

**T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FENBİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**3D YAZICI İLE KEMİK TOZUNDAN BİYO-UYUMLU  
İMLANT ÜRETİMİ VE PERFORMANSININ  
İNCELENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Hatice AKÇA**

**Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ**

**Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Osman İYİBİLGİN**

**Eylül 2019**

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**3D YAZICI İLE KEMİK TOZUNDAN BİYO-UYUMLU  
İMLANT ÜRETİMİ VE PERFORMANSININ  
İNCELENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Hatice AKÇA**

**Enstitü Anabilim Dalı : MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ**

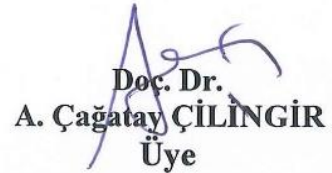
**Bu tez 02.09.2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği / oyçokluğu ile kabul edilmiştir.**



**Dr. Öğr. Üyesi  
Osman İYİBİLGİN  
Jüri Başkanı**



**Prof. Dr.  
Fehim FINDIK  
Üye**



**Doc. Dr.  
A. Çağatay ÇİLİNGİR  
Üye**

## BEYAN

Tez içindeki tüm verilerin akademik kurallar çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun şekilde sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezde yer alan verilerin bu üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmasında kullanılmadığını beyan ederim.

Hatice AKÇA

02.09.2019

## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, her konuda bilgi ve desteğini almaktan çekinmediğim, araştırmanın planlanmasından yazılmasına kadar tüm aşamalarında yardımlarını esirgemeyen, teşvik eden, aynı titizlikte beni yönlendiren değerli danışman hocam Dr.Öğr.Üyesi Osman İYİBİLGİN'e teşekkürlerimi sunarım.

Laboratuvar olanakları konusunda anlayış ve yardımlarını esirgemeyen Sakarya Üniversitesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölüm Başkanı Prof. Dr. Cuma BİNDAL'a ve BİMAYAM laboratuvar imkânlarından faydalanmama izin veren saygın hocam Dr. Öğr. Üyesi Osman İYİBİLGİN'e ve BİMAYAM Müdürü Prof. Dr. Mahmut Özacar'a, numune üretimindeki yardımlarından dolayı Arş. Gör. Engin Gepek'e, sinterleme işlemi için tüp fırını kullanmamıza izin veren Prof. Dr. Ali Osman KURT hocamıza teşekkür ederim.

Ayrıca çalışmamı maddi olarak destekleyen Sakarya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Komisyon Başkanlığına (Proje No: 2017-50-01-044) teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

|  |     |
|--|-----|
| TEŞEKKÜR.....                                      | i   |
| SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....               | v   |
| ŞEKİLLER LİSTESİ.....                              | vii |
| TABLolar LİSTESİ.....                              | x   |
| ÖZET.....  | xi  |
| SUMMARY.....                                       | xii |
| <br>   |     |
| BÖLÜM 1.   |     |
| GİRİŞ.....   | 1   |
| <br>   |     |
| BÖLÜM 2.   |     |
| LİTERATÜR TARAMASI.....                            | 2   |
| 2.1. Biyomalzemeler.....                           | 3   |
| 2.1.1. Metalik biyomalzemeler.....                 | 5   |
| 2.1.1.1. Paslanmaz çelikler.....                   | 6   |
| 2.1.1.2. Kobalt alaşımları.....                    | 7   |
| 2.1.1.3. Titanyum alaşımları.....                  | 7   |
| 2.1.1.4. Diğer metaller.....                       | 8   |
| 2.1.2. Şekil hafızalı malzemeler.....              | 9   |
| 2.1.3. Polimerik biyomalzemeler.....               | 11  |
| 2.1.4. Seramik biyomalzemeler.....                 | 13  |
| 2.2. Biyotriboloji Alanındaki Çalışmalar.....      | 14  |
| 2.3. Toz Metalurjisi Yöntemi.....                  | 21  |
| 2.4. Üç Boyutlu Yazıcı İle Üretim Teknolojisi..... | 23  |
| 2.4.1. Üç boyutlu yazdırma teknolojileri.....      | 24  |

|   |    |
|---|----|
| 2.4.1.1. FDM (Fused Deposition Modelling) .....                             | 24 |
| 2.4.1.2. Poly jet modeli (Eklemeli üretim – Additive modelling)<br>.....    | 25 |
| 2.4.1.3. Seçici lazer sinterleme - SLS (Selective Laser Sintering)<br>..... | 25 |
| 2.4.1.4. Binder jet modeli (Fused Deposition Model) .....                   | 26 |
| 2.4.2. Üç boyutlu yazılarda üretim süreci.....                              | 27 |
| 2.4.3. Üç boyutlu yazıcılarda kullanılan malzemeler .....                   | 27 |
| 2.4.3.1. ABS (Akrilonitril Butadin Stiren).....                             | 27 |
| 2.4.3.2. PLA (Polilaktik Asit).....   | 28 |
| 2.4.3.3. Naylon.....  | 29 |
| 2.5. Triboloji .....  | 29 |
| 2.5.1. Tribolojik sistem.....   | 30 |
| 2.5.2. Sürtünme.....  | 31 |
| 2.5.2.1. Kuru sürtünme .....  | 32 |
| 2.5.2.2. Sınır sürtünmesi (yarı sıvı sürtünme).....                         | 34 |
| 2.5.2.3. Sıvı sürtünme .....  | 35 |
| 2.5.3. Aşınma.....  | 35 |
| 2.5.3.1. Genel bilgiler ve tanımlar .....                                   | 35 |
| 2.5.3.2. Aşınma mekanizmaları ve çeşitleri.....                             | 37 |
| 2.5.3.3. Aşınmayı etkileyen faktörler .....                                 | 38 |
| 2.6. Tribometreler .....  | 39 |
| 2.6.1. Tribometrelerin temel özellikleri.....                               | 39 |
| 2.6.2. Falex test cihazı .....  | 40 |
| 2.6.3. Pim-disk aparatı.....  | 40 |

### BÖLÜM 3.

|   |    |
|---|----|
| DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....  | 41 |
| 3.1. Giriş .....  | 41 |
| 3.2. Numunelerin Üretilmesi .....                                 | 42 |
| 3.2.1. Geleneksel yöntemle (toz metalurjisi) numune üretimi ..... | 42 |
| 3.2.2. Binder jetting teknolojisi ile numune üretimi.....         | 44 |

|   |    |    |
|---|----|----|
| 3.3. Sinterleme .....   | 46 |    |
| 3.4. Triboloji .....  | 47 |    |
| 3.4.1. Sürtünme.....  | 48 |    |
| 3.4.1.1. Pin-on-disk kuru sürtünme testi .....  | 49 |    |
| 3.4.1.2. Pin-on-disk sıvı sürtünme testi .....  | 49 |    |
| 3.4.2. Aşınma.....  | 49 |    |
| 3.5. Karakterizasyon .....  | 51 |    |
| <br>  |    |    |
| BÖLÜM 4.  |    |    |
| SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME.....  |    | 52 |
| 4.1. Giriş .....  | 52 |    |
| 4.2. Aşınma Deneyi Sonuçlarının İrdelenmesi .....   | 52 |    |
| 4.2.1. 1200 °C’de sinterlenmiş numunelere ait kuru aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması .....   | 52 |    |
| 4.2.2. 1300 °C de sinterlenmiş numunelere ait kuru aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması .....   | 55 |    |
| 4.2.3. 1400 °C de sinterlenmiş numunelere ait kuru aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması .....   | 57 |    |
| 4.3. Aşınma Deneyi Genel Sonuçlar.....  | 60 |    |
| 4.3.1. Kuru aşınma deneyi genel sonuçlar .....  | 60 |    |
| 4.3.1.1. 1200 °C de sinterlenmiş numunelere ait sıvı aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması ..... | 60 |    |
| 4.3.1.2. 1300 °C de sinterlenmiş numunelere ait sıvı aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması ..... | 63 |    |
| 4.3.1.3. 1400 °C de sinterlenmiş numunelere ait sıvı aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması ..... | 65 |    |
| 4.3.2. Sıvı aşınma deneyi genel sonuçları .....   | 68 |    |
| <br>  |    |    |
| KAYNAKLAR .....   | 72 |    |
| ÖZGEÇMİŞ .....  | 86 |    |

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

|         |  |
|---------|--|
| AISI    | : Amerikan demir çelik enstitüsü               |
| A/P     | : Anterior / posterior                         |
| COM-COP | : Vücut denge kütle ve denge basınç merkezleri |
| CP-Ti   | : Ticari saf titanyum                          |
| CVD     | : Kimyasal buhar biriktirme                    |
| DLC     | : Elmas benzeri karbon                         |
| DSC     | : Dental kök hücre                             |
| ECM     | : Ekstra sellüler matris                       |
| EDS     | : Enerji dispersiyon spektroskopisi            |
| FCVA    | : Filtreli katodik vakum ark                   |
| FDP     | : Fonksiyonel değişimli plaklar                |
| GPC     | : Jel-permeasyon kromatografisi                |
| HA      | : Hidroksiapatit                               |
| IFM     | : Sonsuz odak mikroskobu                       |
| LPS     | : Lipopolisakkarit                             |
| MA      | : Mekanik alaşımlama                           |
| OA      | : Osteo artrit                                 |
| PA      | : Poliasetal                                   |
| PA      | : Poliasetal                                   |
| PDO     | : p-dioxanone                                  |
| PEEK    | : Polietereter keton                           |
| PET     | : Polietilen tereftalat                        |
| PET     | : Polietilen eraftalat                         |
| PGA     | : Poliglikoid                                  |
| PGA     | : Poliglikolik asit                            |
| PLA     | : Polilaktit                                   |



|        |                                |
|--------|--------------------------------|
| PLA    | : Polilaktik asit              |
| PMMA   | : Polimetil metakrilat         |
| PS     | : Polisülfan                   |
| PTFE   | : Politetrafloroetilen         |
| PTMC   | : Polimetilkarbonat            |
| PUR    | : Poliüretan                   |
| SEM    | : Taramalı elektron mikroskobu |
| SMA    | : Şekil hafızalı alaşım        |
| SME    | : Şekil hafıza etkisi          |
| SR     | : Silikon kauçuk               |
| SS     | : Paslanmaz Çelik              |
| TKR    | : Total diz replasmanı         |
| TM     | : Toz metalurjisi              |
| TTO    | : Top-toz oranı                |
| UHMWPE | : Yüksek yoğunluklu polietilen |

