiminde de varlığı bilinmektedir. Co-Cr-Ni-Mo alaşımı ise uygulanan yükün daha çok olduğu bacak, kol, kalça ve diz eklemlerinde protez sapı malzemesi olarak tercih edilmektedir [25,40,41].

Çizelge 3.2. Co-Cr alaşımlarının mekanik zellikleri [41].

Alaşımlar	ekme Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	Yorulma Dayanımı (MPa)	% Uzama	% Kesit Daralması
Co-Cr-Mo	655	450	310	8	8
Co-Cr-W-Ni	860	310	-	-	10
Co-Ni-Cr-Mo	793 - 1000	240 - 655	-	50	65

3.2.1.4. Tantalyum

Tantalyum (Ta) elementinin bilim adamı Anders Ekersberg tarafından keşfi 1802 yılındadır. Bu elementin niyobyumdan ayrışması zor olduğu için ayrı bir element olarak kabul edilmesi 1864 yılını bulmuştur. Ayrıca tantalyum elementi 1903 yılına kadar saf bir şekilde üretimi yapılamamış bir metaldir. Tantalyum metal, koyu mavigr renge sahip yoğun, sünek ve çok sert yapılıdır. Üretimi basit bu metal, ısı ve elektriğe karşı iletkenidir ve asitlerin korozyona karşı direnci ile bilinir. Her ne kadar ayrışması zor olsa da sahip oldukları biyouyumluluk, ısı ve elektriğe karşı super iletkenlik, korozyona karşı oldukça iyi dayanım, yüksek ergime sıcaklığı, şekil hafızası ve yüksek güç katsayısı gibi eşsiz özellikleri sayesinde niyobyum ve tantalyum, kullanımda büyük çeşitlilik imkanı sağlamaktadır. Niyobyumun en önemli uygulama sektörü demir metalürjisidir. Dünya çapındaki niyobyum üretiminin neredeyse %75'i, korozyona karşı dayanımı, mukavemeti, tokluğu ve buna benzer diğer bazı özellikleri iyileştirmek için eser oranda çeşitli metallerle pek çok çelik alaşımının imalinde tercih edilir. Ayrıca niyobyum, çok iyi mukavemete sahip düşük alaşımlı ve mikro alaşımlı çeliklerde tane arttırıcı ve çökeltme sertleştiricisi olarak uygulanır. Buna ek olarak mekanik ve yüksek sıcaklık, dayanım ile tokluğu geliştirir ve korozyona karşı direnci yükseltir. Tantalyum ise kullanımının neredeyse yarısını toz ve tel olarak elektronik endüstrisi oluşturmaktadır. Tantalyumun sahip olduğu enerjiyi depolama ve serbest bırakma yeteneğinden ötürü elektronik kapasitörlerde tantalyum tozları tercih edilir. Bu kabiliyeti nedeniyle, elektronik ürünler istenilen boyutlarda küçültülebilmektedir. Şimdiye dek bu elementin yerini alabilecek, alternatif olarak kullanılacak özelliklere sahip başka bir malzeme çeşidi bulunamamıştır. Ayrıca tantalyum metalinin oldukça iyi seviyelerdeki biyouyumluluğu medikal alanda uygulanmasına olanak sağlar. İmplantlarda kullanılan tıbbi malzeme ve cihazlarda bu metal tercih edilmektedir. Tantalyumun diğer bir uygulama alanı ise havacılık ve uzay çalışmalarıdır. Burada enerji üretirken kullanılan süper alaşımların imalinde, çatlamaya ve yüksek sıcaklık değerlerine karşı mukavemet kabiliyeti vermek için uygulanır. Korozyona karşı dayanımı sayesinde tantalyum, kimya endüstrisinde genellikle borulara, tanklara ve gemilere astar boya katkısı olarak işlev görür [42].

3.2.2. Polimerik Biyomalzemeler

Polimer kelime anlamı olarak çok parçalı anlamına gelen ve çok sayıda aynı veya farklı atomik grubun ısı ve basınç altında kimyasal bağ ile oluşturduğu uzun zincirli bileşiktir. Bağdaki zincirler genel olarak karbon-karbon bağıdır. Polimerler oldukça iyi seviyelerde ısı, elektriksel ve mekanik özellikler taşımaktadırlar. Mühendislik malzemesi olarak çok kullanılan polimer malzemeler ekonomik, rahat işlenebilen, hafif ve korozyona karşı dayanıklıdır. Polimer malzemeler medikal alanda çeşitli uygulamalarda kullanılabildikleri için biyomalzeme olarak önemli bir yer teşkil etmektedir [27,43,44].

Polimerleri sınıflandırırken molekül ve monomer yapılarını, üretildikleri tepkime türünü ve fiziksel özelliklerini kullanırız. Biyomalzeme olarak biyopolimerler, oluştukları yapıya göre yapay ve doğal polimerler olarak iki grupta incelenmektedir. Doğal polimerler, tüm canlı organizmalarında oluşan yapılardır. Nişasta, selüloz, protein, doğal kauçuk vb. doğal polimerler çeşitlerindedir. Yapay polimerler ise kendi içinde ikiye ayrılır. Bunlar elastomerler ve plastiklerdir. Elastomerler, kimyasal bozunmalarda oldukça iyi mukavemete sahip yapılardır. Elastomer olarak en sık tercih edilen yapı stiren-bütadien kauçuğudur. Esneklik özelliği sayesinde elastomer biyopolimerler üzerlerindeki basınç kuvveti geri çekildiğinde eski şekillerine dönebilmektedir. Yapay polimer sınıfının ikinci türü plastikleri termosetler ve termoplastikler şeklinde inceleriz. Termosetler, geri döndürülemeyen yani tersinmez bozunum içerir. Isıl işlemle sadece bir kereye mahsus istenilen boyutu alabilirler. En yaygın bilinen ve en çok tercih edilen termoset çeşidi ise epoksi reçinedir. Termoplastikler, termosetlerin aksine tersinir bozunur özellik içerir. Yani ısıtıldıklarında kalıcı bir değişim gözlenmez böylece yeniden kullanılabilirler. Bu plastiklerin molekülleri doğrusaldır ve çapraz şekilde bağ kuramazlar. Akrilikler, naylon, polistiren, polietilen, selülozikler, viniller, biyomalzeme olarak kullanılan poliolefinler, termoplastikler, teflon, polimetilmetakrilat ve polikarbonat ise en başlıca örnekleridir [33,43-45].

Polimerik biyomalzemeler uygulandıkları bölgeye göre istenilen boyutlarda tasarlanabilmektedir. Metalik biyomalzemelere kıyasla vücutta buldukları süre boyunca paslanmazlar ama ayrışabilirler. Bu tip biyomalzemeler doğal dokulara oldukça benzer bir yapı sergilemektedir. Bu sayede heparin gibi maddeler ile bağ kurabilmeleri mümkündür. Polimerler yapışkan özelliğe sahip malzemelerdir bu da onları dikişsiz kullanım kolaylığı sağlar. Esnekliğe ve yapışkanlığa sahip malzemeler oldukları için bazı uygulamalarda bu özellikler kullanımlarını zorlaştırır. Saf katıksız tıbbi amaçlı kullanım için polimer bulmak oldukça zordur [46,47].

Polimerik biyomalzemelerin kullanımları ise şöyledir:

- Poliüretanlar kanla uyumlu kopolimerik malzemelerdir. Bu yüzden kalp ve damar cerrahisinde oldukça sık kullanılırlar.
- Ekonomiklik ve dayanım açısından iyi bir polimer malzeme olan polietilen yapay kalça protezlerinde kullanılır.
- Polietilene oranla daha sert bir malzeme olan polipropilenin kimyasal özellikleri ve dayanımı iyidir. Polietilene benzerliği sayesinde her ikisinde aynı uygulamalarda tercih edilebilir.
- Teflon malzeme olarak bildiğimiz politetrafloroetilen polimer malzeme kararlı bir yapıya sahiptir. Hidrofobik özelliği ile damar protezi olarak çok tercih edilen ve oldukça iyi kayganlığa sahip olan bu malzemenin işlenebilmesi güçtür.
- Sert ve hassas bir malzeme olan polivinilklorürün tüp şeklinde kullanımı görülür. Genellikle diyaliz, beslenme amacı ile ve kan naklinde tercih edilir.
- Polikarbonatlar oldukça iyi çarpma dayanıma sahip malzemelerdir. Bu özellikleri sayesinde gözlük camı olarak ve kalp-akciğer makinesi olarak kullanılır.
- Naylon malzemeler ameliyat ipliği olarak tercih edilmektedir.
- Polidimetilsiloksan kateterlerde, çeşitli damar protezlerinde ve solunum cihazlarında kullanılmaktadır.

3.2.3. Seramik Biyomalzemeler

Seramik biyomalzemeler bileşiminde iyonik ve kovalent bağlar ile birbirine bağlı metal, ametal ya da yarı metal atomlar bulunduran, inorganik ve metalik özellikte olmayan katı malzemelerdir. Biyoseramikler dokularla etkileşimlerine bakılarak inert (tepkime vermeyen), biyoaktif, yarı inert (reaktif), biyobozunur ve tepkimeye giren (aşınır) gibi yapısal özellikler taşımaktadır. Ayrıca bu biyomalzemeler polikristalin yapılı olup mikroorganizmalara, yüksek sıcaklık değerlerine, çözücülere ve pH değişimlerine karşı oldukça dayanıklıdır. Biyoseramik malzemelerin biyouyumlulukları yüksektir. Tıpta kullanımları yaygın olan biyoseramikler toksik değildir. Alerjik ve kanserojen özellikte olmazlar. Kararlı kimyasal bileşimleri sayesinde paslanma riski bulundurmazlar. Aşınma dirençleri iyidir ve hafif malzemelerdir. Biyoseramikler kontrollü bir şekilde sinterlenerek yapılarında belli bir oranda gözeneklilik sağlanabilir. Bu sayede kemik bu gözenekler aracılığıyla kaynaşır. Dezavantajları ise ısı ve elektriksel geçirgenlikleri düşüktür. Kırılgan yapıdadırlar. Kırılgan yapı, basma direncinin çok yüksek çekme direncinin ise çok düşük olmasından kaynaklanır. Ayrıca biyoseramiklerin yeniden üretilebilirlikleri çok zordur [16,22,45,48].

Biyoseramikler yapısal işlevlerine göre oksit seramikler, kalsiyum fosfat ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) bazlı seramikler ve silika (SiO_2) bazlı seramikler olarak incelenebilir. Oksit yapılı biyoseramikler inert yapıdadırlar. Alümina (Al_2O_3); oksit yapılı seramik olup yoğunluğu ve dayanımı fazla, korozyon dayanımı ve biyouyumluluğunun çok iyi seviyelerde olmasından ötürü kalça protezlerinde, diş implantlarında ve ortopedik uygulamalarda kullanımı yaygındır. Alümina yüksek saflığa sahip, mükemmel sürtünme ve aşınma özelliği bulunduran, dokularda duyarsızlık sağlayan inert yapısı sayesinde kullanımda oldukça avantaj sağlar. Diğer bir oksit biyoseramik olan zirkonya (ZrO_2) ise alüminaya kıyasla daha iyi kırılma tokluğuna, eğme mukavemetine, düşük elastisiteye sahiptir. Uyluk kemiği protezlerindeki kullanımlarında oldukça başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Zirkonya yapısında yarılanma ömrü fazla olan radyoaktif elementler (uranyum, toryum, vb.) bulunur. Radyoaktivite, yumuşak ve sert dokulara zarar verir. Ancak bu elementlerin

giderilmesi zordur ve maliyeti yüksektir. Hidroksiapatit, kemik dokusunun inorganik yapısında olup kalsiyum fosfat bazlı seramiktir. Kalsiyum fosfat bazlı biyoseramikler, tıbbi kullanımı oldukça yaygın malzeme grubudur. Bu malzemeler, çatlak yada kırık yapıdaki kemiklerin onarılmasında, ortopedik kaplama uygulamalarında ve diş implantlarında, yüz ve kulak kemiklerinde, kalça ve diz protezlerinde “kemik tozu” olarak uygulanmaktadır. Silika bazlı seramikler olan cam ve cam seramikler diş hekimliğinde diş porseleni olarak kullanılır. Metal ve akrile alternatif bir malzemedir. Estetik açıdan dişe oldukça benzemektedir bu da tercih edilmesinde önemli bir etkidir [15,20,47,49].

İnorganik malzemelerin pek çoğunun oluşumunu sağlayan biyoseramik malzemeler, tıpta sık tercih edilirler. Bu uygulamalara örnek olarak; dolgu malzemeleri, gözlük camları, protez kaplamaları, teşhis cihazları, vidalar, termometreler, ilaç salınım sistemleri, doku kültür kapları, endoskopide kullanılan fiber optikler ve sterilizasyon cihazları verilebilir.