## ŞEKİLLER LİSTESİ

|  |    |
|--|----|
| Şekil 2.1. İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler .....   | 4  |
| Şekil 2.2. Spex™ karıştırıcı.....  | 22 |
| Şekil 2.3. FDM çalışma sistemi .....   | 24 |
| Şekil 2.4. Poly Jet çalışma prensibi .....   | 25 |
| Şekil 2.5. Seçici lazer sinterleme çalışma prensibi .....  | 26 |
| Şekil 2.6. Binder Jet çalışma prensibi.....  | 26 |
| Şekil 2.7. ABS filament ve ABS malzemesiyle üretilen bir dişli makara .....  | 28 |
| Şekil 2.8. PLA filament ve PLA malzemesiyle üretilen bir vazo.....   | 29 |
| Şekil 2.9. Tribolojik sistemin şematik gösterimi .....   | 30 |
| Şekil 2.10. a) Kuru b) sınır c) sıvı sürtünme halleri .....  | 32 |
| Şekil 2.11. Sürtünme kuvveti-hareket kuvveti ilişkisi.....   | 33 |
| Şekil 2.12. Zamanla oluşan aşınma .....  | 36 |
| Şekil 3.1. Binder Jetting tipi 3D yazıcı.....  | 41 |
| Şekil 3.2. Test numunesi boyutları. ....   | 42 |
| Şekil 3.3. Manuel press cihazı (MSE marka) .....   | 43 |
| Şekil 3.4. Presleme işleminde kullanılan kalıplar .....  | 43 |
| Şekil 3.5. Geleneksel yöntem ile üretilmiş test numunesi. ....   | 44 |
| Şekil 3.6. Binder Jetting yöntemi ile üretilmiş test numunesi. ....  | 45 |
| Şekil 3.7. Sinterleme işleminde kullanılan silindirik fırın. ....  | 46 |
| Şekil 3.8. 1300 °C Sinterlenmiş numuneler a) Binder Jeting yöntemi b) Geleneksel toz metalürjisi yöntemi. ....                   | 47 |
| Şekil 3.9. Stuers bakalit kalıplama cihazı. ....   | 48 |
| Şekil 3.10. Bakalite alınmış test numuneleri. ....   | 48 |
| Şekil 3.11. Binder jetting yöntemi ile üretilmiş ve 1300°C’de sinterlenmiş numuneler için kuru sürtünme grafiği.....             | 50 |
| Şekil 3.12. Geleneksel toz metalürjisi yöntemi ile üretilmiş ve 1300°C’de sinterlenmiş numuneler için kuru sürtünme grafiği..... | 50 |

|  |    |
|--|----|
| Şekil 3.13. Binder jetting yöntemi ile üretilmiş ve 1300°C’de sinterlenmiş numunenin SEM görüntüsü. ....             | 51 |
| Şekil 3.14. Geleneksel toz metalürjisi yöntemi ile üretilmiş ve 1300°C’de sinterlenmiş numunenin SEM görüntüsü ..... | 51 |
| Şekil 4.1. 1200°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-1) kuru aşınma deney grafiği.....                          | 53 |
| Şekil 4.2. 1200°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-2) kuru aşınma deney grafiği.....                          | 53 |
| Şekil 4.3. 1200°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-1) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü. ....                 | 54 |
| Şekil 4.4. 1200 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-2) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü. ....                | 54 |
| Şekil 4.5. 1300°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-1) kuru aşınma deney grafiği.....                          | 55 |
| Şekil 4.6. 1300°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-2) kuru aşınma deney grafiği.....                          | 56 |
| Şekil 4.7. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-1) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü. ....                | 56 |
| Şekil 4.8. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-2) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü. ....                | 57 |
| Şekil 4.9. 1400°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-1) kuru aşınma deney grafiği.....                          | 58 |
| Şekil 4.10. 1400°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-2) kuru aşınma deney grafiği.....                         | 58 |
| Şekil 4.11. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-1) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü. ....               | 59 |
| Şekil 4.12. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-2) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü. ....               | 59 |
| Şekil 4.13. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-1) sıvı aşınma deney grafiği.....                        | 61 |
| Şekil 4.14. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-2) sıvı aşınma deney grafiği.....                        | 61 |

|  |    |
|--|----|
| Şekil 4.15. 1200 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-1) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü. .... | 62 |
| Şekil 4.16. 1200 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-2) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü. .... | 62 |
| Şekil 4.17. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-1) sıvı aşınma deney grafiği. ....         | 63 |
| Şekil 4.18. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-2) sıvı aşınma deney grafiği. ....         | 64 |
| Şekil 4.19. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-1) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü. .... | 64 |
| Şekil 4.20. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-2) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü. .... | 65 |
| Şekil 4.21. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-1) sıvı aşınma deney grafiği. ....         | 66 |
| Şekil 4.22. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-2) sıvı aşınma deney grafiği. ....         | 66 |
| Şekil 4.23. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-1) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü. .... | 67 |
| Şekil 4.24. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-2) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü. .... | 67 |
| Şekil 4.25. Kuru ve sıvı aşınma deneyi sürtünme katsayıları. ....                                      | 69 |
| Şekil 4.26. Yağlayıcı kullanıldığında sürtünme katsayısı yüzde değişimi. ....                          | 70 |

## TABLolar LİSTESİ

|  |    |
|--|----|
| Tablo 1.1. Triboloji ve biyotripoloji alanlarındaki güncel araştırma konularının sınıflandırılması ..... | 3  |
| Tablo 2.1. Tıpta kullanılan metal alaşımların mekanik özellikleri .....                                  | 5  |
| Tablo 2.2. Metalik biyomalzemelerin implant uygulamaları .....   | 6  |
| Tablo 2.3. Şekil hafıza özelliğine sahip alaşımlar .....   | 10 |
| Tablo 2.4. Değişik sürtünme hallerinde sürtünme katsayıları .....  | 34 |
| Tablo 3.1. Deneysel çalışmada kullanılan numunelerin numaralandırılması .....                            | 46 |
| Tablo 4.1. Kuru ve sıvı aşınma deneyi sürtünme katsayıları .....   | 69 |

## ÖZET

Anahtar kelimeler: 3DYazıcı, Biyotriboloji, Biyomekanik, Biyomalzemeler

Bu çalışmada, 3d yazıcıyla üretilen numunelerin tribolojik ve biyotribolojik özellikleri deneysel olarak incelenmiştir. Bu kapsamda, triboloji ve özellikle çalışmada kullanılan biyo-uyumlu hidroksiapatitle üretilen numuneler hakkında doğru malzeme özelliklerini elde edebilmek amacıyla biyotriboloji konularında yapılan çalışmalar incelenmiştir.

Triboloji, makinelerde, birbiri ile çalışan parçalarda ve yüzeylerde sıklıkla karşılaşılan sürtünme, aşınma ve yağlama konularını inceleyen araştırma alanları arasında yer almaktadır. Biyotriboloji ise, tribolojik etkilerin canlılar üzerindeki uygulamaları olarak tanımlanabilir. Bu kavram, özellikle implant tasarımı, imalatı ve uygulamaları sırasında göz önünde bulundurulması gereken en önemli etkenler arasında yer almaktadır. Canlılar üzerinde uygulanması ve geliştirilmesi planlanan implantların tasarımları çok iyi olsa bile, biyotriboloji konusundaki testler ve analizler gerçekleştirilmeden başarı elde edilmesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle, biyotriboloji konusunun daha iyi anlaşılması, iki farklı üretim yönteminin kıyaslanarak doğru yöntemin belirlenmesi ve bu alanda çalışan araştırmacılara ışık tutarak yol göstermesi amacıyla bu çalışma yapılmıştır.

# **INVESTIGATION OF BIO-COMPATIBLE IMPLANT PRODUCTION AND PERFORMANCE BY 3D PRINTER WITH BONE POWDER**

## **SUMMARY**

Keywords: 3DPrinter, Biotribology, Biomechanics, Biomaterials

In this study, tribological and biotribological properties of the samples produced by 3d printer were investigated experimentally. In this context, the studies on tribology and biotribology were investigated in order to obtain accurate material properties of biocompatible hydroxyapatite produced samples.

Tribology is one of the research areas that examine the friction, wear and lubrication frequently encountered in machines, interlocking parts and surfaces. Biotribology can be defined as the applications of tribological effects on living things. This concept is one of the most important factors that should be considered during implant design, manufacturing and applications. Even if the design of the implants that are planned to be developed and developed on living things is very good, it is not possible to achieve success without carrying out tests and analyzes on biotribology. For this reason, this study has been carried out to better understand the subject of biotribology, to determine the right method by comparing two different production methods and to guide the researchers working in this field.

## **BÖLÜM 1. GİRİŞ**

Triboloji, Yunanca “sürtünme” anlamına gelen “tribos” kelimesinden doğmuş olup, göreceli hareket ve etkileşimli yüzeylerin bilim ve teknolojisi olarak tanımlanır (Ichiro Minami, 2009). Biyotriboloji ise tribolojik olayların canlılardaki hali ve uygulaması olarak düşünülebilir. Tanım olarak; biyolojik malzemelerin yüzeylerinin sürtünmesi, aşınması, yıpranması ve yağlanması gibi konuları inceleyen disiplinler arası bilim ve teknoloji dalıdır. Biyotripoloji, biyolojik sistemlerle ilgili tüm tribolojik olayları incelemektedir. Genel olarak bu alandaki çalışma konuları; takma dişlerin ve protezlerin aşınması, kontakt lenslerin kayganlaştırılması, kırmızı kan hücrelerinin dar kılcal damarlarda plazma ile kayganlaştırılması, yapay kalp kapakçıklarının aşınması, yapay kalplerdeki pompaların kayganlaştırılması, kemik kırığının iyileşmesinde kullanılan vidaların-plakaların aşınması, perikartta ve plevra yüzeylerinde kayganlaştırma, yapay eklemlerin aşınması, kayganlaştırılması, sürtünmesi şeklinde özetlenebilir (Zhou ve Jin, 2015).

Biyotriboloji, önemi hızla artan ve gün geçtikçe gelişen bir bilim dalıdır. Bunun nedeni olarak canlı sistemleri arasındaki ilişkileri, işleyişleri konu edinmesi gösterilebilir. Canlı vücudu oldukça kompleks bir sistemdir ve tüm mükemmel tribolojik malzeme özelliklerine sahiptir. Bu nedenle, anlaşılması ve araştırılması oldukça zor olan bu sistemler güncelliğini korumaktadır.

Biyotriboloji, hastalıkların oluşumlarının araştırılarak tedavi yöntemlerini, tedavide kullanılacak aletlerin canlı vücutuna uygun malzeme seçimi ile tasarımını, dolayısıyla tedavisini amaçlamaktadır. Doğal sistemlerin nasıl işlediğinin yanı sıra hastalıkların nasıl geliştiği ve tıbbi müdahalelerin nasıl uygulanacağı konusunda birçok biyolojik sistemde en önemli faktörlerden biri olarak kabul edilmektedir. Biyolojik sistemler ile yapılan nano ve mikro ölçekli çalışmaların, diğer alanlardaki nano ve mikro boyutlu yeni malzemelerin geliştirilmesinde bir model olacağı düşünülmektedir.



## **BÖLÜM 2. LİTERATÜR TARAMASI**

Biyotripoloji tribolojik etkilerin canlılar üzerindeki uygulamaları olarak tanımlanabilir. Ancak biyotripoloji kavramının ortaya çıkmasından çok önce biyo sistemlerin sürtünmesi, aşınması ve yağlanması konusunda birçok araştırma ve uygulama rapor edilmiştir.

Biyotripoloji konusunda birçok sözlü sunum, sempozyum, uluslararası konferans yapılmıştır ve hala düzenlenmeye devam edilmektedir. Düzenlenen Uluslararası Biyotripoloji Forumu yapılan bu çalışmalara örnek verilebilir. Bununla birlikte, en büyük ölçekli toplantı, Londra'da (UK, 2011) ve Toronto'da (Kanada, 2014) düzenlenen Uluslararası Biyotripoloji Konferansı (ICoBT) olmuştur (Franek ve ark., 2001; Zhou ve Jin, 2015).

Tripoloji ve biyotripoloji ile ilgili mevcut araştırmaları sınıflandırmak zor görünmektedir. Ancak bu alandaki güncel araştırma konuları için Tablo 2.1.'deki gibi bir gruplandırma genel olarak kabul edilebilirdir.

Tablo 1.1. Triboloji ve biyotriboji alanlarındaki güncel araştırma konularının sınıflandırılması (Zhou ve Jin, 2015).

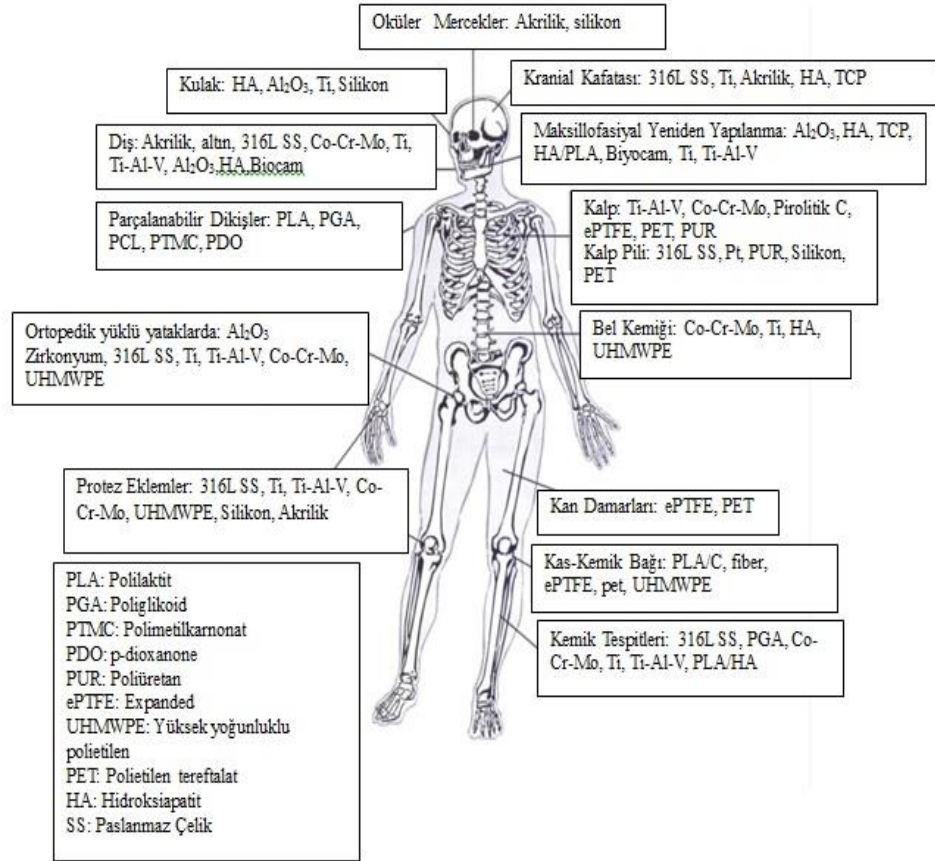
| TRİBOLOJİ  |  |                              | CANSIZ SİSTEMLERDE   |
|--|--|------------------------------|--|
| CANLI SİSTEMLERDE (BİYOTRİBOLOJİ)  |  |                              |  |
| İnsanlarda   | Hayvanlarda  | Bitkilerde                   | Tıbbi cihazlar, neşterler, medikal eldivenler, yapay kardiyovasküler sistem, üriner kateterler vb. |
| Ortak Triboloji: Kalça eklemi, diz eklemi, eklem kıkırdağı, implant arayüzleri vb.                         | Balık ve köpekbalığı derisi, kuş tüyü, kelebek kanatları, deniz kabuğu, salyangozlar vb. | Lotus yaprağı, diatomlar vb. |  |
| Deri Tribolojisi: Cilt bakımı, sentetik deri, cildin sürtünmesi, cilt tahrişi ve rahatsızlığı vb.          |  |                              |  |
| Ağız Tribolojisi: Doğal dişler, dil, tükürük, implant dişler, diş macunu, diş restoratif materyalleri vb.  |  |                              |  |
| İnsan Vücudu Veya Diğer Dokuların Tribolojisi: Kılılar, kemik hücreler, kontakt lens, kılcal kan akışı vb. |  |                              |  |

Biyolojik sistemlerin işleyişi ile ilgili daha fazla bilgiye ulaşmak ve bu sistemlerin çalışmasını daha iyi anlayabilmek için günümüzde hızla artan bir eğilimin olduğu görülmektedir. Biyotriboji alanında yapılan araştırmaların hedeflerinin “Güvenlik ve Uzun Ömür”, “Mühendislik Biyoniği”, “Konfor ve Güzellik” olarak üç ana başlıkta toplandığı görülmektedir. Güvenlik ve uzun ömür; tasarlanan implant, protez, stent vb. cihazların uzun süreli kullanımı için oldukça önemli bir hedeftir. İkinci olarak ifade edilen mühendislik biyoniğinde, biyotribojik bir çalışma yapabilmek için öncelikle canlı yapısının araştırılması gerekmektedir. Canlı sisteminin işleyişi hakkında ne kadar çok bilgi sahibi olunursa o kadar canlı yapısına uygun tasarımlar yapılabilir (Zhou ve Jin, 2015). Üçüncü ve son hedef konfor ve güzellik olarak isimlendirilmiştir. Estetik bir görünüm ve daha rahat kullanım şartlarının tanımlandığı bu grubun da araştırma konuları arasında önemli bir yere sahip olduğu görülmektedir.

## 2.1. Biyomalzemeler

Biyomalzemeler, vücut içerisinde zararlı yâda toksik bir etki oluşturmayan, tıbbi cihazlarda kullanılan malzemeler (Ratner ve ark., 2004) ile metalik, seramik ve

polimerik malzemeler gibi çeşitli malzemeleri kapsamaktadır. Şekil 2.1.'de insan vücudunda kullanılan biyomalzemeler ve uygulandığı bölgeler gösterilmiştir.



Şekil 2.1. İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler (Güven, 2014).

Tıbbi implantlar ise, insan vücudu ile uyumlu olan ve işlevsellik taleplerini karşılayabilen ürünlerdir. Bir tıbbi implantın tasarımında kullanılan malzemelerin seçimi, biyo-uyumluluk, biyo-yapışma, biyo-işlevlilik, korozyon direnci vb. kriterlere göre yapılır. İmplant yapımında kullanılan malzeme ve biyolojik organizma etkileşimini daha iyi anlamak için yapılan çalışmaların çoğunluğu genotoksisite, karsinogenisite, sitotoksisite, irritasyon, duyarlılık ve sterilizasyon için alternatifler sunar (Balazic ve ark., 2007). Bu çalışmaların odak noktası modern medikal uygulamalarda kullanılan metalik, polimerik, seramik biyomalzemeler ve şekil hafızalı malzemeler üzerinedir.

### 2.1.1. Metalik biyomalzemeler

Metalik biyomalzemeler genellikle iskeletin bileşenlerini desteklemek ve / veya değiştirmek için kullanılırlar. Polimerik ve seramik malzemelerle karşılaştırıldığında daha fazla çekme mukavemeti, yorulma mukavemeti ve kırılma dayanıklılığına sahiptirler. Yapay eklemler, kemik plaklar, vidalar, yapay kalp kapakçıkları, teller, stentler ve diş implantları vb. yapımında tercih edilirler. Yaygın kullanım alanlarından biri olan implantlar için en çok kullanılan metalik biyomalzemeler 316L paslanmaz çelikler, kobalt alaşımları, ticari olarak saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımlarıdır (Breme ve Biehl, 1998; Sumita ve ark., 2004). Metalik malzemeler ilk olarak endüstriyel kullanımlar için geliştirilmiştir. Mükemmel mekanik özellikleri ve nispeten yüksek korozyon direnci, vücut sıvılarına maruz kaldığında zararlı toksinlerin çok az salınmasına neden olur. Bu durum, malzemelerin vücut içinde daha uzun süre bırakılabilmesinin ana nedenidir ve bu nedenle tıbbi uygulamalar için uygundur. Tablo 2.2.'de paslanmaz çelik, kobalt ve titanyum alaşımlarının mekanik ve biyolojik özellikleri karşılaştırılmış, Tablo 2.3.'de ise metalik biyomalzemelerin kullanıldığı implant uygulamaları sunulmuştur.

Tablo 2.1. Tıpta kullanılan metal alaşımların mekanik özellikleri (Güven, 2014)

| Özellik          | Paslanmaz çelik | Kobalt alaşımları | Titanyum alaşımları |
|------------------|-----------------|-------------------|---------------------|
| Sertlik          | Yüksek          | Orta              | Düşük               |
| Dayanıklılık     | Orta            | Orta              | Yüksek              |
| Korozyon direnci | Düşük           | Orta              | Yüksek              |
| Biyouyumluluk    | Düşük           | Orta              | Yüksek              |

Tablo 2.2. Metalik biyomalzemelerin implant uygulamaları (Güven, 2014)

| Malzeme   | İmplant Uygulamaları   |
|-----------|--|
| 316L      | Kemiklerde, plakalar, vidalar, pimler, çiviler, stentler   |
| Co28Cr6Mo | Kalça, diz, dirsek, omuz, ayak bileği, parmak protezlerinde; kemik plakalarında, vidalarda, çubuklarda, kalp kapakçıklarında |
| Ti        | Kemik plakalarında, vidalarda, çubuklarda, kalp kapakçıklarında, kalp atışlarını düzenleyen aygıtlarda                       |
| Ti-6Al-4V | Kalça, diz, dirsek, omuz, ayak bileği, parmak protezlerinde  |
| Va        | Tel, folyo, levhalarda, klipslerde, elektrot   |

Metalik biyomalzemeleri dört alt gruba ayırmak mümkündür: Paslanmaz çelikler, kobalt alaşımları, titanyum alaşımları ve diğer metaller.