3.2.4. Kompozit Biyomalzemeler

Kompozit malzemeler, en az iki türde aynı yada farklı malzeme grubuna ait malzemelerin sahip oldukları en iyi özelliklerde yeni bir malzeme üretimi için makro-seviyede bileşimle oluşturulurlar. Bir kompozit malzeme içeriğinde düşük modüle ve mukavemete sahip reçine yada metalik matris ana fazı ile çevrelenmiş bunun içerisinde dağılmış daha az seviyelerde kullanılan çekirdek olarak isimlendirilen takviye elemanlar bulundurmaktadır. Molekül olarak ya da atomsal olarak bileşimi yapılan malzeme veya alaşımlar mikroskop ile bakıldığında homojen bir görüntü sergiledikleri için kompozit malzeme sınıfında incelenmezler. Takviye eleman olarak çeşitli morfolojik özellikler barındıran kısa-uzun elyaflar, kılcal kristaller (whisker), kırılmış seramikler ya da parçacıklı seramikler tercih edilmektedir. Takviye elemanın buradaki ana amacı gelen yükü taşımak ve matrisin mukavemetini ve rijitliğini arttırmaktır [50,51].

Bu malzeme grubunda en iyi özelliklerin biraraya getirilmesi pek çok avantaj ve dezavantaj sağlamaktadır. Bunlar genel olarak şöyledir:

- Çok iyi seviyelerde mukavemet
- İmalde yaşanan zorluklar
- Düşük ağırlık
- Oldukça iyi seviyelerde yorulma dayanımı ve korozyona karşı direnç
- Pahalılık
- Gerekli yüzey kalitesinin elde edilememesi
- Yüksek sıcaklık kapasitesi
- Çok iyi seviyelerde aşınma direnci
- Yüksek rijitlik yani elastik modül
- Oldukça iyi seviyelerde ısı iletkenliği
- Estetik görünüme sahip olmaları
- Geri dönüştürülememeleri
- Kırılma uzamasının düşük olmasıdır.

Biyokompozitlerde kompozitin içeriğindeki tüm bileşenler biyouyumlu olmalıdır. Buna ek olarak bileşenlerin ara yüzeyi vücudumuzdaki koşullara dayanıklı olmalıdır. Kompozit malzemeler tıpta çok tercih edilmektedirler. Biyokompozitlerin tıp alanında dental dolgu malzemesi olarak, metilmetakrilatla takviyelendirilmiş kemik çimentosu olarak ve gözenek yüzeyli ortopedik implant malzemesi olarak kullanımları görülmektedir. Buradaki kompozitlerde takviye elemanı olarak çeşitli seramik malzemeler yaygın olarak kullanılmaktadır. Seramik malzemelerin tercih edilmesinin nedeni seramik malzemelerin canlı yapılarla uyuşabilirliği yani biyouyumluluğu iyi seviyelerdedir. Yapısal biyouyumluluklarına bakılarak metalik ve seramik malzemeler sert doku uygulamalarında sıklıkla kullanılırken polimerik malzemeler ise yumuşak doku uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır. Biyokompozitlerin sahip olduğu yüksek mukavemet ve düşük rijitlik özelliği bu malzeme grubunun ortopedide tercih edilmesine neden olmaktadır. Ortopedik çalışmalarda kırık kemiğin onarımında iç ve dış bağlantı bölgesi olarak kullanımı

için biyokompozitler kemik çimentosu olarak uygulanırlar. Biyokompozit yapılar kollajen lifle takviyelendirilmiş epoksi matris, karbon veya poliamid liflerle takviyelendirilmiş polilaktik asit, poliglikolik asit, camla takviyelendirilmiş poliüretan, kolajen lifle takviyelendirilmiş ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen şeklindedir. Kompozit malzemeler diş hekimliği alanında dolgu malzemesi olarak kompozit reçineler, diş yapısına destek malzemesi olarak kollajen liflerle takviyelendirilmiş epoksi reçinelerin kullanımı yaygındır. Yaklaşık 30-40 yıllık süreçte kompozit içerikli beyaz dolgu olarak adlandırılan dolgu malzemeleri için çalışmalar yürütülmektedir. Beyaz dolgu malzemeleri içeriğinde camsı reçine ve buna ek olarak plastik dolgu malzemeleri bulundurmaktadır. Bu tip ürünleri tercih eden hekimler kompozitin rengiyle diş rengini birbirine eşitleyerek klasik amalgam dediğimiz civa bazlı dolgu malzemesine kıyasla estetik açıdan kayda değer ilerlemelerde bulunmuşlardır. Kompozit malzemeler ile ilgili dünya çapında çok çeşitli araştırma ve incelemeler yapılmaktadır. Bir kompozit malzemenin içeriği istenilen şekillerde ayarlanarak kompozit yapıları implant malzemenin vücut içerisinde kullanılacağı bölgeye göre mekanik ve fizyolojik durumlara uyumu olumlu yönden etkilenebilir [44,51].

Polimer yapıları kompozitlerin tıp alanında göstermiş olduğu onları ayıran özellikleri ise korozyona karşı dirençlerinin iyi seviyelerde olması, metallerde yorulma ve metal iyonlarında salınımla karşılaşılması ve malzemenin kırılabilirliğinin düşük seviyelerde olmasıdır. Metallerde iyon (Ni, Cr vb.) salınımı implant malzemesini güçsüzleştirir ve alerjik komplikasyonlara da sebebiyet vermektedir. Ortopedik uygulamalarda kemikle metal veya seramik bazlı kompozit implant malzemesinin sertlik değerlerinin birbirini tutmaması karşılan yaygın sorunlardan biridir. İmplant malzemenin kemikle uygulanan yükü paylaşabilmesi için sahip olduğu sertlik değerinin etkileşim halinde olduğu yapılarla uyumlu olması gerekir. Bu uyum kemikte meydana gelecek olan deformasyonların önüne geçmektedir. Takviyelendirilmiş polimerik kompozit malzemeler karşılaşılan bu sorunun çözümüne olanak sağlamaktadır. Bu kompozit çeşidi manyetik yapıya sahip olmadığı için manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi gibi türlü modern tanı sistemlerinde rahatlıkla kullanılmaktadır [45].

3.3. BİYOMALZEMELER VE TOZ METALÜRJİSİ

Toz metalürjisi yöntemi çok kapsamlı ve geniş alana sahip bir yöntemdir. Biyomalzeme sınıfındaki metalik biyomalzemelerin tıp alanında çok kullanışlı olması ama işlenebilirlik ve döküm açısından yaşanan zorluklar T/M teknolojisinin tercih edilmesine neden olmuştur. Çünkü T/M teknolojisi imalatı güç ve karmaşık yapıları parçaların üretiminde diğer klasik imalat tekniklerine kıyasla maliyet ve kalite gibi açılardan öne çıkmış bir teknolojidir ve biyomalzeme kullanımı konusunda pek çok sorunu büyük ölçeklerde çözebilmektedir.

Toz metalürjisi yöntemi kullanılarak bir biyomalzemenin sahip olması gereken, malzemedeki beklenen işlevsel olması, biyouyumluluk, korozyona karşı gösterdiği direnç gibi çeşitli kriterler de geliştirilip iyileştirilebilir. T/M ile kontrollü gözenekli üretim yapılabilmesi de büyük bir olanaktır. Çünkü bir biyomalzeme gözenekli yapıda olursa kemik doku için kuvvetli temas yüzeyi, rahat kaynaşabilme yeteneği ve protezlerde titreşimin absorbe edilmesi gibi özellikler sağlar. Toz metalürjisi yöntemi üretimde ikincil bir işlem gerektirmeyen, kullanıma hazır bir şekilde son istenen boyutlarda ve oldukça ekonomik olan bir yöntemdir. Sağladığı bu gibi avantajlar biyomalzemelerin imali, tasarımı, kullanımı, için oldukça önemlidir. Ekonomik açıdan hem mukavemeti hem korozyona karşı dayanımı gibi mekanik özellikleri güçlü hem de pürüzsüz bir yüzeye sahip numune üretimini sadece tek başına toz metalürjisi yöntem ve tekniklerini kullanarak elde edebiliriz.

Yapılan çalışmalara göre toz metalürjisi yönteminde diğer bir yöntem olan dövme yöntemine kıyasla %75 oranında daha iyi çekme dayanımına sahip ortopedik protezler üretilmektedir. 1960'lı yıllarda gerçekleştirilen bir çalışmada Co-Cr-Mo alaşımı kullanılarak gözenekli yapıda kalça protezi üretimi yapılmıştır. Bu çalışmadan çıkarılan sonuca göre toz metalürjisi ile imal edilen implantlarda mekanik ve fiziksel açıdan bazı özelliklerin iyileştirilebilmesi mümkündür. Bu yöntem son yıllarda cerrahi amaçlı implantların gelişiminde oldukça faydalıdır. Ortopedi ve dişçilik alanında sık sık tercih edilen T/M, yük taşıma becerisine ve

dayanıklı implant-kemik bağına ihtiyaç duyulan zamanlarda öne çıkmaktadır [10],[25].

Toz metalürjisi teknolojisi kullanılarak üretimi gerçekleştirilecek parçaların avantajlarını bir bütün halinde incelersek şöyledir:

- Toz metalürjisi teknolojisi kullanılarak üretilen parçaların seri şekildeki kütle imalleri için oldukça büyük olanaklar vardır.
- Diğer çeşitli üretim yöntemlerine kıyasla metal ya da metal dışı malzemelerin beraber kullanılabilmesi, pek çok parça seçeneği ve esnek olabilme özelliği gibi olanaklar toz metalürjisi yönteminde mümkündür.
- Toz metalürjisi teknolojisi, ekonomik bir şekilde implant veya protezler için belirlenen standartlardaki nihai şekli imal edilebilme olanağını sağlamaktadır.
- Bu yöntemde ham maddenin neredeyse daha basit bir şekilde ve uygun olarak elde edilebilmesi olanağı vardır.
- İkincil bir işleme ihtiyaç duyulmaz veya çok az duyulur.
- Toz metalürjisi, farklı özelliklere ve çeşitli malzemelerden elde edilen farklı boyutlara sahip tozlar kullanılarak istenilen miktarlarda bileşimiyle imal edilen kontrollü gözenek yapısına sahip ürünlerin üretilmesi olanağını sağlar.
- Yöntemde bulunan işlem içeriğinden dolayı oldukça az ıskarta parça oluşur.
- Talaşlı imalat yöntemiyle kıyaslandığında çok büyük ölçekte üretim hacmine sahiptir.
- Diğer çeşitli üretim yöntemi baz alındığında imali zor olan geometrik şekillerde parçaları T/M teknolojisi kullanarak imal etmek kolaydır.
- Biyomalzemenin kullanılacağı organ ya da dokuya göre, ürün kimyasal bir şekilde homojen olarak ya da olmayarak imal edilebilmektedir.

3.4. YAPILAN BAZI ÇALIŞMALAR

Literatürde alaşım elementlerinin ilavesi ile mekanik özelliklerdeki değişimleri araştıran çalışmalar mevcuttur.

Setia vd. [52], 15X18H12C4T(yu) döküm silikon paslanmaz çeliğinin %2-%6 aralığında değişen Si ilaveli üç farklı bileşimini incelemişlerdir. Numuneler 1100°C'de 30 dakika homojenize edilmiş, fırın soğutması uygulanmış ve 1000°C'de sıcak haddelenmiştir. En son işlem numuneler 950°C'de 30 dakikada çözelti haline getirilmiş ve devamında suyla söndürülmüştür. Bu çalışmada %1.79 Si, %4.09 Si ve %6.06 Si ilavesinden sonra mikroyapı büyük ölçüde değişmiştir. Mikroyapı tek fazlı östenitikten ferrit ve östenit içeren dubleks mikroyapıya dönüşmüştür. Üç alaşımda farklı şekil ve morfolojide TiC çökeltilerine rastlanmıştır. Buna ek olarak farklı numune şartlarında çökeltilerin hacim değeri neredeyse sabittir.

Muratal ve Yamanoglu [53], çalışmasında ise AISI 316L paslanmaz çeliğini T/M yöntemlerini kullanarak imal etmiştir. 316L kalite paslanmaz çelik tozları sıcak preste iki farklı sıcaklık değerinde (950°C ve 1050°C) 30 dakika boyunca eş zamanlı olarak 50 MPa basınç altında imal edilmiştir. Üretimde vakum atmosferi kullanılmıştır. Sonuç olarak mevcut döküm tekniklerine kıyasla çok daha iyi malzeme özellikleri elde edilmiştir.

Koronavirüs (SARS-COV-2), geleneksel paslanmaz çelik (SS) yüzeyinde güçlü stabilite sergilediği bilinmektedir. Liu vd. [54], bu çalışmada yüzey sertleştirme iletimini azaltmak için SARS-COV-2'ye karşı toz metalürjisini kullanarak oldukça iyi anti-patojen özelliklere sahip belirli oranlarda Ag ve Cu içeren ilk paslanmaz çelik matrisli numuneyi geliştirmişlerdir. Ag₂O içeren numuneler kıvılcım plazma sinterleme metoduyla 900°C'de 50 MPa basınç altında 10 dakika sinterlenmiştir. Cu içeren numuneler ise 2 saat 1300°C'de çözelti ısıl işleme tabi tutulmuş ve ardından suyla söndürülmüştür. Son olarak, tüm bu Cu içeren numuneler için 700°C'de 8 saat yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Sonuç olarak Ag içeren numunelerde antiviral etki

gözenmemiştir ama Cu içeren numuneler koronavirüse karşı güçlü bir inhibitör etki göstermiştir.