#### 2.1.1.1. Paslanmaz çelikler

Paslanmaz çeliklerin kullanım alanlarını mutfak eşyaları, kâğıt sanayi, petro kimya endüstrisi, mimarlık ve inşaat, otomotiv vb. olarak saymak mümkündür. Biyomalzeme olarak ise tıbbi implantlar ve yapay kalça protezlerinin üretiminde kullanılırlar. Ortopedik yataklar, dolaplar ve muayene makineleri gibi çok sayıda tıbbi malzeme, hijyenik olması ve kolay temizlenebilmesi nedeniyle paslanmaz çelikten standart olarak üretilmiştir. Tıbbi implantlar için kullanılan paslanmaz çelik, 316L'dir. 316L paslanmaz çeliğinin tercih edilmesinin nedenleri, yüksek korozyon direnci, kolay işlenebilme özelliği ve iyi bir mekanik dayanıma sahip olmasıdır (Sumita ve ark., 2004).

"L" düşük karbon içeriği anlamına gelen 316L ye korozyon direnci, molibden eklenerek, nikel artırarak ve %0.030'dan daha az karbon azaltılarak iyileştirilmiştir. Çeliğin karbon içeriği %0,03'ü aşarsa, karbür oluşma tehlikesi artar. Bunlar, karbon konsantrasyonunun karbür büyümesinin kinetiğine uygun olduğu zaman, tane sınırlarında çökelme eğilimindedir.

### 2.1.1.2. Kobalt alaşımları

Kobalt alaşımları genellikle yüksek sıcaklıklarda bile yüksek mukavemet sergileyen, ayrıca aşınmaya karşı dirençli olan, manyetik olmayan, korozyon ve ısıya dayanıklı malzemeler olarak tanımlanabilirler. zelliklerinin birçoğu kobaltın kristalografik doğasından, aşırı sert karbürlerin oluşmasından ve kromun verdiği korozyon direncinden kaynaklanır. Kobalt alaşımlarının kullanımı zordur. Bu yüzden kullanımları sınırlı kalmıştır. Ancak bu konudaki çalışmalar, özel döküm yöntemlerinin geliştirilmesine ve son zamanlarda seçici lazer sinterlemenin kullanılmasına imkân sağlamıştır.

Kobalt alaşımları içinde, CoCrMo alaşımı biyoyumlu bir malzemedir (Long ve Rack, 1998; Katti, 2004) ve kalça eklemi, diz replasmanı gibi klinik uygulamalarda ortopedik implant malzemesi olarak kullanılmaktadır. CoCrMo alaşımının biyoyumluluğu, alaşım yüzeyinde kendiliğinden oluşan ince bir oksit filminin varlığına bağlı olarak meydana çıkan yüksek korozyon direnciyle yakından ilişkilidir. AISI 316L paslanmaz elik oksit filmine benzer Şekilde Co ve Mo oksitlerden bazı küçük katkılarla Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub> elde edilmiştir (Milosev ve Strehblow, 2003; Kocijan ve ark., 2004).

Alaşımların mkemmek korozyon direncine rağmen, ortopedik implantlardan insan vücudu ortamına, alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyon salımı konusunda endişeler bulunmaktadır. Ek olarak Co-Cr bazlı alaşımlardan imal edilen implant bileşenlerinin, evre dokuda yüksek Co, Cr ve Ni konsantrasyonları ürettiği bildirilmiştir (Jacobs ve ark., 1998; Okazaki ve Gotoh, 2005).

### 2.1.1.3. Titanyum alaşımları

Titanyum ve alaşımları 1970'lerin başlarında implant malzemesi olarak yaygın bir Şekilde kullanılmaya başlamıştır. Ti bazlı implantların çoğunluğu, Avrupa'da ticari olarak saf titanyumdan (CP-Ti) yapılmıştır. CP-Ti, paslanmaz çeliğe göre daha iyi bir korozyon direnci ve doku toleransı sunmasına rağmen, nispeten düşük mukavemet ve olumsuz aşınma özellikleri nedeniyle kullanımını kalp pili kılıfları, kalp kapakçıkları kafesleri gibi belirli uygulamalarla kısıtlamıştır.

Uygulama için titanyum alaşımlarının seçimi, korozyona, biyoyumluluğa, kesme mukavemetine, yoğunluğa ve canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında osteointegrasyon (yapısal ve işlevsel bağlantı) yeteneğine bağlıdır. Bağışıklık dâhil olmak üzere en çok istenen özellikler Ti alaşımlarının kombinasyonu ile belirlenir (Rack, 2006). Bu kriterler dikkate alınarak soğuk işlenmiş CP-Ti'un, diş implantı için kullanılması yapılan uygulamalara bir örnektir.

Osteointegrasyonu uyarmak, rezorbsiyonu sınırlamak ve böylece implant ömrünü uzatmak için, bazı tasarımlarda (çimentosuz protezler) kabartılmış biyoaktif kaplı yüzeyler kullanır. Bu kaplamalardan ilki olan Hidroksiapatit (HA) kaplamalar, plazma püskürtme, elektroforetik HA ve mikro-ark oksidasyonu birikimi gibi birçok yüzey işleme tekniğinin geliştirildiği titanyum implantların biyoaktif yüzeyi olarak kullanılmaktadır (Chen ve ark., 2006). Bir başka implant kaplama biçimi olan elmas benzeri karbon (DLC) kaplamalardır. DLC kaplamalar ile temel biyomekanik problemler (örn. sürtünme, korozyon ve biyoyumluluk) incelenebilir (Dearnaley ve Arps, 2005). Bunlara karşın kaplama olmadığı durumlarda, vücut sıvıları ile temas eden metal yüzeylerden kopan parçalar kan akışına girdiklerinde aşınırlar (Hallab ve ark., 2001).

#### **2.1.1.4. Diğer metaller**

Ortopedi alanında kullanılmak amacıyla, biyomalzeme olarak kullanılan klasik metal malzemeler (paslanmaz çelikler, titanyum alaşımları, kobalt alaşımları vb.) ve yüzey kaplama malzemeleri tıbbi implantların kemiğe biyolojik olarak sabitlenmesini sağlamak için geliştirilmiştir (Bozyn ve ark., 1999). Klasik metal malzemeler, çok iyi klinik sonuçlar göstermesine rağmen, düşük hacimsel gözeneklilik, nispeten yüksek elastikiyet modülü ve düşük sürtünme özellikleri gibi sınırlamalara sahiptirler. Bu nedenle alternatif olarak kullanılan metal malzemeler diğer metaller grubunda yer alır. Klasik metallerin dışında kalan tantal, altın, diş amalgamları vb. metaller de diğer metaller grubunda yer almaktadır. Ayrıca, bu metallerin sınırlamalarını azaltmak için yeni ve gözenekli bir biyomalzeme olan tantalum geliştirilmiştir. Geçmişte bu malzeme kullanılarak birçok tıbbi cihaz üretilmiştir. Bunlar arasında; kalp pili

elektrotları, sinir onarımı için file ve mesh, radyoopak işaretleyiciler ve kranioplasti plakları vb. cihazlar vardır (Levine ve ark., 2006). Cihazların yanı sıra, tantalum biyomalzemesinin diğer bir uygulaması olan tantalum implantlar, ortopedik, kraniyo-yüz ve diş hekimliği literatüründe sıradışı bir biyouyumluluk ve güvenlik kaydı göstermiştir (Kato ve ark., 2000).

Tantal dışında kullanılan bir diğer metal oksitlenmiş zirkonyumdur. Oksitlenmiş zirkonyum, diz artroplastisi bileşenleri için ticari olarak piyasaya sürülen, seramik yüzeye sahip bir metaldir (Hunter ve Long, 2000; Ries ve ark., 2002). Bu metalin Oxinium ticari adı altındaki medikal alaşımı, yüzeyi zirkonya seramiğine dönüştürmek için oksitlenmiş zirkonyum ve niyobyum alaşımından (Zr-2.5Nb) oluşur. Seramik bir kaplama değildir, fakat bir termik işlem sırasında oksijen reaksiyonu ile üretilen, yaklaşık 4-5 µm kalınlığında geçiş metalidir (Benezra ve ark., 1999). Malzemenin kütlesi metal olduğu için, monolitik seramik kafa ile aynı kırılma riskine sahip değildir. Bu nedenle oksitlenmiş zirkonyum implant, aşınmayı azaltma ve böylece implantların ömrünü uzatma potansiyeli sunar.

### **2.1.2. Şekil hafızalı malzemeler**

Şekil bellekli alaşımlar (SMA), temel olarak şekil belleği etkisi (SME) kullanan pratik uygulamalarda yenilikçi kullanımları ile çok dikkat çekmiştir. Bu alaşımlar, dış etkiler nedeniyle bozulan geometrilerine, uygun sıcaklık, basınç vb. şartlar sağlandığında geri dönebilen malzemeler olarak tanımlanır. Tablo 2.4.'te şekil hafıza özelliğine sahip olan alaşımlar listelenmiştir.



Tablo 2.3. Şekil hafıza özelliğine sahip alaşımlar (Ghosh ve ark., 2015)

| Alaşım                  | Kimyasal Bileşimi              | Dönüşüm Sıcaklık Aralığı (°C) | Dönüşüm Histerezisi (°C) |
|-------------------------|--------------------------------|-------------------------------|--------------------------|
| AgCd                    | 44 ~ 49 % Cd                   | -190 ~ 50                     | ~ 15                     |
| AuCd                    | 46.5 ~ 50 % Cd                 | 30 ~ 100                      | ~ 15                     |
| CuAlNi                  | 14 ~ 14.5 % Al<br>3 ~ 4.5 % Ni | -140 ~ 100                    | ~ 35                     |
| CuSn                    | ~ 15 % Sn                      | -120 ~ 30                     |                          |
| CuZn                    | 38.5 ~ 41.5 % Zn               | -180 ~ -10                    | ~ 10                     |
| CuZnX<br>(X=Si, Sn, Al) | % X (az miktarda)              | -180 ~ 200                    | ~ 10                     |
| InTi                    | 18 ~ 23 % Ti                   | 60 ~ 100                      | ~ 4                      |
| NiAl                    | 36 ~ 38 % Al                   | -180 ~ 100                    | ~ 10                     |
| TiNi                    | 46.2 ~ 51 % Ni                 | -50 ~ 110                     | ~ 30                     |
| TiNi X<br>(X=Pd, Pt)    | 50 % Ni+X<br>5 ~ 50 % X        | -200 ~ 700                    | ~ 100                    |
| TiNiCu                  | ~ 15 % Cu                      | -150 ~ 100                    | ~ 50                     |
| TiNiNb                  | ~ 15 % Nb                      | -200 ~ 50                     | ~ 125                    |
| TiNiAu                  | 50 % Ni+Au                     | 20 ~ 610                      |                          |
| TiPd X<br>(X=Cr, Fe)    | 50 % Pd+X<br>~ 15 % X          | 0 ~ 600                       | ~ 50                     |
| Mn-Cu                   | 5 ~ 35 % Cu                    | -250 ~ 180                    | ~ 25                     |
| FeMnSi                  | 32 % Mn, 6% Si                 | -200 ~ 150                    | ~ 100                    |
| Fe-Pt                   | ~ 25 % Pt                      | ~ -130                        | ~ 4                      |
| Fe-Pd                   | ~ 30 % Pd                      | -50                           |                          |
| FeNi X<br>(X=C, Co, Cr) | % X (az miktarda)              |                               |                          |

1960'ların başlarında ABD Donanma Mühimmat Laboratuvarı'ndaki araştırmacılar, ekvivalent nikel ve titanyum alaşımında şekil hafızası etkisini keşfettiler. Keşfedilen alaşım patentlendirilmiş ve Nitinol (Nikel-Titanyum Donanma Ordnance Laboratuvarı) olarak adlandırılmıştır. Bu keşif, şekil hafızalı malzemeler alanında bir kopma noktası olarak kabul edilir ve o zamandan beri, bu malzemelerin temel davranışlarının mekaniğini açıklamak için yoğun araştırmalar yapılmıştır.

Geleneksel metal alaşımlarına kıyasla, biyo-uyumlu NiTi malzemeler süperakışkanlık ve şekil hafızası gibi inanılmaz özelliklere sahiptirler. Uygulama açısından bakıldığında ise, NiTi alaşımları martensit, strese bağlı martensit (süper elastik) ve östenit olmak üzere üç farklı biçimde kullanılmaktadır. Süperelastik NiTi oldukça elastiktir ve tıbbi uygulamaların büyük çoğunluğunda kullanılır. Öte yandan, östenitik NiTi, oldukça güçlü olmasına karşın elde edilmesi zordur.

NiTi alaşımı, kullanıldığı sıcaklığa bağlı olarak tüm bu biçim ve özellikleri sergileyebilir.

Uygulamalarda ağırlıkça daha zengin nikel alaşımların kullanılması, implantın insan vücudunda dar bir sıcaklık aralığında süper elastiklik özelliği sergilemesine neden olur. İlk SMA kardiyovasküler cihaz olan Simon Inferior Vena Cava filtresi süperelastik etkiye örnek bir uygulamadır. Bu cihaz pulmoner emboliyi önlemek için kan damarı kesilmesinde kullanılır (Yanlı ve ark., 2006). Simon filtresi, kan dolaşımında oluşan pıhtıları filtreler. Cihaz, kan akışı ile pıhtıları yakalayan şemsiyeye benzer eğimli SMA telinden yapılmıştır. Yerleştirme için cihazın şekil hafıza özelliği kullanılır, yani martensitik durumda orijinal form deforme olur ve bir kateter içine monte edilir. Cihaz serbest bırakıldığında, vücut ısısı filtrenin orijinal şekline dönmesini sağlar.

Diğer bir uygulama örneği olan stentler, tıkanan kan damarlarını açmak için kullanılan ve hızla gelişen kardiyovasküler ürünlerdir. NiTi alaşımları sahip olduğu özellikler nedeniyle, süperelastik ve kendi kendine genişleyen (SE) stentler için tercih edilen materyal olmuştur (Duerig ve ark., 2000).

### **2.1.3. Polimerik biyomalzemeler**

Polimerik biyomalzemeler, implant üretiminde veya cerrahi işlemlerde yardımcı olarak kullanılan metal alaşımların yerine kullanılır. Tıbbi uygulamalarda kullanılan polimerik biyomalzemeler; UHMWPE polietilen (PE), poliüretan (PU), politetrafloroetilen (PTFE), poliasetal (PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), silikon kauçuk (SR), polisülfon (PS), polilaktik asit (PLA) ve poliglikolik asit (PGA) olarak sayılabilir. Bu polimerik biyomalzemenin geniş bir kullanım alanı bulmasının nedeni değişik bileşimlerde ve şekillerde (lif, film, jel, boncuk, nanopartikül) hazırlanabilmeleridir. Ancak bazı uygulamalar için (örn. ortopedik alanda) mekanik dayanımları zayıf olup, sıvıları yapısına alarak şişebilir ya da istenmeyen zehirli ürünler (monomerler, antioksidanlar gibi) salgılayabilirler. Daha

da önemlisi, sterilizasyon işlemleri (otoklavlama, etilen oksit, Co radyasyonu) polimer özelliklerini etkileyebilir (Ghosh ve ark., 2015).

1960'lardan beri tıpta kullanılan ilk polimerik malzeme, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilendir (UHMWPE). Son derece uzun zincirlere ve 2 ila 6 milyon arasında moleküler ağırlığa sahip bir termoplastiktir. UHMWPE, oksitleyici asitler hariç, aşındırıcı kimyasallara karşı oldukça dirençlidir ve son derece düşük nem emilimi, çok düşük sürtünme katsayısı, kendini yağlama ve aşınmaya karşı yüksek direnç özelliklerine sahiptir. UHMWPE, omurga implantları için başarıyla kullanılmaktadır (Kurtz, 2004). Daha kullanışlı bir malzeme olan çapraz bağlanmış UHMWPE malzemeleri 1998 yılında klinik olarak tanıtılmış ve kalça replasmanları için bakım standardı haline gelmiştir (Sauer ve Anthony, 1998). Geçtiğimiz on yılda UHMWPE için önemli olan başka bir tıbbi gelişme, maksimum mukavemet ve minimum ağırlığın gerekli olduğu dikişler için liflerin kullanımındaki artış olmuştur. Benzer şekilde, gücü minimal invaziv prosedürler için cerrahi aletlerde de kullanılabilir.

Polimetil metakrilat (PMMA) metil metakrilatın sentetik polimeridir ve insan dokuları ile son derece uyumlu olduğundan yaygın olarak kullanılmaktadır. Ortopedide, PMMA kemik çimentosu, implantları takmak ve kemiği yeniden şekillendirmek için kullanılır (Miller, 2004). Yine başka bir kullanım alanı olan takma dişler genellikle PMMA'dan yapılır ve hastanın dişleri ve dişeti dokusuna renk uyumlu olabilir. Kozmetik cerrahisinde, sıvı içinde bulunan küçük PMMA mikro küreleri, kırıksıklıkları ve izleri kalıcı olarak azaltmak için deri altına enjekte edilir. PMMA ayrıca, kataraktların tedavisinde orijinal lens çıkarıldığında göz içi lensleri için de kullanılır. Sert kontakt lensler sıklıkla yine PMMA'dan yapılır. Yumuşak kontakt lensler ise genellikle bir veya daha fazla hidroksil grubu içeren akrilat monomerlerinin hidrofilik hale getirdiği bir polimerden yapılmaktadır (Olson ve Crandall, 1998; Oshika ve ark., 1998; Kruger ve ark., 2000; Findl ve ark., 2005).

Travma, ortopedik ve spinal implantlar için biyo-malzeme olarak kullanılan bir diğer polimerik malzeme polietereter ketonlardır (PEEK). PEEK, nükleofilik süstitüsyonla

aromatik dihalidlerden ve bisfenolat tuzlarından elde edilen termoplastik polimerlerdir ve kısmen kristaldir. Termal degradasyona çok dayanıklıdır (Kurtz ve Devine, 2007). Günümüzde PEEK polimerlerinin ortopedik ve omurga hastalarında başarılı klinik performansını belgeleyen çalışmalar literatürde görülmektedir (Brantigan ve ark., 2000; Glassman ve ark., 2001; Kärholm ve ark., 2002; Brantigan ve ark., 2004; Toth ve ark., 2006; Akhavan ve ark., 2006). İmplant fiksasyonunu daha da geliştirmeye yönelik olarak gerçekleştirilen bu çalışmalarda, PEEK biyomalzemelerinin hidroksiapatit (HA) içeren biyoaktif malzemelerle, ya bir kompozit dolgu maddesi olarak ya da bir yüzey kaplaması olarak uygunluğu araştırılmıştır (Tan ve ark., 2003; Abubakar ve ark., 2003; Fan ve ark., 2004; Yu ve ark., 2005).

Polimerik biyo-implantlar, üfleme kalıplama, enjeksiyon kalıplama, ekstrüzyon, vakum oluşturma ve sinterleme tekniği gibi geleneksel eriyik kalıplama teknikleriyle yapılır. Polimer biyo-implantların ana gereksinimleri steril üretim ve steril tekniklerdir (Middleton ve Tipton, 2000).

#### **2.1.4. Seramik biyomalzemeler**

Malzemelerde kontrolsüz fiziksel bozulma, partikül salımı ve uzun süreli dayanıklılığı içeren rastlantısal çözünme ile ilişkili problemlerden kaçınmak için malzemelerin spesifik hücre aktivitesi ile giderilmesi sırasında çözünmeden kalması gerekir. Bu amaçla, osteoblastlar tarafından sadece kemik mineralizasyonu için uygun substratlar olarak hareket etmekte kalmayıp, biyolojik ortamlarda çözünmez olan ve osteoklastlar tarafından harekete geçtiğinde emilen seramik biyo-malzemeler (biyo-seramikler) geliştirilmiştir (Langstaff ve ark., 2001). Biyoseramikler, polikristalin yapıya sahip seramik (alümina ve hidroksiapatit), biyoaktif cam, biyoaktif cam seramikler veya biyoaktif kompozitler (polietilen–hidroksiapatit) şeklinde hazırlanabilmektedir. Seramik biyo-malzemeler, sağlık sektöründe çok çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadırlar. Bunlar arasında, gözlük camları, teşhis cihazları, termometreler ve endoskopide kullanılan fiber optikler örnek olarak verilebilir. Ayrıca sert doku implantı olarak iskeletteki bağ dokusunun tamiri veya yenilenmesinde ve dişçilikte dolgu malzemesi olarak da yaygın bir biçimde kullanılmaktadırlar (Pasinli, 2004).