Bir diğer çalışmada ise Çakmak vd. [55], Ti-16Nb-4Sn üçlü alaşımı iki farklı gözenekli yapıda T/M yöntemi ile üretimi gerçekleştirilmiştir. Gözenek yüzdesini arttırmak amacı ile amonyum bikarbonat (NH_4HCO_3) uçucu katkı malzemesi kullanılmıştır. Belirlenen gözenek oranları %13.62 ve %56.32'dir. Sinter sonrası numunelerde XRD ile faz incelemeleri sonuçlarında numunelerin yapısının β ve α fazlarından, SEM-EDS analizlerinde ise numunelerin yapısının, α fazına ait koyu gri ve β fazına ait açık gri olarak iki çeşit morfolojiden meydana geldiği anlaşıldı. Dayanım kontrolleri için yönlü basma testi uygulandı. Biyouyumluluk incelemeleri için ise sıçanlar üzerinde deneyler gerçekleştirildi. Sonuç olarak numunelerde gözeneklilik değerinin artışıyla düşünüldüğü gibi basma mukavemetinde düşüş görüldü. Sıçanlarda implantasyon kısmında toksik veya alerjik herhangi bir etkileşimin olmadığı belirlendi. Böylece üretilen numunelerin biyouyumluluk yönünden kullanılabilir bir implant ürünü olarak tercih edilebileceği öngörülmüştür.

Literatür taramasından alaşım elementlerinin ilavesi ile mekanik özelliklerin geliştiği görülmektedir. Aynı zamanda, farklı alaşım elementlerinin ilave edilmesi ile 316L alaşımının toz metalürjisi tekniği kullanılarak üretimi üzerine yapılan çalışmalarında oldukça kısıtlı olduğu görülmüştür.

BÖLÜM 4

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

4.1. KULLANILAN TOZLAR VE ÖZELLİKLERİ

Bu çalışmada, T/M yöntemi ile 316L paslanmaz çeliğine Ti ve Nb elementlerinin tekli ve çoklu ilavesinin mikroyapı ve sertlik özelliklere etkisinin araştırılması amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda, T/M teknolojisi aracılığıyla farklı oranlarda Ti ve Nb içeriğine sahip 316L paslanmaz çeliğin üretimi gerçekleştirilmiştir. Kullanılan tozların temini yapılmış olup özellikleri ve temin edildikleri firmalar ise şöyledir.

Çizelge 4.1. Tozlar ve özellikleri.

Elementel Tozlar	Toz Boyutu (μm)	Yoğunluk (g/cm^3)	% Saflık Değeri	Temin Edilen Firma
316L	<149	7.9	99.9	Höganas
Titanyum	45	4.5	99.9	Aldrich
Niyobiyum	<45	8.57	99.8	Aldrich

Tablo 4.1'deki tozlar, tablo 4.2'de gösterilen kimyasal bileşimlerde karıştırılarak alaşımlı çelik numune üretimi gerçekleştirilmiştir. Üretilen numuneler çekme testi, aşınma testi, korozyon testi, yorulma deneyine tabi tutulmuş; mikroyapıları incelenmiş; yoğunluk, gözeneklilik ve ortalama tane boyutları hesaplanmıştır. Çıkan sonuçlar değerlendirilmiştir.

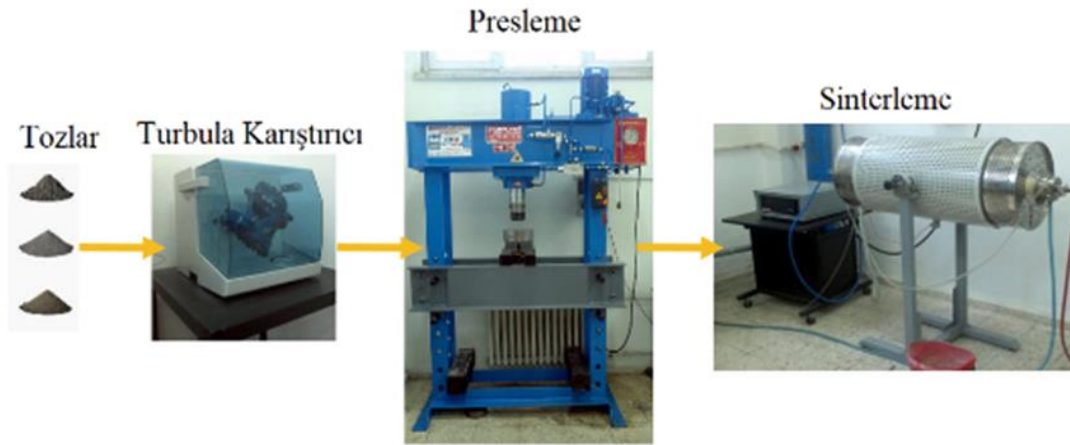
4.2. NUMUNELERİN HAZIRLANMASI

Tozların tartımı Tablo 2’de verilen miktar doğrultusunda 0,0001 hassasiyete sahip RADWAG AS-60-220 C/2 marka dijital hassas terazi kullanılarak yapılmıştır. Tartımı gerçekleştirilen toz karışımlar homojen bir şekilde karışım için Willy A. Bachofen AG T2F Turbula marka üç eksenli karıştırıcı aracılığıyla iki saat bilyeli olarak harmanlanmıştır.

Çizelge 4.2. Üretilen numunelerin kimyasal bileşimi.

Bileşim	Ti (% ağırlık)	Nb (% ağırlık)	316L (% ağırlık)
Alaşım 1 316L	-	-	Geri kalan
Alaşım 2 (316L + 0.25Ti)	0,25	-	Geri kalan
Alaşım 3 (316L + 0.25Nb)	-	0,25	Geri kalan
Alaşım 4 (316L + 0.25(Ti+Nb))	0,25	0,25	Geri kalan
Alaşım 5 (316L + 0.5Ti)	0.5	-	Geri kalan
Alaşım 6 (316L + 0.5Nb)	-	0,5	Geri kalan
Alaşım 7 (316L + 0.5(Ti+Nb))	0,5	0,5	Geri kalan

Karıştırılan tozlar, ASTM E8M toz metal çekme numunesi kalıbında 700 MPa sıkıştırma basıncı altında tek yönlü olarak soğuk preslenmiş ve blok haline getirilmiştir. Sinterleme işlemi 1325 °C’de 2 saat argon atmosferinde uygulanmıştır. Sıcaklık 5°C/dk ısıtma hızıyla artırılmıştır. Daha sonra numuneler sinterleme sıcaklıklarına kadar ısıtılmış ve tekrar 5 °C/dk soğutma hızı ile ortam sıcaklığına soğutulmadan önce 2 saat bu sıcaklıkta tutulmuştur. Her kompozisyon için beş numune üretilmiş ve toplam 35 numune üretilmiştir. Sinterleme işlemi için Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi, İmalat Mühendisliği, Mekanik Metalürji laboratuvarındaki maksimum sıcaklığı 1600°C olan Protherm PTF 16/75/610 marka atmosfer kontrollü fırın kullanılmıştır.



Şekil 4.1. Toz metalürjisi üretim aşamalarının şematik gösterimi.

4.3. SERTLİK ÖLÇÜMÜ VE ÇEKME DENEYİ UYGULAMASI

Sinterlenmiş çekme numunelerinin yüzeyleri PRESİ MECAPOL P262 marka cihaz ile zımparalanmış ve sertlik ölçümü için uygun hale getirilmiştir. Vickers mikrosertlik testlerinde ölçümlerde HV (0,5) yük uygulanmıştır ve her bir numune için 5 adet sertlik ölçüm sonucunun ortalaması alınarak sertlik değeri belirlenmiştir.



Şekil 4.2. Sertlik ölçüm cihazı.

Numunelerin 1 mm/dak. çekme hızında çekme deneyine tabii tutulmuş ve koparılmıştır. Yapılan her deneyden sonra gerilme-%gerinim diyagramlarına ulaşılmış ve oluşan diyagramlardan numunelerin akma dayanımı (%0,2) çekme dayanımı ve %uzama değerleri hesaplanmış ve mekanik özelliklerdeki farklılık belirlenmiştir.



Şekil 4.3. Çekme deneyinin uygulanması.

4.4. YOĞUNLUK ÖLÇÜMÜ

T/M çelik numunelerin yoğunluk ölçümleri için RADWAG AS-60-220 C/2 marka hassas terazide RADWAG AS yoğunluk ölçüm kiti ve Archimets prensibi ile saf su kullanılarak belirlenmiştir.



Şekil 4.4. Yoğunluk ölçümü.

Gözeneklilik değerinin belirlenmesinde eşitlik 4.1'deki yöntem kullanılmıştır.

$$\%Gözeneklilik = \frac{q_{teorik} - q_{deneysel}}{q_{teorik}} \times 100 \quad (4.1)$$

Burada; *q_{teorik}* : Teorik yoğunluk

q_{deneysel} : Deneysel yoğunluk (g/cm³) şeklindedir.

4.5. METALOGRAFİK İNCELEMELER

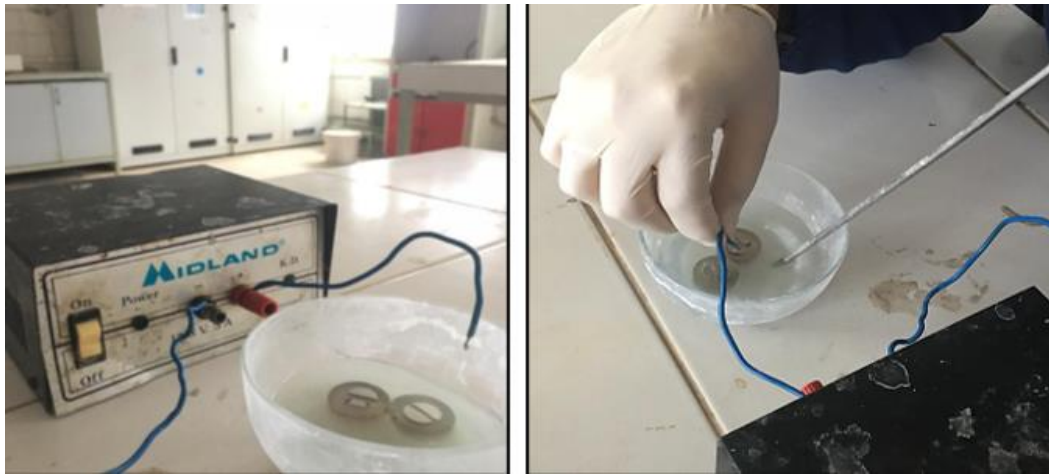
Yoğunlukları belirlenen numuneler sonrasında bakalite alınmıştır. Bakalitleme işlemi sonrası zımparalama ve parlatma işlemi uygulanmıştır. Numuneler polisaj cihazı kullanılarak sırasıyla 120, 240, 400, 600, 800, 1000, 1200, 1500, 2500 meshlik SiC

zımparayla yüzeydeki pürüzler kayboluncaya dek zımparalanmıştır. Bu yüzeyler alümina aşındırıcısı kullanılarak parlatılmış ve dağlamaya hazır hale getirilmiştir.



Şekil 4.5. Zımparalama için kullanılan polisaj cihazı.

Dağlama işlemi öncesi son olarak parlatma uygulamasında kalabilecek kalıntıları temizlemek için ultrasonik temizleyici ile 30 dakika temizleme işlemi yapılmıştır. Dağlama işleminde numuneler, 10gr. oksalik asit 90ml saf su çözeltisi içinde 2 amperlik akım şiddetinde 12-volt gerilim uygulanarak elektrolitik şekilde dağlanmıştır. Bu işlem bitirildikten sonra dağlanmış numune yüzeyleri alkol ile iyice temizlenmiş, kurutulmuş ve optik mikroskop incelemesi için hazır duruma getirilmiştir.



Şekil 4.6. Dağlama işlemi.

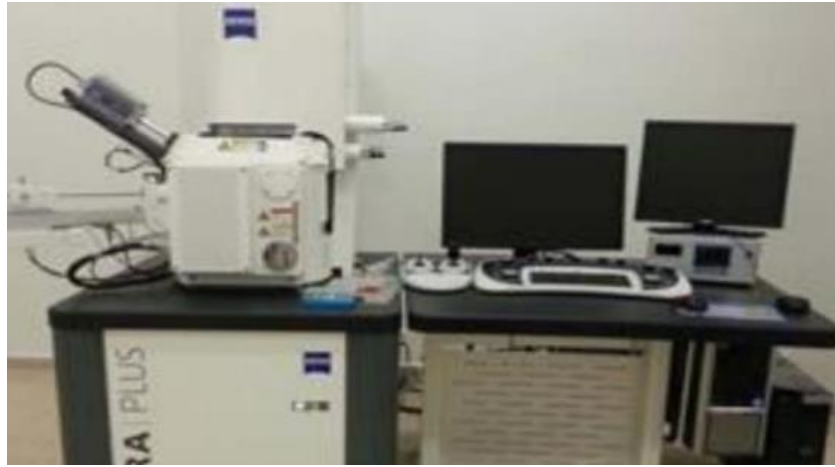
4.6. MİKROYAPI İNCELEMELERİ

Bu çalışmanın mikroyapı incelemeleri için X50-X500 büyütme kapasiteli Nikon Epiphot 200 marka optik mikroskop kullanılmıştır. Tüm numuneler için çeşitli alanlardan farklı büyütme değerlerinde görüntüler alınmış ve elde edilen bu görüntülerin tüm mikroyapıyı temsil edebilir özellikte olmasına özen gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Mikroyapı incelemelerinde kullanılan optik mikroskop.