Biyo-seramik malzemeler arasında alümina, zirkonya vb. sayılabilir. Biyoseramik grubunda yer alan ilk malzeme olan zirkonyum dioksit veya zirkonya seramikleri ( $ZrO_2$ ), iyi derecede kimyasal ve boyutsal kararlılığa ve yüksek mukavemet ve dayanıklılığa sahip olan bir biyoinert metal oksittir (Piconi ve Maccauro, 1999) Hali hazırda kullanılan zirkonya seramiği, yüksek mukavemeti ve yüzey kalitesi ile tanınmaktadır. Zirkonya seramiği, femur başlarını üretmek için kullanılmış, çok iyi biyo-uyumluluk ve mekanik özellikleri dış uygulamaları için bu malzemeyi çekici hale getirmiştir (Ahmad, 1998; Tinschert ve ark., 2001; Fritzsche, 2003; Glauser ve ark., 2004). Başarılı bir kemik implantı entegrasyonu için ön koşul, histolojik (Akagawa ve ark., 1998; Scarano ve ark., 2013) çalışmalarda kemik-zirkonya arayüzlerinde gözlenen direkt kemik yerleşimi olup,  $ZrO_2$ 'nin de uygun bir implant malzemesi olabileceğini düşündürmektedir. Ancak, uygulama sırasında bu malzemede önemli problemlerle karşılaşmıştır. Birkaç vaka çalışmasında, bu sorunlardan ilki olan gerilme direnciyle ilişkili olabilecek zirkonya implantlarının yüzey bozulması bildirilmiştir (Haraguchi ve ark., 2001; Catledge ve ark., 2003). Seramik biyo-malzeme grubundaki ikinci seçenek olan alümina seramiği ( $Al_2O_3$ ), çok iyi biyo-uyumluluk, yüksek mukavemet, sertlik ve kırılma direnciyle karakterize edilmiştir (Munz ve Fett, 1999). Üstün aşınma direnci, bu malzemenin femoral eklem başında baskın kullanımı için en önemli özelliktir (Willmann, 1998).

## 2.2. Biyotriboloji Alanındaki Çalışmalar

Silikon ve SUS403 substratları üzerinde biriktirilen segment yapılı hidrojen içermeyen  $\alpha$ -C filmlerin mekanik ve tribolojik davranışları incelenen ve yapılandırılmış hidrojen içermeyen  $\alpha$ -C filmleri ile karşılaştırılan bir çalışmada, yapılandırılmış hidrojen içermeyen  $\alpha$ -C filmleri, filtreli katodik vakum ark (FCVA) sistemi ile metal kafesler kullanılarak imal edilmiştir. Segment yapılı hidrojen içermeyen  $\alpha$ -C filmlerin, düşük gerilim, yüksek sertlik, düşük sürtünme ve aşınma oranı açısından iyi kaplama özelliklerine yol açan FCVA yöntemi ile sentezlenebildiği bulunmuş ve bunlar tribolojik uygulamalar için uygun hale getirilmiştir (Kondo ve ark., 2015).

Yapılan bir çalışmada, “doğal diz için deneysel bir eklem simülasyon sistemi” geliştirilmiştir. Standart yapay yatakların anterior-posterior (A / P) kesme kuvveti açısından tribolojik performansı, yeni geliştirilen altı serbestlik dereceli tribolojik eklem simülatörü ile belirlenmiştir. Daha sonra domuz diz modeli geliştirilmiş ve kesme kuvveti ölçümleri açısından tribolojik özellikler ilk kez A / P kısıtlı, yay kuvvetleri yarı-kısıtlı ve A / P sınırsız koşulları içeren üç biyomekanik kısıtlama seviyesi için belirlenmiştir. Kesme kuvveti ölçümleri, A / P sınırlandırılmamış koşul altında (baskın olarak kayan hareket) A / P kısıtsız koşuluna (baskın olarak yuvarlanan hareket) kıyasla daha yüksek değerler göstermiştir. Bu durumda kesme kuvveti simülasyon modelinin femoral ve tibial yatağın kayması veya/ve yuvarlanması kısıtlandığında tribolojik davranışlar arasında ayrım yapabildiğini belirtmiştir (Liu ve ark., 2015).

Yapılan bir çalışmada, “periferik sinir ile elektriksel arayüz kullanarak dokunuş hissini düzeltme yaklaşımları”na odaklanmışlardır. İlk olarak, sinir liflerini elektrikle etkinleştirmek için implante edilebilen cihazlar tanımlanmıştır. İkinci olarak, bu arayüzlerin temel somatosensör geribildirimlerini nasıl aktardıkları tartışılmıştır. Üçüncüde ise, somatosensör sinirinin bozulmamış ekstremitelerdeki nesnelere ilgili bilgileri nasıl kodladığı ve bu doğal sinir kodlarının yapay dokunsal geri bildirimleri iletmek için nasıl kullanılabileceği hakkında neler bildikleri gözden geçirilmiştir. Son olarak da, çok yönlü dokunsal duyular ölçmek için bu kodların nöroprostatik bir cihazda nasıl uygulanabileceğine dair bir plan sunulmuştur (Saal ve ark., 2015).

Yapılan bir çalışmada, artiküler kıkırdakların mekanik ve yüzey morfolojik davranışlarını ve insan dizlerinin yıpranmasında insan diz sinoviyal sıvısının rolünü incelemiştir. OA (osteoartrit) semptomlarının daha iyi anlaşılması için gelecekte yapılabilecek çalışmalar değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlarda; insan dizindeki aşınma, OA (osteoartrit) 'nın ana nedeni olduğu belirtilmiştir. İnsan dizinde bulunan kıkırdak, sinovyal sıvı araştırmaları insan dizindeki aşınmanın daha iyi anlaşılmasına yardımcı olacağı ifade edilmiştir (Wang ve Peng, 2015).

Elmas benzeri karbon (DLC) malzemesi, trombosit yapışmasını ve aktivasyonunu inhibe etmeye yardımcı olan antitrombositik davranışı nedeniyle yüzey kaplama malzemesi olarak kanla temas eden cihazlarda kullanılır. Yapılan bir çalışmada, DLC filmlere, kan uyumluluğunu artırmak için kimyasal buhar biriktirme (CVD) sırasında bor ilave edilmiştir. Borun karbona (B / C) oranı, trimetilboron ve asetilenin akış hızını ayarlayarak filmde 0 ila 0,4 arasında değişmiştir. Tribolojik testler, B / C oranı 0,03 olan bor katkılı DLC filmlerin, katkısız DLC filmlerine kıyasla, sürtünmeyi ( $\mu = 0.1$ ) azaltma, sertliği azaltma ve aşınma oranını hafifletme açısından yararlı olduğunu göstermiştir. 0,03 ve 0,4'lük filmdeki B / C oranı, yüksek ıslanabilirlik ve yüzey enerjisi nedeniyle yüksek oranda hidrofilik bir yüzey sergilemiştir. TiNb substratlarının katkısız ve bor katkılı DLC ile kaplanmadan önce ve sonra kanla olan biyo-uyumluluğunu karşılaştırmak için bir in-vitro trombosit yapıştırma deneyi gerçekleştirilmiştir. Yüksek hidrofilik yüzeye sahip filmler TiNb'nin kan uyumluluğunu arttırmış ve D=3 için B / C oranı 0.03 olan en iyi sonuçlar elde edilmiştir (Liza ve ark., 2017).

Yapılan bir çalışmada, gıda bilimi endüstrisindeki pek çok kaynağın, yiyecek ve içeceklerin tüketimi boyunca gıda ürünlerinin özelliklerini (doku ve tat gibi) anlamaya yönelik olduğunu ifade etmiştir. Araştırma ağızdaki mekanizmaların dinamik yönlerini yakalamak için stratejiler geliştirmeye dayalıdır. Çalışmada, ağız parçalama yörüngesinin, reoloji ve triboloji ile tükrük göz önüne alındığında 6 aşamada haritalanabileceği ifade edilmiştir (Stokes ve ark., 2013).

Yapılan bir çalışmada, diş yapısının en büyük bileşeni olan dentinin organik matrisinin nano-yapısının belirlenmesindeki ilerlemeyi gözden geçirmiş ve restoratif biyomalzemelerin dentin substrat ile olan etkileşimini anlamakla ilgili yönleri vurgulanmıştır. Dentin kollajen fibrillerin hiyerarşik olarak bir araya getirilmiş supramoleküler yapısına ve su moleküllerine yapısal bağımlılığa etkileri hakkında yeni bilgiler sunulmuştur. Daha sonra, dentin organik ağını oluşturmada proteoglikanın katılımıyla ilgili son kanıtlar gözden geçirilmiştir. Son olarak, bu karmaşık biçimde bir araya getirilmiş nanoyapıların mevcut reçine esaslı diş restorasyonlarının düşük dayanımını sağlayan protez degradasyon süreçleri ile olan ilişkisi tartışılmıştır.

İncelenen kompleks organik yapıların, polimerik restoratif diş malzemeleri ile etkileşime girdiği iddia edilmiştir. Nanometre ölçekli topografik özelliklerin, dentin kollajen fibrillerinin hermetik kapsüllenmesini potansiyel olarak engellediği öngörülmüştür (Bertassoni ve ark., 2012).

Yapılan bir çalışmada, bisiklet sürme sırasında kas kuvvetlerinin değerlendirilmesine yönelik ilerlemeyi belgelemiştir. Çalışmanın özü, gerçek zamanlı bir paradigmanın ters biyomekanik modele uyarlanmasına dayandırılmıştır. Bisiklet aktivitesi sırasında bacağın biyomekanik bir modeli için gerçek zamanlı bir uygulama oluşturulmuştur. Toplu veriler Matlab ortamında analiz edilmiş ve gerçek zamanlı modeller oluşturulmuştur. Modelin farklı konfigürasyonları test edilmiş, hassasiyet odaklı ve performans odaklı olmak üzere iki optimal konfigürasyon önerilmiştir (Lozito ve ark., 2015).

Yapılan bir çalışmada, kaybedilmiş dişlerde güncel diş tedavilerinin büyük ölçüde dişlerin işlevselliğini geri kazanmasının protezlere ve implantlara bağlı olduğunu ifade etmişlerdir. Bununla birlikte, bu cihazlar biyolojik dişleri taklit edemez ve yeniden şekillendiremez. Doku mühendisliği kavramı, iyi tasarlanmış üç boyutlu bir iskele üzerinde postnatal diş kök hücrelerinin (DSCs) yetiştirilmesiyle, diş organojenezinin yeniden canlandırılması gerçeğine dayanmaktadır. Bugüne kadar, farklı hücre kaynaklarına sahip birçok biyomateryal iskelenin, doğal ekstrasellüler matris (ECM) analoglarına ikame edebilecekleri belirtilmiştir. Bu yazıda, diş hekimliği mühendisliği için özellikle önemli olan periodontal dental kök hücreler DSC'leri, iskele tasarımı ve üretim teknikleri alanlarında zorluklar üzerine bir tartışma ile birlikte literatürün kısa bir gözden geçirmesi sunulmuştur (Zhang ve ark., 2013).