Çalışmanın SEM mikrografi incelemeleri Karabük Üniversitesi, Demir Çelik Enstitüsünde bulunan MARGEM laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.



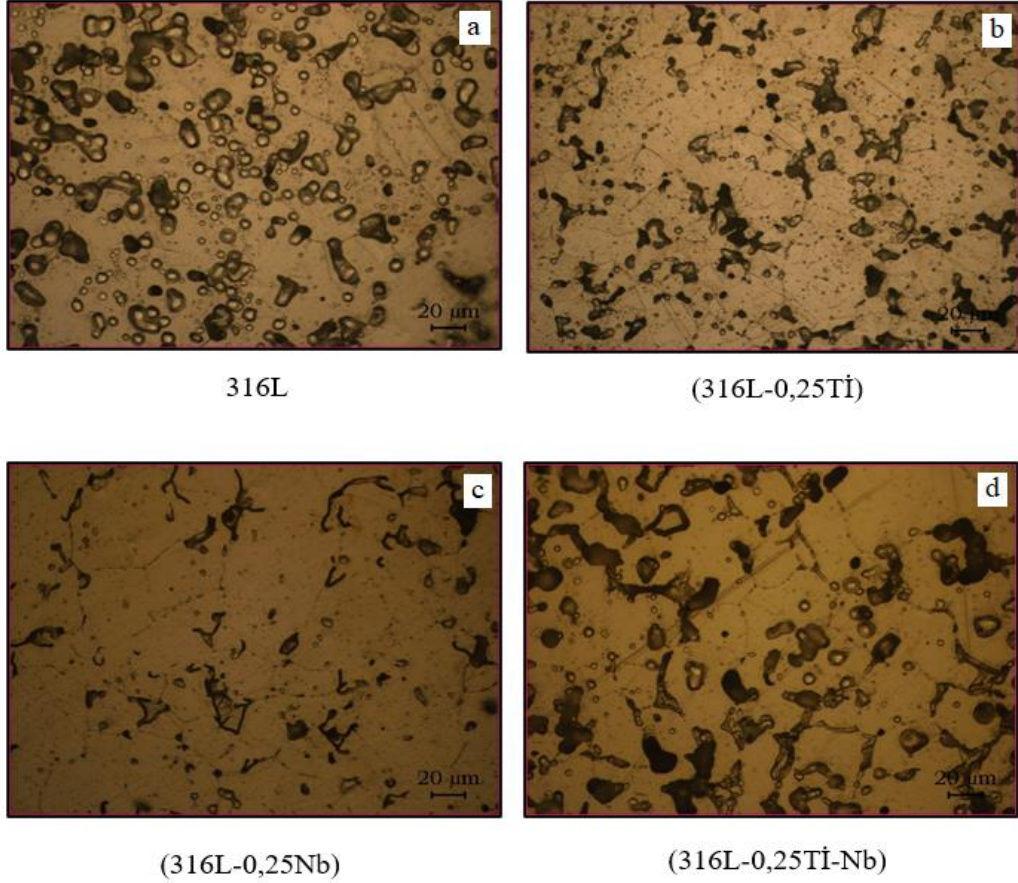
Şekil 4.8. SEM incelemelerinde kullanılan cihaz.

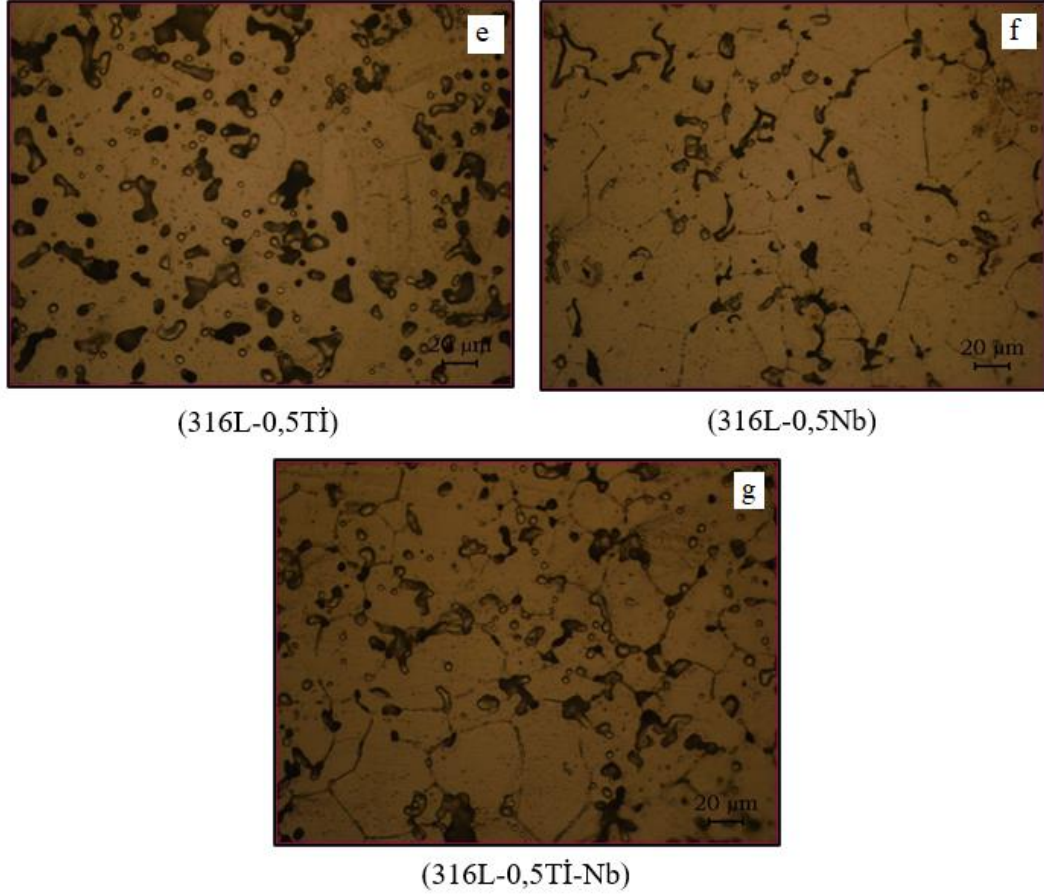
BÖLÜM 5

DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA

5.1. MİKROYAPI SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRİLMESİ

1325 °C’de 2 saat argon atmosferi altında sinterlenmiş numunelerin mikroyapılarına ait görüntüler Şekil 5.1’de görülmektedir.





Şekil 5.1. T/M yöntemiyle üretilen alaşım çeliklerin optik mikroskop görüntüleri.

Optik mikroskop görüntülerinden anlaşıldığı üzere ana malzemeye göre Ti ve Nb ilavesi ile yapının daha ince taneli olduğu ve tane sınırlarında ve tane içinde kısmen kapanmamış gözeneklerin varlığı farkedilmiştir. Çoğu kaynakta gözenekli yapının dayanımı olumsuz etkilediği belirtilmekle beraber gözeneklerin küçük, küresel boyutta olmasının dayanımı olumsuz etkilemediği de bildirilmiştir [8].

Çizelge 5.1. T/M çelik numunelerin %yoğunluk, %gözeneklilik ve ortalama tane boyutu değerleri.

Bileşen	Teorik Yoğunluk (gr/cm³)	Sinter Sonrası Yoğunluk (gr/cm³)	Yoğunluk (%)	Gözeneklilik (%)	Ortalama Tane Boyutu (µm)
316L (Alaşım 1)	7.9	7.1888	90.99	9.01	23
316L-0,25Ti (Alaşım 2)	7.8915	7.1801	90.98	9.02	15
316L-0,25Nb (Alaşım 3)	7.9017	7.1794	90.86	9.14	14
316L-0,25(Ti-Nb) (Alaşım 4)	7.8932	7.1394	90.45	9.55	12
316L-0,5Ti (Alaşım 5)	7.883	7.1459	90.65	9,35	19
316L-0,5Nb (Alaşım 6)	7.9034	7.1634	90.64	9.37	17
316L-0,5(Ti-Nb) (Alaşım 7)	7.8864	7.0810	89.79	10.21	18

Çizelge 5.1’de sinter uygulaması sonrasında yoğunluk, %gözenek oranı ve ortalama tane boyutu değerleri görülmektedir.

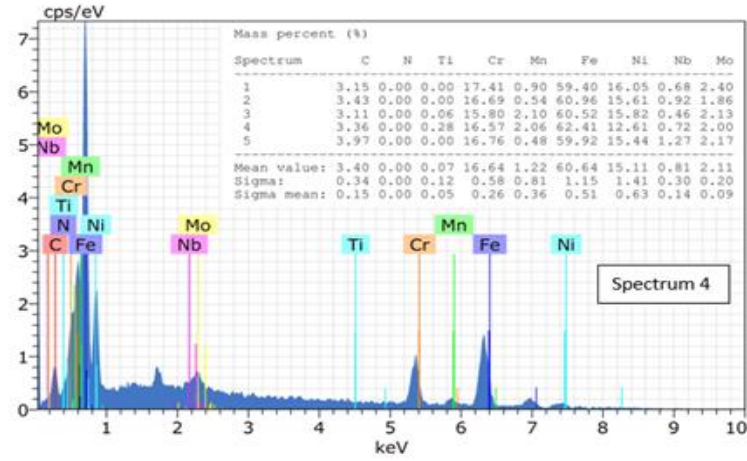
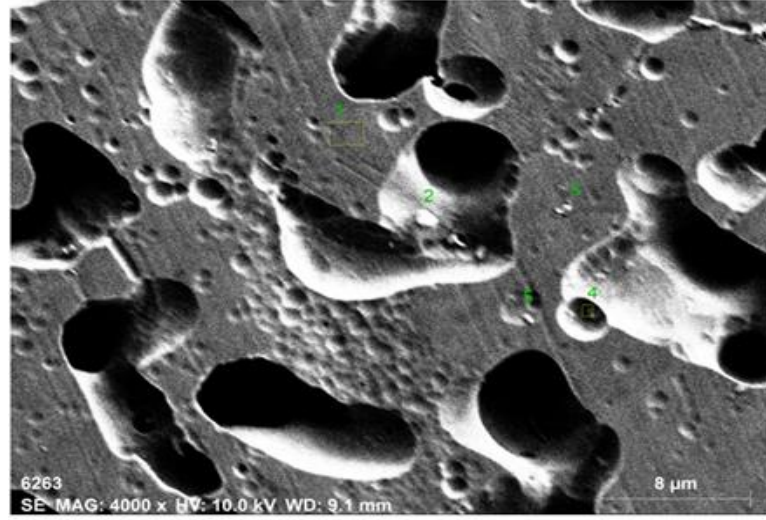
Çizelge incelendiğinde Ti ve Nb ağırlık olarak %0,25’e kadar ilavesinin tane boyutunu küçülttüğü ancak bu alaşım elementlerinin daha fazla eklenmesi ile tane boyutunun artış eğilimine girdiği görülmektedir. Örneğin Ti ve Nb içermeyen 316L bileşimine sahip alaşım 1’in ortalama tane boyutu 23 µm iken farklı oranlarda Ti ve

Nb miktarına sahip 316L bileşimleri sırasıyla alaşım 2,3,4,5,6 ve alaşım 7'nin ortalama tane boyutları 15, 14, 12, 19, 17 μm ve 18 μm 'dir. Ti ve Nb mikroalaşım elementlerinin öne çıkan niteliklerinden biri de meydana getirdikleri karbür ve nitrürler ile östenitleme veya sinterleme esnasında tane büyümesini önlemeleridir. Östenitleme esnasında küçük boyutlardaki çökeltilerin meydana gelmesi östenit tanelerinin büyümesini zorlaştırır [56,57]. Katı çözeltide bulunan alaşım elementlerinin östenitin tekrar kristalleşmesi üzerindeki etkisi oldukça zayıftır. Çökeltmiş partiküller tarafından tane sınırı hareketinin engellenmesi, çözünmüş atomlara kıyasla daha etkilidir [58].

Diğer yandan çizelgede ağırlıkça %0,5 Ti ve Nb ilave edildiğinde ortalama tane boyutunda artış meydana gelmiştir. Bunun sebebi büyük TiC(N), NbC(N) ve TiNbC(N) gibi çökeltilerin tane sınırlarına yoğun bir şekilde birikmesi bu yüzden tane inceltici özelliğinde bir kayıp olduğu görülmektedir. Buna ek olarak çökeltilerin tane sınırında birikmesi gözenek miktarında büyümeye neden olmaktadır. Bu sayede oluşan büyük boyutlardaki çökeltiler tam olarak tane büyümesini önleyemediği için ortalama tane boyutunda artışa neden olur [59,60].

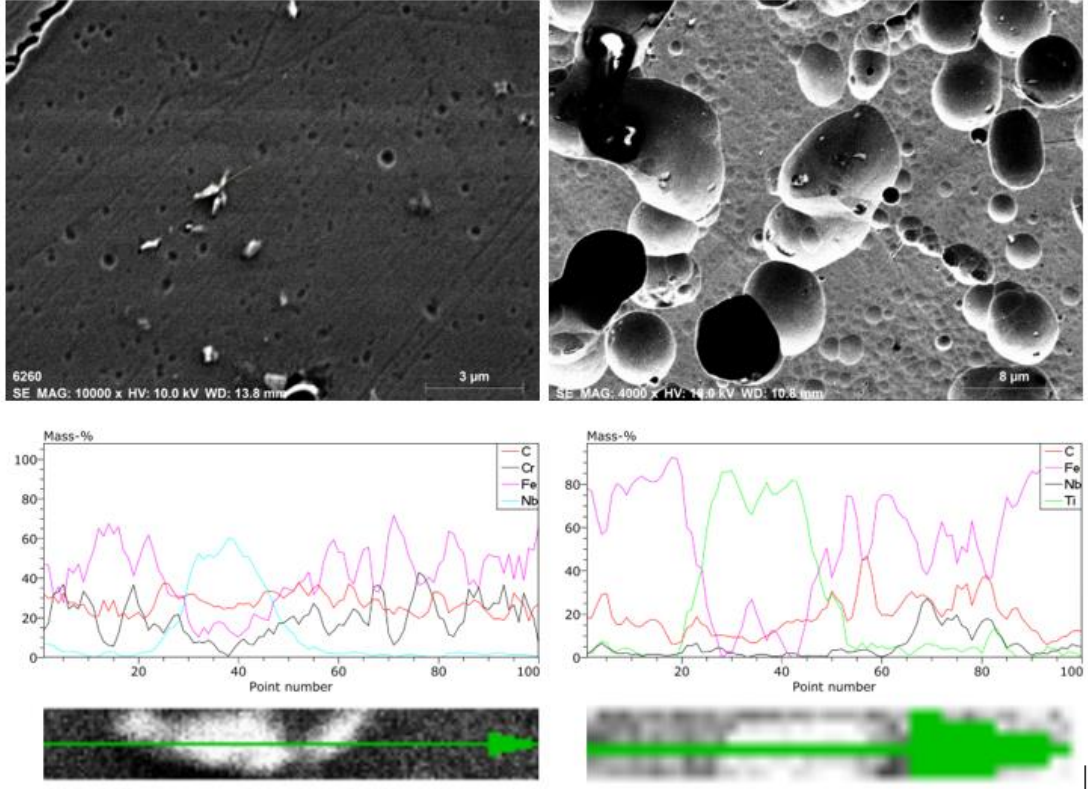
Literatürde bunu destekleyen çalışmalar mevcuttur. Nitekim Özdemirler vd., gerçekleştirdikleri çalışmada, NbC değerinin ağırlıkça %0,2'den %2'ye artmasıyla ortalama parçacık boyutunun biraz arttığını gözlemlemişlerdir. Bunun nedeni, tane sınırlarında büyük NbC çökeltilerinin aşırı oluşumu olarak ifade edilmiştir [61].

T/M yöntemiyle üretilen 1325 °C'de sinterlenmiş Ti-Nb ilave edilmemiş ve Ti-Nb ilaveli 316L çelik numunelerin SEM nokta EDS ve çizgi EDS analizine ait veriler Şekil 5.2 ve Şekil 5.3'te görülmektedir.



Şekil 5.2. Alaşım 7’den alınan SEM ve nokta EDS sonuçları.

Şekil 5.2’de verilen alaşımsız çelik numunenin SEM görüntüsünden farklı boyutlardaki çökeltilerin meydana geldiği belirlenmiştir. Ayrıca nokta EDS analizine ait verilerden bu çökeltilerin içeriğinde demir ve karbon bulundurmasından ötürü de Fe_3C çökeltilerinin oluştuğu anlaşılmaktadır. Farklı yüzde ağırlık miktarlarında Ti ve Nb içeren 316L T/M çelikler incelendiğinde ise niyobyumun ve titanyum elementlerinin çelik içinde bulunması sonucu NbC(N) ve TiC(N) çökeltilerinin meydana geldiği de SEM ve EDS analizleriyle anlaşılmıştır. Meydana gelen bu çökeltilerin östenit tane büyümesini sınırlandırdığı ve buna ek olarak çökelti sertleşmesiyle malzeme mukavemeti üzerinde olumlu etkileri olduğu belirtilmiştir [57].



Şekil 5.3. Alaşım 4'den alınan SEM ve belirtilen partikülün EDS sonuçları.

Şekil 5.2 ve 5.3'teki EDS analiz sonuçları, çözeltide çökeltiler olarak titanyum ve niyobyum elementlerinin bulunduğunu göstermiştir. Zajac ve ark. [62], titanyum ve vanadyum içeren düşük karbonlu mikroalaşımli çeliğin çökeltme davranışını araştırmıştır. Hem TiN hem de VN'nin östenitte çökeldiğini ve çeliğe titanyum eklendiğinde TiV(N) çökeltilerini oluşturduğunu göstermişlerdir. Kimyasal analizle, çökeltilerin iç bölümünün titanyum, dış bölümünün ise vanadyum açısından zengin olduğunu belirlemişlerdir. Bu, vanadyumun TiN'e çökerek nihayetinde TiV(N) oluşturduğu anlamına gelmektedir.

Çökeltilerden alınan EDS nokta analizi hem titanyum hem de niyobyum içermektedir ve karbon miktarı, matristen alınan EDS nokta analizi ile karşılaştırıldığında açıkça daha yüksektir (bkz. Şekil 5.2). Bu çökeltilerin TiNb(C) olarak oluştuğu düşünülmektedir. Bu çalışmadaki EDS nokta analizi sonuçları önceki literatürün sonuçlarıyla karşılaştırıldığında, alaşımli T/M çeliklerinde TiC ve NbC gibi çökeltilerin bulunduğu açıktır.

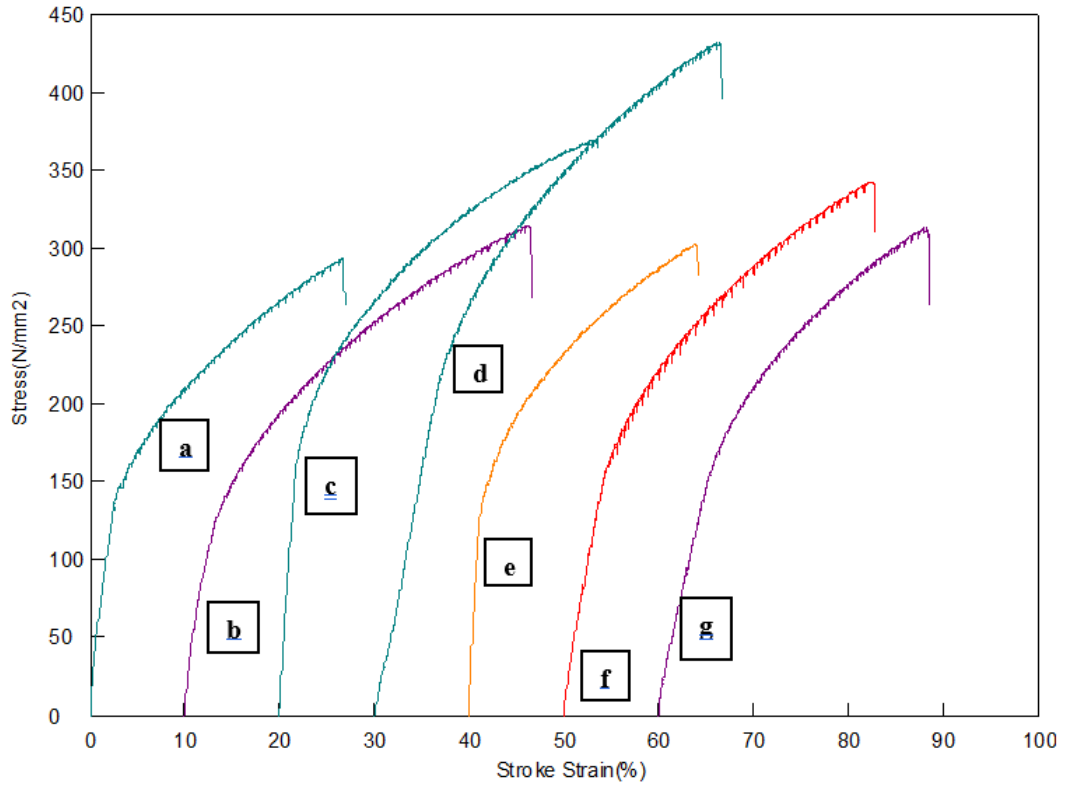
Ayrıca Şekil 5.2'deki nokta EDS sonuçları incelendiğinde matristen alınan spektrum 1, çökeltiler üzerinden alınan spektrum 4 ve spektrum 5 kıyaslandığında, spektrum 4 ve 5'te elde edilen C, Ti ve Nb oranları matristen alınan spektrum 1'deki oranlara göre fazla olduğu gözlenmektedir. Spektrum 4'deki çökeltinin NbTiC, spektrum 5'deki çökeltinin ise NbC çökeltisi olduğu düşünülmektedir. Ti ve Nb ilavesi elde edilen dayanım artışının sebebi tane boyutu küçülmesi, çökelti sertleşmesi gibi mekanizmalarla gerçekleştiği düşünülmektedir [63,64]. Bazı çalışmalarda [65–68], alaşımda birkaç alaşım elementinin varlığının, farklı karbür ve nitür kombinasyonlarına yol açabileceği gösterilmiştir. Bu çökeltiler daha sonra mukavemeti arttırmada daha etkili bir rol oynar. Bu nedenle Ti ve Nb alaşımlı T/M 316L çeliğinin mukavemetinin artmasının çelikte oluşan NbC, TiC ve TiNbC(N) çökeltilerinin varlığı ile açıklanabileceği söylenebilir.

Ayrıca Şekil 5.3'teki EDS çizgi analizi, alaşım 4'teki elementlerin tipi ve sayısının matris ile kesişen çizgi boyunca değiştiğini ve NbCrC ve TiC, TiNbC gibi çökeltileri ortaya çıkardı. Matris fazı demir açısından zengin olmasına rağmen, küresel çökelti Nb, Cr ve Ti açısından zengindir. Analiz çizgisinin çökeltilerle kesiştiği noktada Nb, Cr ve Ti miktarında keskin bir artış vardır. SEM ve EDS analizleri kullanılarak T/M çelik numunelerinde gözlenen çökeltilerin, yeniden kristalleşme ve östenit tane büyümesi üzerinde önemli etkileri olduğu bilinmektedir [6]. Nitekim Özdemirler vd. [61], yaptıkları çalışmada yüzde ağırlık olarak % 55 grafit içeren demir matrisli kompozitlere farklı oranlarda Nb ilave etmiş ve çekme sertlik dayanımında artış gözlemlenmişlerdir. Bu artışın sebebi olarak katılan Nb elementinin matris ve tane sınırlarında NbC, NbN ve NbCN gibi çökeltilerin oluştuğunu ve oluşan çökeltilerin çökelti sertleşmesi, dispersiyon sertleşmesi ve tane boyutu küçültme gibi mukavemet arttırıcı mekanizmaları geliştirdiğini ifade etmişlerdir. Başka bir çalışmada ise Gündüz vd. [69], toz metalürjisi ile üretilen mikroalaşım çeliklerine Nb ve Al ilavesinin mikroyapı mekanik özelliklere etkisini araştırmış, Nb ve Al ilavesi ile mekanik özelliklerinin arttığını gözlemlenmiştir. Yaptıkları SEM mikroyapı EDS ve XRD analizleri ile NbC, AlN gibi çökeltileri tespit etmişler ve mekanik

özelliklerdeki iyileşmeyi çökelti sertleşmesi, tane boyutu küçültme gibi mukavemet yükselten mekanizmalara bağlamışlardır.

5.2. MEKANİK TEST SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Şekil 5.4'te, T/M yöntemiyle üretilmiş 316L ve Ti ve Nb eklenmiş 316L paslanmaz çelik numunelerin akma, çekme ve %uzama değişimlerini çekme eğrilerini göstermiştir.



Şekil 5.4. Farklı oranlarda Ti-Nb içeren 316L T/M çeliklerin çekme eğrileri (a- 316L, b- 316L+0.25Ti, c- 316L+0.25Nb, d- 316L+0.25(Ti+Nb), e- 316L+0.5Ti, f- 316L+0.5Nb, g- 316L+0.5(Ti+Nb)).

Şekil 5.4 incelendiğinde Ti-Nb miktarı arttıkça akma noktası uzamasının azaldığını görülmektedir. Bu, dislokasyonların karbon atomları etrafındaki Cottrell atmosferinin bir sonucudur. Kot [70], katı çözültideki serbest karbon atomlarının, daha az hareket ve daha uzun bir akma noktası ile sonuçlanan ferrit dislokasyonlarına yayıldığını

ifade etmiştir. Ti-Nb'nin ağırlık yüzdesi %0.25 veya %0.5'e yükseldiğinde, akma noktası uzaması azalmıştır. Bu durum, Ti-Nb alaşımlı T/M 316L çeliğinde VC ve NbC çökeltilerinin oluştuğunu ve katı çözeltideki serbest karbon atomu miktarının akma noktası uzamasında azalmaya neden olduğunu göstermiştir.

Çizelge 5.2. incelendiğinde ise akma, çekme, %uzama ve sertlik ölçümü sonuçları görülmektedir.

Çizelge 5.2. Farklı oranlarda Ti-Nb içeren 316L T/M çeliklerin mekanik özellikleri.