Yapılan bir çalışmada, (1) diş seramiklerinin gelişimi, (2) diş CAD / CAM sistemlerinin mevcut durumu, (3) CAD / CAM ve Zirkonya restorasyonu, (4) Zirkonya ile kaplayıcı seramik arasındaki bağ, (5) Zirkonya bağı (6) Zirkonya restorasyonunun ve antagonist emaye aşınmasının yüzey kaplaması ve (7) Zirkonya restorasyonunun klinik değerlendirilmesi konularını gözden geçirmiştir. Kaplamalı porselenlerde kırılmayı önleyebilecek iki alternatif önerilmiştir. Birincisi, imal edilmiş zirkonya



çerçevesine yapışan porselen parçaları içeren hibrid yapılandırılmış FDP'lerdir. Bir diğer seçenek ise tam konturlu zirkonya FDP'leri üzerinde yüksek yarı saydam zirkon kullanılmasıdır. Bu derlemede, porselenlere kıyasla yüksek düzeyde parlatılmış zirkonyanın daha düşük antagonist aşınma verdiği gösterilmiştir. Her iki malzeme ve işleme teknolojilerinin hızla gelişmesi nedeniyle, zirkonya bazlı FDP'lerin uygulanmasının umut verici olduğu görülmüştür. Bununla birlikte, diş hekimleri ve diş teknisyenlerinin klinik işlemleri gerçekleştirirken iş birliği yapmaları gerektiği ifade edilmiştir. Özellikle, zirkonya tabanlı FDP'lerin kullanılabilirliğini kanıtlamak için daha uzun klinik değerlendirmelere ihtiyaç duyulduğu anlaşılmıştır (Miyazaki ve ark., 2013).

Yapılan bir çalışmada, 70 yaşında bayan hastanın 10 yıllık kullanımından sonra toplam diz sisteminden çıkartılan tibial insert, yatak yüzeyinin morfolojisini ve bileşimini karakterize etmek için, stereoskop, taramalı elektron mikroskobu (SEM), sonsuz odak mikroskobu (IFM) ve enerji dispersiyon spektroskopisi (EDS) kullanılarak araştırılmıştır. Tibial insertin moleküler ağırlığını ölçmek için jel-permeasyon kromatografisi (GPC) kullanılmıştır. Sonuçlar, toplam diz replasmanı (TKR) başarısızlığının yüksek dereceli aşınma ve oksidasyon bozunması ile ilişkili olduğunu göstermiştir. Alınan UHMWPE tibial yüzeyinde yüzey delaminasyonu, çizik izleri, çukurlaşma, katlanma ve gömülü üçüncü vücut partikülleri gözlenmiştir (Liza ve ark., 2011).

Yapılan bir çalışmada, enfeksiyon kontrolü ve kemik rejenerasyonu için iki fazlı bir eklem boşluğu oluşturma üzerine bir hipotez önermişlerdir. Bahsedilen eklem boşluğu, bilgisayar destekli tasarım ve düşük sıcaklıkta 3D baskıdan elde edilen geometriye özgü bir kalsiyum fosfat kılıf ile antibiyotik sağlayan bir aksenal kemik çimento sütunundan oluşmaktadır. Teorik olarak, bu eklem boşluğu spesifik ilaçların kontrollü salınımı ve büyüme faktörlerinin birlikte sağlanması özelliklerine sahiptir. Yapılan hipotez önerisinin onaylanması durumunda, 3D baskı tekniğini kullanarak kalsiyum fosfatın yazdırılabilirliğini kolaylaştırmak ve laboratuardan kliniklere geçişini hızlandırmak için daha fazla çaba gösterilmesi gerektiği ifade edilmiştir. Sonuç olarak, bilgisayar destekli tasarım ve düşük sıcaklıkta 3D baskıdan elde edilen geometriye,

spesifik bir bioseramik kılıf ve antibiyotik taşıyan aksel bir kemik çimento direğinden oluşan yeni bir bifazik ayırıcı modülün, gelişmiş kemik onarımı etkisi göstereceğı hipotezi gündeme getirilmiştir. Yazarların klinik uygulamadaki hipotezlerinin uygulanması durumunda, hastalarda daha iyi bir yaşam kalitesi beklenirken, artroplasti ameliyatlarında sağlık harcamasının önemli ölçüde azalacağı anlaşılmıştır (Zhang ve ark., 2015).

Yapılan bir çalışmada, düz yürüme sırasında COM-COP açısının teğetin RCOFy'e olan katkısı araştırılmıştır. Çalışma, dört sağlıklı genç erişkin erkeğı kapsamaktadır. Katılımcılardan 5 muzunluğunda bir geçitte yürüme hızları istenmiştir. Her katılımcı dokuz denemede, üç farklı yürüme hızı (1, 1.4 ve 1.9 m/s) üç farklı uzunluk (0.55, 0.75 ve 0.95 m) için deneyler gerçekleştirmiştir. COM, hareket yakalama yöntemini kullanarak hesaplanmıştır. Sol ve sağ ayaklar için COP'ler, geçide gömülü sekiz kuvvet plakası kullanılarak ölçülmüştür. RCOFy, kuvvet plakaları kullanılarak ölçülen anterior-posterior ve vertikal yer reaksiyon kuvvet komponentlerinden hesaplanmıştır. Bu çalışmanın sonuçları, RCOFy'nin büyüklüğünün esas olarak düz yürüyüş sırasında sagittal düzlemdeki COM-COP açısının teğetiyle belirlendiğini göstermiştir. Sonuçlar, ağırlık kabulünde teğet olan daha küçük bir COM-COP açısı ile yürümenin, düz yürüme sırasında RCOFy değerini, yani kayma riskini etkili bir şekilde düşürdüğünü göstermiştir (Yamaguchi ve Masani, 2016).

Yapılan bir çalışmada, yapay kıkırdak implantı için eklem yüzeyinin kayganlaştırıcı katkısı ile yeni biyotribolojik bir malzeme geliştirmek için iki tip poli vinil alkol (PVA) hidrojel üzerinde durulmuştur. Aşınma testi sırasında oluşan aşınma parçacıklarının morfolojisi ve hidrojel aşınma parçacıklarını uygulayarak makrofaj immün yanıtları değerlendirilmiştir. Aşınma testi sonuçları, toplam WP-CD miktarının WP-FT'ye göre belirgin şekilde düşük olduğunu ortaya koymuştur. Biyokimyasal ve immünolojik değerlendirmelerde aşınma parçacıklarının makrofajlara sitotoksik etkisi olmadığı görülmüştür. Her iki yıpranma partikülü tarafından uyarılan grupların sitokin sentezi, LPS ile uyarılmış pozitif kontrolünkinden çok düşüktür. Böylece, PVA aşınma parçacıklarının makrofaj immün tepkisini etkilemeyeceğı anlaşılmıştır. PVA

hidrojelinin kayganlığı daha da iyileşebilirse aşınmanın ve osteoliz riskinin azalacağı anlaşılmıştır (Omataa ve ark., 2015).

Yapılan bir çalışmada, biyolojik sistemler ile ilişkili tribolojik çalışmalar gözden geçirilmiştir. Kısa bir tarih, sınıflandırma ve mevcut biyotriboloji araştırmaları üzerine yoğunlaşılacak konular, seçilen dergilerdeki bildirimlere ve bu alandaki önemli konferansların sunumlarına göre analiz edilmiştir. Cilt tribolojisi, oral triboloji vb. temsili biyolojik sistemlerdeki ilerleme sunulmuştur (Zhou ve Jin, 2015).

Yapılan bir çalışmada, simüle edilmiş bir kalça eklem modelinde tribolojik performans üzerindeki varyasyonun etkilerini karşılaştırılmıştır. Makalede, yapay kalça eklemi implantlarında sinovyal sıvı kompozisyonlarının tribolojik rolünün temel bir araştırması rapor edilmiştir (Ghosh ve ark., 2015).

Yapılan bir çalışmada, son yıllarda diş hekimliğine uygulanan tribolojiye olan ilginin artması nedeniyle bu konuyu geniş çapta ele alınmıştır. Çalışmanın amacı, diş-diş ve doğal diş-malzeme (zirkonya- zirkonya ve doğal diş-zirkonya) temaslarındaki tribolojik performansları incelemektir. Tribolojik testler, yağlanmış koşullar altında (yapay tükürük) bir pistonlu tribometre kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Aşınma kütle kaybı değerlendirilmesi, gravimetrik yöntem kullanılarak değerlendirilmiştir. Her tribo testinin ardından aşınmış yüzeylerde mevcut olan aşınma mekanizmalarını karakterize etmek için bir 3D temassız optik profillerle analiz yapılmıştır. Aşınma ile kütle kaybıyla ilgili sonuçlar, seramik restorasyonla (ortalama 0.5 mg'lık bir değer), doğal dişin tribolojik olarak bağlanması çok düşük bir aşınma oranı göstermiştir. Bu oran, temas iki yapay zirkonya dişi arasında olduğunda daha da düşüktür (Ruggiero ve ark., 2018).

Yapılan bir çalışmada, köpekbalığının morfolojisi ve mekanizması genel itibarıyla açıklanmış ve köpekbalığı morfolojisi ile yüzeylerin üretilmesi için kullanılacak yöntemler hakkında bilgi verilmiş, son olarak çalışmada yer verilen bilgi ve yöntemlerin farklı akışkan mühendisliğindeki uygulamaları kısaca gösterilmiştir (Chen ve ark., 2018).

Yapılan bir çalışmada, diz ve kalça eklemlerindeki aşınma sorunu konusunda son yıllardaki gelişmeler ve çalışmalar incelenmiştir. Yapılan gözden geçirmede tribolojinin temel ilkelerini kullanarak biyo-triboloji alanında kullanılabilir yararlı yeni yöntemler üretilebileceği anlaşılmıştır. Metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler gibi çeşitli malzemeler kullanılarak tasarlanmış yapay eklemlerin incelenmeye devam edildiği görülmüştür. Bu alandaki yeni çalışmaların implant teknolojisinin gelişimini etkileyeceği anlaşılmıştır. Yeni implant tasarımları için farklı alaşımların veya kompozitlerin test edildiği görülmüştür. Günümüzde hala önemli olan nanoteknoloji, doku mühendisliği, ortopedi, triboloji, biyo-triboloji, organ nakli ve suni organlar gibi önemli konuların, biyo-tribolojik çalışmalarda gelecekte uygun çözümler bulmada faydalı olacağı anlaşılmıştır. Özet olarak bu derleme makalesiyle, klinik araştırmadan önce yapılması gereken teorik ve laboratuvar koşullarında in-vitro çalışmaların bir özetini sunmayı amaçlanmıştır (Akdoğan ve ark., 2018).

### **2.3. Toz Metalurjisi Yöntemi**

Farklı boyut dağılımına sahip metal tozlarını kullanarak mukavemetli parçaların üretilmesi işlemine toz metalurjisi (TM) denir. Bu işlemde; metal tozları bir kalıba doldurulur, preslenir ve sinterleme işlemi ile bu tozların ısı ile bağlanması sağlanır.