Alaşımlar	Akma Dayanımı (MPa)	Maksimum Çekme Dayanımı (MPa)	Uzama (%)	Sertlik (Hv)
316L (Alaşım 1)	135	294	26.6	111
316L-0.25Ti (Alaşım 2)	143	315	36.2	128
316L-0.25Nb (Alaşım 3)	177	371	33.4	138
316L-0.25(Ti-Nb) (Alaşım 4)	225	438	36.3	159
316L-0.5Ti (Alaşım 5)	141	303	23.9	117
316L-0.5Nb (Alaşım 6)	163	344	32.7	135
316L-0.5(Ti-Nb) (Alaşım 7)	171	315	28.1	131

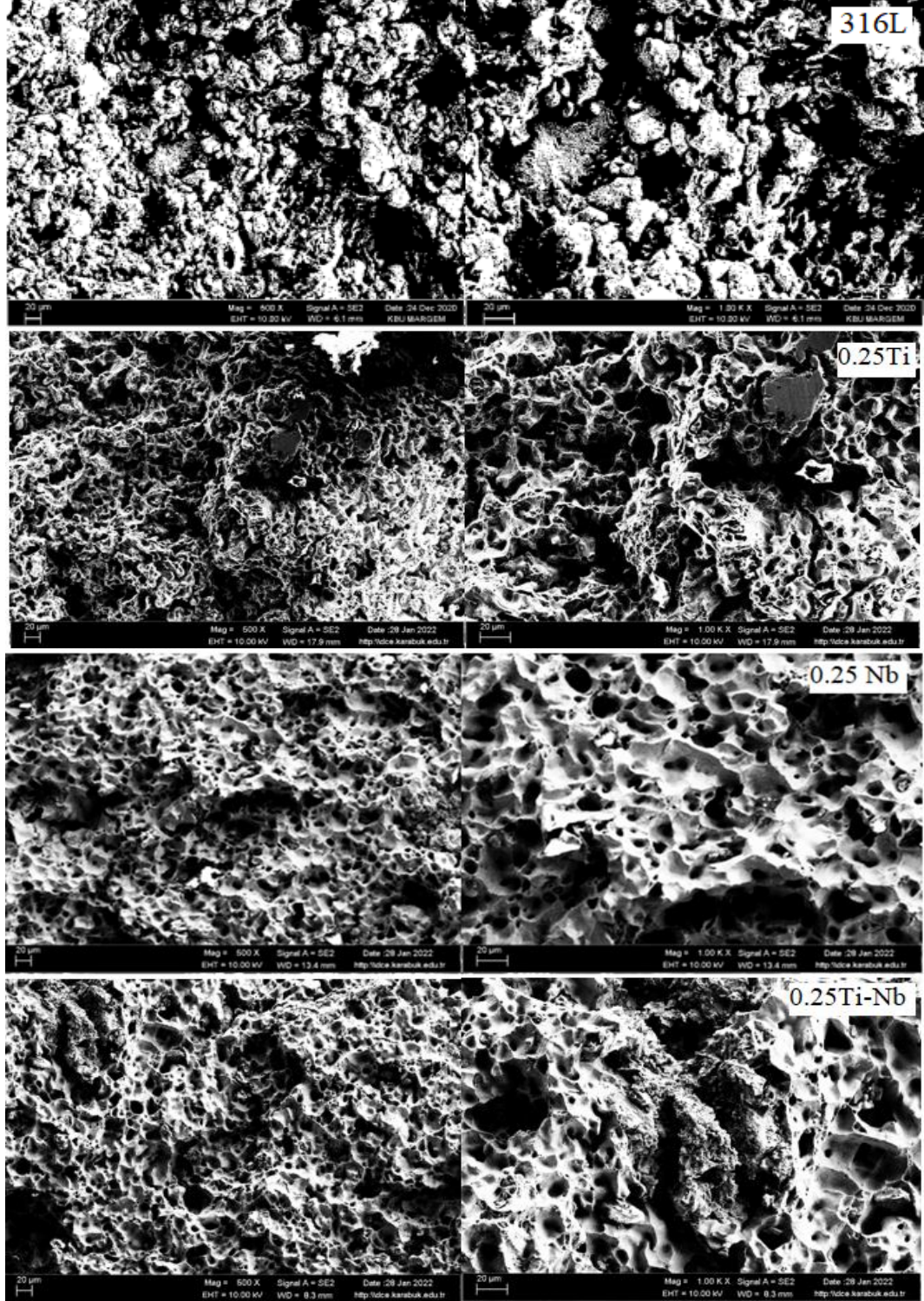
Alaşım 1 ve diğer alaşımlar karşılaştırıldığında karbon miktarları aynı olmasına rağmen diğer alaşımlarda farklı oranlarda bulunan Ti ve Nb alaşım elementlerinin etkisi akma ve çekme dayanımının büyümesiyle net olarak görülmektedir. Karbür, nitrür ve karbonitrür gibi alaşım elementlerinin çökelti oluşturması ve tane boyutunu

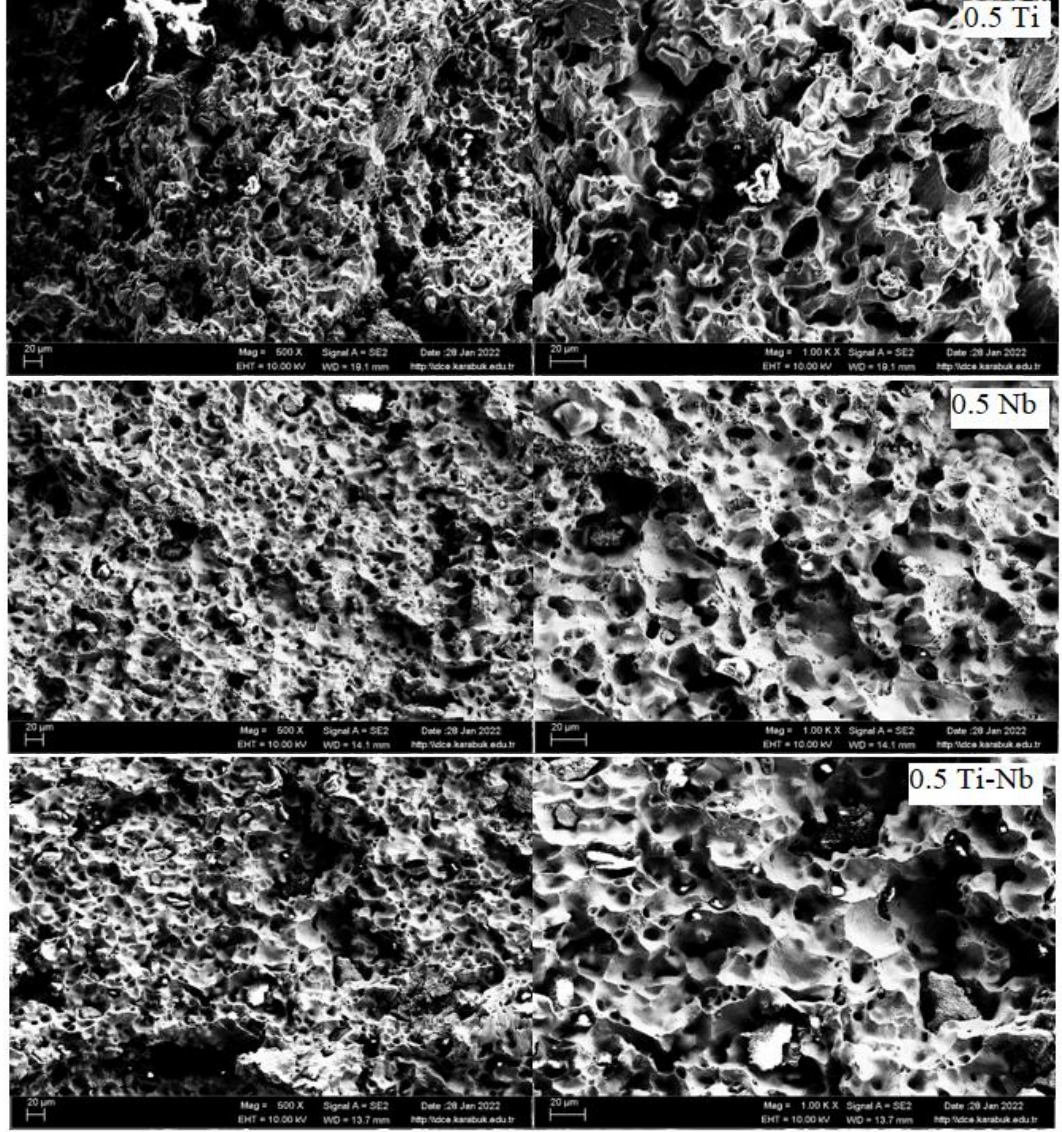
inceltmesi mekanik özellikleri arttırmasının ana sebeplerindendir [71,72]. Nitekim Gündüz vd. [69], Erden vd. [73], Ahhsi vd. [74], gerçekleştirdikleri çalışmalarda Nb, V ve Ti gibi mikroalaşım elementi eklenmesiyle T/M çelik üretimi gerçekleştirmiştir. Ulaşılan sonuçlara bakıldığında mikroalaşım elementi eklenmesiyle üretilen malzemelerin akma, çekme ve sertlik değerlerinde artış, tane boyutlarında ise düşüş gözlenmiştir. Sebep olarak sinterleme esnasında ve devamında oluşan NbC(N), VC(N) ve TiC(N) gibi bazı mikroalaşım elementlerinin meydana getirdiği çökeltilerin östenit tanelerinin boyutunun büyümesini engellemesi ve ayrıca meydana gelen bu çökeltilerin çökelti sertleşmesi, dispersiyon sertleşmesi ve tane boyutu küçültme mekanizmaları ile mukavemet üzerinde artışa neden olduğu ifade edilmiştir.

Fakat ağırlıkça %0,5 Ti ve Nb eklendiğinde mukavemet açısından düşüş gözlenmiştir. Bunun nedeni olarak TiC(N) ve NbC(N) gibi çökeltilerin tane sınırlarına yoğun olarak birikmesi ve bu sayede tane inceltici özelliğinde bir kayıp olduğu düşünülmektedir [60]. Çökeltilerin tane sınırında birikmesi gözenek miktarında büyümeye neden olmuştur. Böylece oluşan büyük çökeltiler yeterince tane büyümesini önleyemediği için ortalama tane boyutunda büyümeye sebep olmuştur. Bu durum % 0,5 Ti ve Nb alaşım değerinde genel olarak yoğunluğun azalması ile ilişkilendirilebilir. Mukavemet, süneklilik ve iletkenlik gibi bazı özellikler yoğunluğa yani gözeneklilik ve gözenek yapısıyla bağlantılıdır. Ayrıca yüksek oranda TiC, NbC TiNbC(N) gibi çökeltilerin çelik içerisinde bulunması aşırı çökelti sertleşmesine neden olarak malzemeyi kırılgan hale getirir ve dayanım düşüşü ile sonuçlanır.

Ayrıca sertlik sonuçlarında çekme testi sonuçları ile paralellik göstermektedir. Örneğin elde edilen sertlik sonuçları kıyaslandığında Alaşım 1'in sertliği 111 Hv iken alaşım 2'in sertliği 121 Hv, Alaşım 3'ün sertlik değeri ise 138 Hv, Alaşım 4'ün 159 Hv, Alaşım 5'in 119 Hv, Alaşım 6'nın 135 Hv ve son olarak Alaşım 7'nin 131 Hv çıkmıştır. Alaşım elementi ilave edilmeyen Alaşım 1'e kıyasla Ti ve Nb ilave edilen Alaşım 4'ün sertliğinde yaklaşık %70'lik bir artış olduğu belirlenmiştir.

316L T/M çelik numunelerin çekme testi sonrası X500 ve X1000'de kırık yüzeylerine ait kırık yüzey görüntüleri Şekil 5.5'de, kırık yüzeye ait EDS incelemeleri ise Şekil 5.6'da gösterilmiştir.

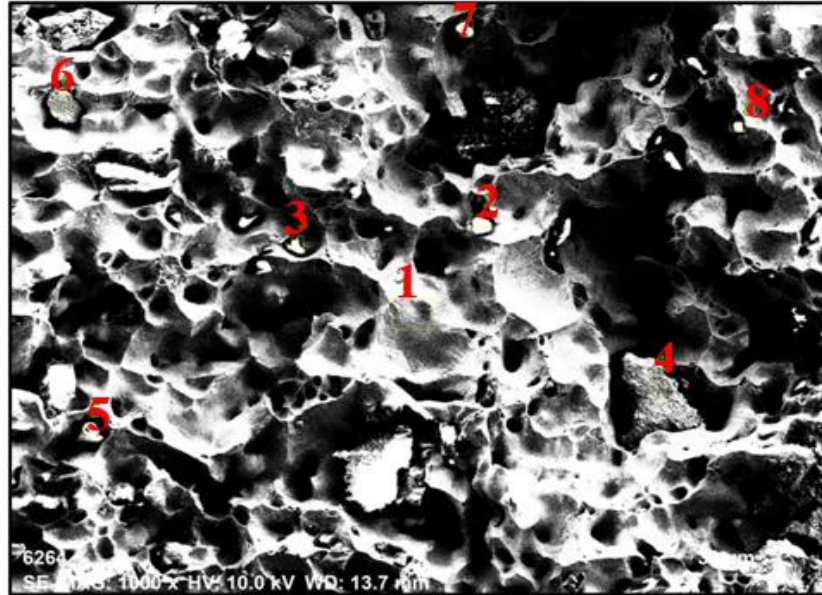




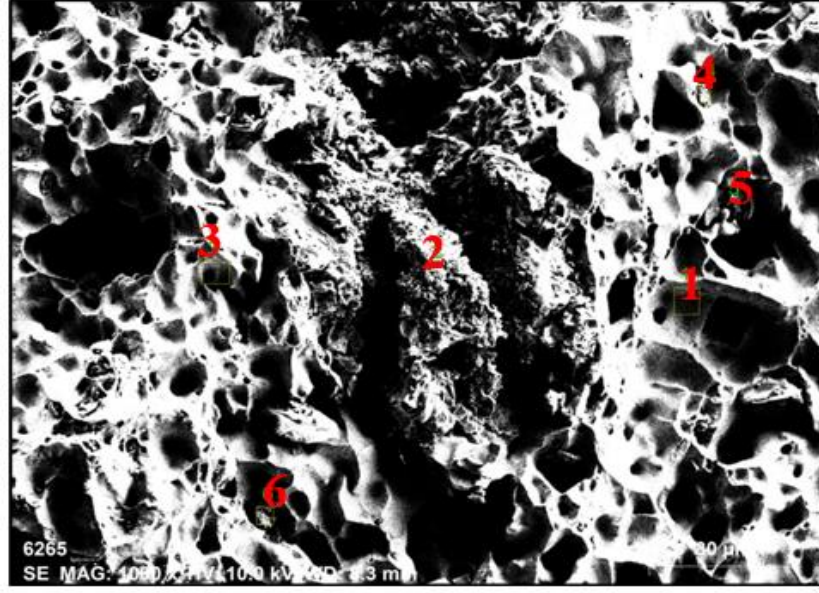
Şekil 5.5. Numunelerin kırık yüzey görüntüleri.

Farklı Ti-Nb miktarına sahip 316L çelik numunelerin SEM görüntüleri incelendiğinde Şekil 5.5’den anlaşıldığı üzere kırık yüzeylerin hepsi kısmen sünek (petekli yapı) ve kısmen gevrek (ayrılma düzlemleri) davranış göstermişlerdir. Kırık yüzeylerin hepsinde gözeneklerin varlığı net olarak görülmüştür. Bu durum, kırılmanın mikroboşlukların birleşip ilerlemesiyle oluştuğunu göstermektedir. Ama gevrek kırılmanın bir belirtisi olan ayrılma düzlemleri ağırlık olarak %0,5 Ti-Nb içeren 316L çelik numunede en fazla olduğu görülmektedir. Ayrıca farklı niyobyum, titanyum ve (Ti-Nb) bileşimine sahip 316L T/M çelik numunelerde iri boşluklar görülmüştür. Görülen bu büyük boşlukların bulunması TiC(N), NbC(N), TiNbC(N)

ve CrTiC(N) gibi çökeltilerin çekme testi esnasında yüzeyden koparak ayrıldığıın göstergesidir. Shanmugasundaram ve Chandramouli [75], çalışmalarında Cr, Ni ve Mo içeren T/M çeliğinin kırık yüzeylerinde bunun gibi büyük boşlukların meydana geldiğini farketmiş ve buna sebep olarak çekme testinde karbürlerin yüzeyden ayrılmasını bağlamıştır. Kırık yüzey resimleri incelendiğinde alaşım miktarının %0.25'den %0.5'e artması ile büyük boşlukların giderek arttığı görülmüştür. Bu durum çekme dayanımı ve mikroyapı sonuçları ile uyumludur. Mikroboşluklar akma ve çekme dayanımında bir düşüşe neden olmaktadır.



Mass percent (%)											
Spectrum	C	N	O	Si	Ti	Cr	Mn	Fe	Ni	Nb	Mo
1	5.45	0.00	1.83	0.16	0.00	18.17	1.20	60.24	9.82	1.64	1.48
2	78.87	1.58	5.40	0.13	0.25	2.69	1.54	5.94	0.37	3.05	0.19
3	71.74	1.91	6.43	0.30	0.06	4.28	0.74	13.20	1.27	0.00	0.07
4	9.46	0.00	3.73	0.00	0.00	4.06	2.35	11.62	1.10	67.67	0.00
5	73.52	6.78	11.45	0.44	1.83	0.00	0.00	5.00	0.00	0.28	0.71
6	9.26	0.00	2.52	0.00	0.24	4.38	0.88	9.55	1.61	71.56	0.00
7	82.25	3.57	7.26	0.15	0.39	1.68	0.64	3.38	0.42	0.26	0.00
8	77.24	2.75	9.87	0.11	0.35	1.13	0.68	6.74	0.82	0.20	0.11
Mean value:	50.98	2.07	6.06	0.16	0.39	4.55	1.00	14.46	1.92	18.08	0.32
Sigma:	35.70	2.33	3.41	0.15	0.60	5.73	0.70	18.80	3.23	31.84	0.52
Sigma mean:	12.62	0.82	1.21	0.05	0.21	2.03	0.25	6.65	1.14	11.26	0.19



Mass percent (%)											
Spectrum	C	N	O	Si	Ti	Cr	Mn	Fe	Ni	Nb	Mo
1	5.46	0.51	5.80	0.43	0.02	28.68	6.27	43.77	8.21	0.00	0.86
2	3.31	0.00	17.13	0.02	59.35	6.72	2.85	9.35	0.66	0.25	0.36
3	5.72	0.00	2.87	0.98	0.00	24.11	7.84	44.64	11.20	1.28	1.36
4	5.12	0.00	49.37	23.80	0.00	6.36	0.96	11.11	2.83	0.30	0.15
5	2.16	0.00	0.99	0.74	0.00	20.43	4.08	62.83	7.58	0.21	0.99
6	3.55	0.00	54.11	36.41	0.00	2.18	1.88	0.46	1.17	0.20	0.05
Mean value:	4.22	0.08	21.71	10.40	9.89	14.75	3.98	28.69	5.27	0.37	0.63
Sigma:	1.42	0.21	23.97	15.78	24.23	11.02	2.65	25.01	4.31	0.46	0.52
Sigma mean:	0.58	0.08	9.79	6.44	9.89	4.50	1.08	10.21	1.76	0.19	0.21

Şekil 5.6. Kırık yüzey ve nokta EDS sonuçları.

Ağırlıkça % 0.25 ve % 0.5 Ti-Nb katkılı 316L T/M çeliklerinin kırılma yüzeyinden alınan EDS analizi, çelikte Si, Cr, Ti ve Nb yönünden zengin çökeltilerin bulunduğunu gösterir. Bu durum çelikte sinterleme sırasında veya sinterleme işlemi sonrası soğuma sırasında TiC(N), NbC(N), SiC, SiO, TiNbC(N) ve CrTiC(N) gibi çökeltilerin oluştuğunu göstermektedir. Bu çökeltiler, alaşımlı T/M 316L çeliğinin kırılma yüzeyi morfolojisini etkiler. Mikroalaşımlı T/M 316L çeliğin büyük mikro boşlukları içindeki TiC(N), NbC(N) ve CrC gibi parçacıklar, SEM kırılma yüzeylerinde ve karşılık gelen EDS sonuçlarında açıkça gösterilmektedir.

BÖLÜM 6

SONUÇLAR

Bu çalışmada, farklı Ti ve Nb hacim oranına sahip olan 316L T/M çelikleri soğuk presleme ve devamında 1325 °C'de argon atmosferi altında sinterleme işlemi uygulanarak üretimi yapılmıştır. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar sırasıyla şöyledir:

- Farklı Ti ve Nb hacim oranına sahip 316L çelikler, Ti ve Nb içermeyen 316L çeliklere göre bütün alaşım oranlarında daha küçük taneli yapı sergilemişlerdir. Bu durum alaşım elementlerinin oluşturmuş olduğu karbür ve nitürlerin tane büyümesini engellemesinden kaynaklanmaktadır.
- Ti ve Nb elementlerinin ikili ilavesi ile ortalama tane boyutunun dahada küçüldüğü görülmüştür. Bu durumun sinterleme esnasında ve sonrasında tane sınırlarında ve tane içinde oluşan TiC, TiCN, TiCN, NbC, NbN, NbCN ve TiNbC, TiNbCN gibi tekli ve ikili çökeltilerin östenit tanelerinin büyümesini engellemesiyle ortaya çıkmaktadır.
- Ti ve Nb ilave edilen 316L çelikleri toz metalürjisi yöntemiyle üretilebilmektedir. Sinterleme sırasında veya sinterleme sonrası soğutma sırasında oluşan katı ergiyik sertleşmesi çökelti sertleşmesi ve tane boyutu küçültülmesi çeliğin mukavemetini arttırmaktadır.
- Ti ve Nb ile alaşımlandırılmış T/M çeliklerinin EDS analizleri Ti, Nb, Cr, C ve N elementlerini ve bu elementlerin oluşturmuş olduğu TiC(N), TiCrC(N), NbTiC(N) ve NbC(N) gibi çökeltilerin demir matris içinde bulunduğunu ortaya çıkarmaktadır.

- %0,25 (Ti-Nb) ile alaşımlandırılmış 316L T/M eliklerin diğer farklı oranlarda Ti-Nb ilave edilen 316L T/M eliklerine göre akma dayanımı, çekme dayanımı ve sertlik dayanımının daha üstün olduğu gözlemlenmiştir. Bunun sebebi alaşım elementlerinin kuvvetli karbür yapıcı özelliklerinin olmasıdır. Ayrıca Ti-Nb ikili ilavesi ile numunelerin sertlik dayanımının daha da arttığı gözlemlenmiştir. Bunun sebebi de Ti ve Nb tane sınırlarında ve gözeneklerde birikerek tane inceltme mekanizmasıyla dayanım artışı sağlamasıdır.
- Ağırlıkça %0,5 (Ti/Nb/Ti-Nb) ilavesi ile belirgin bir şekilde TiCN, NbCN ve TiNbCN gibi okeltiller gözenek ve tane sınırlarına yığıldığı gözlenmiştir. Bunun sonucunda tane boyutunda büyüme gözlenmiş bu nedenle akma, çekme ve sertlik dayanımı ve % uzama değerlerinde düşme gözlenmektedir.
- % ağırlık olarak 0,25 Ti-Nb ilave edilmiş T/M 316L eliğin en yüksek akma dayanımı, çekme dayanımı ve sertlik değerine sahip olduğu grlmştir.
- Ti ve Nb miktarının % ağırlık olarak 0,25'den 5'e çıkması ile akma dayanımı ve çekme dayanımı dşmştir.

KAYNAKLAR

1. Ak, H. D., "Geleneksel Toz Metalurjisi Yöntemiyle Üretilen AISI 304L ve AISI 316L Östenitik Paslanmaz Çeliklerin Özelliklerine Sinterleme Koşullarının Etkisi", Yüksek Lisans Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi*, (2014).
2. Raja, R. and Rajkumar, R., "A Short Note on Manufacturing Process of Metal Powders", *International Journal Of Research In Computer Applications And Robotics*, 3 (7): 120–128 (2015).
3. Yolun, A., "Toz Metalurjisi ile Üretilen TiNb Alaşımının Biyouyumluluk Özelliğinin İncelenmesi", Yüksek Lisans Tezi, *Adıyaman Üniversitesi*, (2016).
4. 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).
5. Güven, Ş., "Toz Metalurjisi ve Metalik Köpükler", *Teknik Bilimler Dergisi*, 1 (2): 22–28 (2011).
6. Erden, M. A., Gündüz, S., Türkmen, M., and Karabulut, H., "Microstructural Characterization and Mechanical Properties of Microalloyed Powder Metallurgy Steels", *Materials Science And Engineering: A*, 616: 201–206 (2014).
7. Uçurum, M., Güneşsu, E., Şirin, T., and Kaynak, Y., "Investigation Machining-Surface Integrity-Wear Resistance Relationships of 316LVM Stainless Steel Material Machined Under Various Cutting Parameters", *Pamukkale University Journal Of Engineering Sciences*, 27: 449–457 (2021).
8. German, R. M., "Powder Metallurgy Science", *Metal Powder Industries Fed.*, Princeton, NJ, (1997).
9. Sarıtaş, S., "Toz Metalurjisi", Makina Mühendisleri El Kitabı, 2. Ed., *TMMOB Yayınları*, Ankara, (1984).
10. Akdoğan, G. and Sarıtaş, S., "Toz Metalurjisinin Biyomalzemelerin Gelişimine Katkısı", *3. Uluslararası Toz Metalurji Konferansı*, Ankara, (2002).

11. Güngör, Y., "Malzeme Bilgisi", *Beta Basım Yayım Dağıtım A.Ş.*, İstanbul, (2001).
12. Erden, M. A., "Toz Metalurjisi Yöntemiyle Üretilen Mikroalaşım Çeliklerinin Mikroyapı Mekanik Özellik İlişkisinin Araştırılması", Doktora Tezi, *Karabük Üniversitesi*, Karabük, (2015).
13. Arifin, A., Sulong, A. B., Muhamad, N., Syarif, J., and Ramli, M. I., "Material Processing of Hydroxyapatite and Titanium Alloy (HA/Ti) Composite as Implant Materials Using Powder Metallurgy: A Review", *Materials & Design*, 55: 165–175 (2014).
14. Ceyhan, T. and Köse, N., "Ortopedide Biyomalzeme Kullanımı: Genel Bilgiler ve Tanımlar", *TOTBİD Dergisi*, 10 (2): 79–82 (2011).
15. Güven, Ş., "Biyouyumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi", *Mühendislik Bilimleri Ve Tasarım Dergisi*, 2 (3): 303–311 (2014).
16. Pasinli, A., "Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler", (2004).
17. Havıtcıoğlu, H., "İmplant Malzemelerin Yüzey Özelliklerinin İyileştirilmesi", *TOTBİD Dergisi*, 10 (2): 178–183 (2011).
18. Browne, M. and Gregson, P. J., "Surface Modification of Titanium Alloy Implants", *Biomaterials*, 15 (11): 894–898 (1994).
19. Güven, Ş. Y. and Delikanlı, K., "Metalik Biyomalzemelerde Son Gelişmeler", *TİMAK-Tasarım İmalat Analiz Kongresi*, Balıkesir, (2006).
20. Gümüşderelioğlu, M., "Biyomalzemeler", *Bilim Ve Teknik Dergisi TÜBİTAK*, 23 (2002).
21. Özkurt, B. and Tabak, A. Y., "Metalik Biyomateryaller ve Metallozis", *TOTBİD Dergisi*, 10 (2): 83–86 (2011).
22. Köse, N., "Ortopedide Biyomalzemeler ve İmplantlara Biyolojik Yanıt", Temel Bilimler ve Araştırma Kitabı, *Totbid-Bayt*, 3–16 (2016).

23. Yılmaz, Y., Avcı, B., and Demirören, H., "Biyomalzeme Sektöründe Kullanılan Titanyum ve Alaşımları", *4 th International Symposium on Innovative Approaches in Engineering and Natural Sciences*, Samsun, (2019).
24. Biehl, V. and Breme, J., "Metallic Biomaterials", *Materialwissenschaft Und Werkstofftechnik*, 32: 137–141 (2001).
25. Şimşek, İ., "Toz Metalurjisi ile Üretilen Titanyum Alaşımı Biyomalzemelerin Korozyon ve Aşınma Davranışlarının İncelenmesi.", Doktora Tezi, *Karabük Üniversitesi*, (2017).
26. İzgiz, S., "Çelik El Kitabı", *TMMOB Yayınları*, Ankara, (1988).
27. Smith, W. F., "Material Science and Engineering", *Literatür Yayıncılık*, İstanbul, (2001).
28. Yüksel, M., "Malzeme Bilgisi", *TMMOB Yayınları*, Ankara, 547 (2001).
29. Aran, A. and Temel, M. A., "Paslanmaz Çelik Üretimi, Kullanımı, Standartları", 2. Ed., *Sarıtaş Teknik Yayın*, İstanbul, 113 (2004).
30. Smith, W. F., "Mühendislik Alaşımlarının Yapı ve Özellikleri", *Nobel Yayın Dağıtım*, Ankara, (2001).
31. Gür, A. K. and Taşkin, M., "Metalik Biyomalzemeler ve Biyoyoum", *Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi*, 2 (2): 106–113 (2004).
32. Töre, C., "Mekanik Tasarımda Çelik ve Özellikleri.", *TMMOB Yayınları*, 340 (2008).
33. Gürü, M. and Yalçın, H., "Malzeme Bilgisi", *Palme Yayınevi*, Ankara, (2006).
34. Kirkik, D., Karabulut, B., Öztürk, K., and Taş, S. K., "Dental Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler", *Nevşehir Bilim Ve Teknoloji Dergisi*, 8 (2): 145–153 (2019).

35. Yılmaz, E., Gökçe, A., Findik, F., and Gülsoy, H., "Toz Metalurjisi ile Üretilen Biyomedikal Ti-Nb Esaslı Alaşımlarda Nb İlavesinin Mikroyapı ve Mekanik Özelliklere Etkisi", *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 23: 945 (2017).
36. Akdaş, Y. F., "Termal Oksidasyon Yöntemi ile Cp-ti ve Ti6Al4V Alaşımının Yüzey Modifikasyonu", Yüksek Lisans Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi*, (2006).
37. Hraam, H. R. H., "Toz Metalurjisi Yöntemi ile Üretilen Titanyum Esaslı Malzemenin Mikroyapı ve Mekanik Özelliklerinin Araştırılması.", Doktora Tezi, *Kastamonu Üniversitesi*, (2021).
38. Subaşı, M. and Karataş, Ç., "Titanyum ve Titanyum Alaşımlarından Yapılan İmplantlar Üzerine İnceleme", *Politeknik Dergisi*, 15 (2): 87–103 (2012).
39. Çağan, S. Ç. and Buldum, B. B., "Ti Alaşımlı Metallerin Sağlıkta Uygulamaları", *Dünya Multidisipliner Araştırmalar Dergisi*, 2018 (2): 25–38 (2018).
40. Smith, W. F., "Mühendislik Alaşımlarının Yapı ve Özellikleri: Demir Dışı Alaşımlar Vol:2", *Nobel Yayın Dağıtım*, Ankara, (2001).
41. 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).
42. Coşkun, R. Z. F., "Dünyada ve Türkiyede Niyobyum, Tantalum ve Vanadyum", Maden Tetkik Ve Arama Genel Müdürlüğü, (2021).
43. Demirci, A. H., "Mühendislik Malzemeleri", *Alfa Aktüel Yayınları*, 252 (2004).
44. Sarsılmaz, F. and Sarsılmaz, C., "Ortopedide Kullanılan Polimer Esaslı Kompozit Malzemeler", *Firat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi*, 1 (3): 113–117 (2003).

45. Çirak, Z. D. and Yakinci, D. B., "Tıbbi Uygulamalarda Kullanılan Biyouyumlu Biyomalzemeler", *İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Dergisi*, 8 (2): 515–526 (2020).
46. Tüylek, Z., "Biyomateryaller ve Sağlıkta Kullanımı", *Bozok Tıp Dergisi*, 7 (4): 80–89 (2017).
47. Güner, A. T. and Meran, C., "Ortopedik İmplantlarda Kullanılan Biyomalzemeler", *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 26 (1): 54–67 (2020).
48. Bulut, M. and Karakurt, L., "Seramikler", *TOTBİD Dergisi*, 10 (2): 87–95 (2011).
49. Beriat, N. Ç., Gülay, G., and Ertan, A. A., "Dental İmplant Materyalleri", *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 3 (2): 338–345 (2009).
50. Chung, D. D. L., "Composite Materials: Functional Materials for Modern Technologies", *Springer*, London; New York, (2003).
51. Şahin, Y., "Kompozit Malzemelere Giriş", 3. Ed., *Seçkin Yayıncılık*, Ankara, 436 (2015).
52. Setia, P., Venkateswaran, T., Tharian, T., Jain, J., Singh, S., and Shekhar, S., "Influence of Si Content on The Microstructure and Mechanical Properties of Silicon Stainless Steel", *Materials Science And Engineering: A*, 829: 142141 (2021).
53. O. Muratal and R. Yamanoglu, "Production of 316L Stainless Steel Used in Biomedical Applications by Powder Metallurgy", *2019 Scientific Meeting on Electrical-Electronics & Biomedical Engineering and Computer Science (EBBT)*, (2019).
54. Liu, L. T., Chin, A. W. H., Yu, P., Poon, L., and Huang, M. X., "Anti-Pathogen Stainless Steel Combating COVID-19", *Chemical Engineering Journal*, 433: 133783 (2021).
55. Çakmak, Ö., Kaya, M., Annaç, E., and Köm, M., "İmplantasyon Uygulamaları İçin Toz Metalurjisi ile Üretilen Ti-16Nb-4Sn Alaşımının

- Mikroyapı ve Biyouyumluluk Özelliklerinin İncelenmesi", *Gazi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 8 (1): 29–40 (2022).
56. El Hassani, F. B., Chenaoui, A., Dkiouak, R., Elbakkali, L., and Al Omar, A., "Characterization of Deformation Stability of Medium Carbon Microalloyed Steel During Hot Forging Using Phenomenological and Continuum Criteria", *Journal Of Materials Processing Technology*, 199 (1): 140–149 (2008).
57. Kostryzhev, A., Zhu, C., Cairney, J., Ringer, S., Killmore, C., and Pereloma, E., "Effect of Niobium Clustering and Precipitation on Strength of a NbTi-Microalloyed Ferritic Steel", *Materials Science And Engineering*, 226–235 (2014).
58. Korczynsky, M., "Microalloying and Thermo-Mechanical Treatment", *Proceedings of International Symposium Processing*, Pittsburgh, (1988).
59. Erden, M., Gündüz, S., Karabulut, H., and Türkmen, M., "Effect of Vanadium Addition on The Microstructure and Mechanical Properties of Low Carbon Micro-alloyed Powder Metallurgy Steels", *Materials Testing*, 58: 433–437 (2016).
60. Schade, C., Murphy, T., Lawley, A., and Doherty, R., "Microstructure and Mechanical Properties of PM Steels Alloyed with Silicon and Vanadium", *International Journal Of Powder Metallurgy*, 48: (2012).
61. Özdemirler, D., Gündüz, S., and Erden, M. A., "Influence of NbC Addition on the Sintering Behaviour of Medium Carbon PM Steels", *Metals*, 7 (4): (2017).
62. Zajac, S., Siwecki, T., Hutchinson, B., and Attlegård, M., "Recrystallization Controlled Rolling and Accelerated Cooling for High Strength and Toughness in V-Ti-N Steels", *Metallurgical Transactions A*, 22 (11): 2681–2694 (1991).
63. Fischmeister, H., "Applications of Quantitative Microscopy in Materials Engineering", *Journal Of Microscopy*, 95: 119–143 (2011).
64. Gladman, T., "The Physical Metallurgy of Microalloyed Steels", 1. Ed., *The Institute Of Materials*, London, UK, (1997).

65. Rodrigues, P. C. M., Pereloma, E., and Santos, D. B., "Mechanical Properties of an HSLA Bainitic Steel Subjected to Controlled Rolling with Accelerated Cooling", *Materials Science And Engineering: A*, 283: 136–143 (2000).
66. Jia, Z., Misra, R. D. K., O'Malley, R., and Jansto, S., "Fine-Scale Precipitation and Mechanical Properties of Thin Slab Processed Titanium–Niobium Bearing High Strength Steels", *Materials Science And Engineering A-Structural Materials Properties Microstructure And Processing - MATER SCI ENG A-STRUCT MATER*, 528: 7077–7083 (2011).
67. Najafi, H., Rassizadehghani, J., and Halvaeae, A., "Mechanical Properties of As Cast Microalloyed Steels Containing V, Nb and Ti", *Materials Science And Technology*, 23 (6): 699–705 (2007).
68. Xu, G., Gan, X., Ma, G., Luo, F., and Zou, H., "The Development of Ti-Alloyed High Strength Microalloy Steel", *Materials & Design*, 31 (6): 2891–2896 (2010).
69. Gündüz, S., Erden, M., Karabulut, H., and Türkmen, M., "Effect of Addition of Niobium and Aluminium on the Microstructure and Mechanical Properties of Microalloyed PM steels", *Materiali In Tehnologije*, 50: 641–648 (2016).
70. Kot, R. A. and Bramfitt, B. L., "Fundamentals of Dual Phase Steels", *Metallurgical Society Of AIME*, Warrendale, Pennsylvania, U.S.A., (1981).
71. Llewellyn, D. T. and Hudd, R. C., "3 - Engineering steels", *Steels* (Third Edition), *Butterworth-Heinemann*, Oxford, 199–290 (1998).
72. Lou, S. and Northwood, D. O., "Effect of Temperature on The Lower Yield Strength and Static Strain Ageing in Low-Carbon Steels", *Journal Of Materials Science*, 30 (6): 1434–1438 (1995).
73. Erden, M., "The Effect of the Sintering Temperature and Addition of Niobium and Vanadium on the Microstructure and Mechanical Properties of Microalloyed PM Steels", *Metals*, 7: 329 (2017).
74. Ahssi, M., Erden, M., Acarer, M., and çuğ, H., "The Effect of Nickel on the Microstructure, Mechanical Properties and Corrosion Properties of Niobium-Vanadium Microalloyed Powder Metallurgy Steels", *Materials (Basel, Switzerland)*, 13: (2020).

75. Shanmugasundaram, D. and Chandramouli, R., "Tensile and Impact Behaviour of Sinter-Forged Cr, Ni and Mo Alloyed Powder Metallurgy Steels", *Materials & Design*, 30 (9): 3444–3449 (2009).

ÖZGEÇMİŞ

Fatma Gül UZUN, Kahramanmaraş'ta doğdu. İlk ve orta öğrenimini Kahramanmaraş Binevler İlköğretim Okulunda, lise öğrenimini ise Kahramanmaraş Erdem Bayazıt Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2015 yılında Karabük Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Lisans öğrenimine başlayıp 2020 yılında mezun oldu. Lisans eğitiminin hemen ardından Karabük Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans eğitime başladı ve "Toz Metalürjisi ile Üretilen 316L Paslanmaz Çeliğe Ti ve Nb İlavesinin Sinerjik Etkisi" adlı tez çalışmasını gerçekleştirdi.