TM, döküm yöntemindeki gibi net parçaların üretiminde kullanılır. Aynı formdaki parçalardan çok sayıda üretilmesi gerektiğinde, ekonomik ve kaliteli parçaların üretilmesi, toz metalurjisinin önemli özelliklerinden biridir. TM ile, istenildiğinde aynı üründen çok sayıda üretilmesi, bu yöntemin en avantajlı olduğu yönüdür. TM; hammadde vb. sorunları ortadan kaldırır. Sahip olduğu bu özelliklerle TM sürekli gelişerek geleneksel metal şekillendirme işlemlerinin yerine geçmektedir (Sarıtış ve ark., 2007).

TM, elektrik ve elektronik uygulamaları, kontrollü gözenek uygulamaları, yapısal otomotiv parçaları gibi uygulamaların yanında, tıbbi uygulamalarda da kullanılmaktadır. Bu yöntemde biyomalzemelerin boşluklu yapıda üretilmesi, en

önemli avantajdır. Toz metalurjisi yönteminin tıbbi uygulamalarına protezler örnek verilebilir (Akdoğan ve Sarıtaş, 2002).

Toz metalurjisi yönteminde parça üretmek için ilk adım metal tozlarının birleştirilmesidir. Bu nedenle kullanılacak tozun karakter özelliklerinin (tane boyutu, dağılımı, şekli vb.) bilinmesi gerekir (Sarıtaş ve ark., 2007).

Üretilecek parçaya uygun metal tozu seçildikten sonra ikinci adım tozların karıştırılmasıdır. Üretilen parçanın mekanik özelliklerini etkilemesi nedeniyle bu adım oldukça önemlidir.

Karıştırılan metal tozlarının üçüncü aşaması, ard arda birbiriyle birleştirilip, sonrasında yeniden kırılıp daha küçük taneciklere ayrılmasını sağlayarak, yüksek mukavemetli parçaların üretiminde kullanılması olarak açıklanan mekanik alaşımlamadır (Öveçoğlu, 1987; Benjamin, 1992; Suryanarayana ve ark., 2001; Suryanarayana, 2001; Fecht, 2002; Delogu ve ark., 2003; Goff, 2003). Bu yöntem basit olmasının yanında ekonomik bir yöntemdir (Suryanarayana ve ark., 2001). Şekil 2.2.'de Spex tipi bir karıştırıcı gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Spex™ karıştırıcı (Dikici, 2010).

Mekanik alaşımlandırılmış metal tozlarına dördüncü adımda basınç uygulanarak tozlar daha yoğun bir hale getirilir. Bu işleme presleme denir. Presleme işlemi tamamlanan metal tozları mukavemetli (elle tutulabilecek derecede) bir parça hale gelir.

Bahsedilen dört aşama tamamlandıktan sonra son aşama olarak sinterleme işlemi yapılır. Preslemeden sonra elde edilen parça bir fırın içinde ısıtılarak metal tozlarının birbirine ısıl bağlanması sağlanır ve parça oldukça mukavemetli hale gelir (Kang, 2005; Sarıtaş ve ark., 2007).

#### **2.4. Üç Boyutlu Yazıcı İle Üretim Teknolojisi**

Dijital ortamda hazırlanmış CAD çizimlerinin katı hale dönüştürülmesi işlemi üç boyutlu yazdırma, bu işlemin gerçekleştirildiği cihazlar da üç boyutlu yazıcı olarak adlandırılırlar.

Bu cihazlarda üretim yapılacağı takdirde ilk olarak yapılması gereken üretilecek parça için kullanım alanı belirlemektir. Kullanım alanı belirlendikten sonra ihtiyaca göre üretilecek parçanın özellikleri belirlenebilir. Amaca yönelik kullanım alanlarına aşağıdaki gibi sayılabilir.

1. Prototip oluşturma
2. Katı modelleme
3. Medikal uygulamalar
4. Yedek parça

Üretime geçmeden önce her yöntemde olduğu gibi bu yöntemdeki kısıtlamaların da göz önünde bulundurulması gerekir. Bu kısıtlamalar aşağıdaki şekilde özetlenebilir.

1. Malzeme çeşitliliği,
2. Üretilen objelerin dayanımı,
3. Yazdırılacak ürünün maliyeti,
4. Diğer üretim yöntemlerine göre daha düşük hassasiyet.

Üç boyutlu yazıcıların sahip olduğu avantajlar ise aşağıdaki şekildedir.

1. Tasarım kolayca aktarılabilir,
2. Değişiklikler seri şekilde yapılabilir,
3. Kişiselleştirilmiş ürünler rahatça üretilebilir,

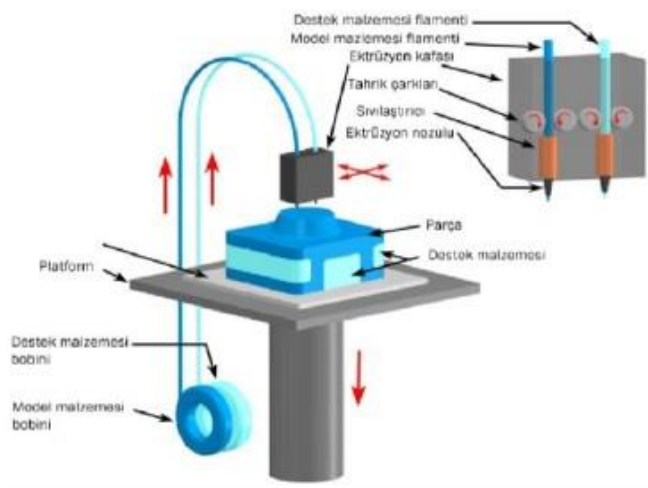
4. Ürün fiyatı önceden hesaplanabilir,
5. Kullanılan malzemeler dönüştürülebilir,
6. Malzemeden en düşük seviyede kayıp verilir (Şahin ve Turan, 2018).

#### 2.4.1. Üç boyutlu yazdırma teknolojileri

3 boyutlu yazıcılarla yapılan üretim için katmanların oluşum şekliyle ilgili farklılık gösteren birçok teknoloji kullanır. Bu teknolojilerin çalışma prensipleri ve temel özellikleri aşağıda özetlenmiştir (Çelik ve Çetinkaya, 2017).

##### 2.4.1.1. FDM (Fused Deposition Modelling)

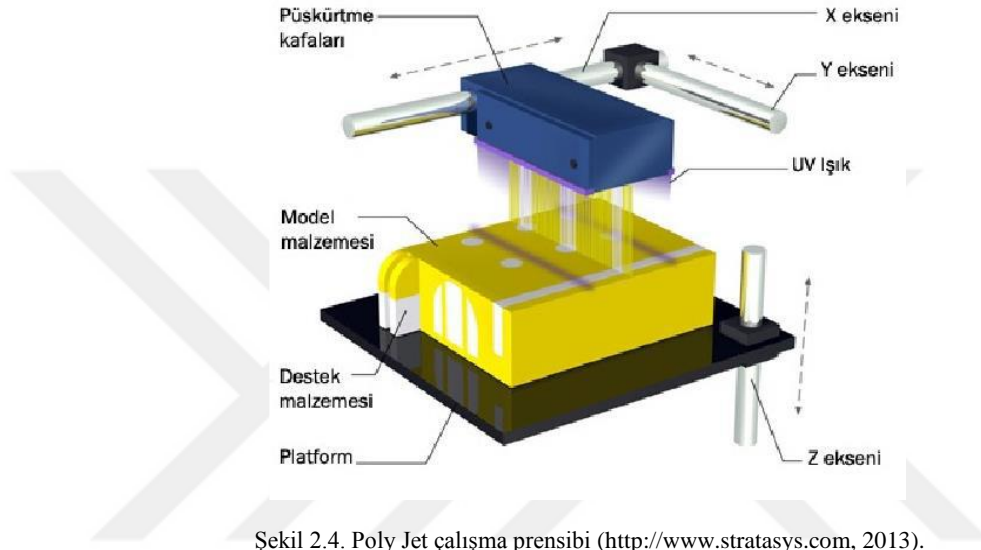
Birleştirmeli yığılma modeli yani FDM olarak adlandırılan bu model en fazla kullanılan modeldir. Tanım olarak, yatay ekseni esas alıp, baş kısmın üçüncü ekseninde birikim yaparak model oluşturmasıdır. Baş kısım ısıyla, polimer malzemeleri eritip, malzemeleri bu şekilde şekillendirir. Plastik malzemeler grubunda en fazla mukavemete bu modelle ulaşılabilir. Şekil 2.3.'de FDM çalışma sistemi şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.3. FDM çalışma sistemi (Naghieh ve ark.,2016).

### 2.4.1.2. Poly jet modeli (Eklemeli üretim – Additive modelling)

Poly jet modelinde malzeme desteği daha fazladır ve karışık şekildeki parçaların üretimine daha uygundur. Çözünürlüğü daha yüksek olduğundan, üretilen parça, prototipten çok, ticari ürün gibi düşünülebilir. Şekil 2.4.'te Poly Jet çalışma sistemi şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Poly Jet çalışma prensibi (http://www.stratasys.com, 2013).

### 2.4.1.3. Seçici lazer sinterleme - SLS (Selective Laser Sintering)

SLS modeli, metal tozlarının sıcaklık ve basınçla katı cisimlere dönüştürülmesi esasına dayanır. Sinterleme işlemi çeşitli metodlar kullanılabilir. Lazer bunlardan biridir. Lazer ışını metal tozlarına hızlıca yansıtılır ve katmanlar oluşturulur.

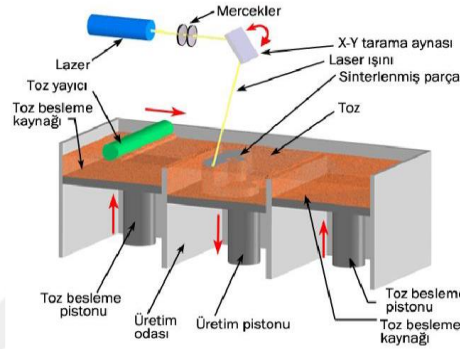
SLS modelinde, kullanılacak lazer gücüne göre seramik, plastik ve metal olmak üzere, birçok malzeme veya malzeme karışımlarını kullanılabilir.

SLS modelinin FDM modelinden farkı, parçaların ham madde olarak kullanılan toz içine gömülü üretilmesinden dolayı çoğu modelde destek malzemesi kullanım ihtiyacının ortadan kalkmasıdır. Fakat FDM modeliyle kıyaslandığında, her katmana tozların düzgün bir şekilde serilmesini gerektirmesi nedeniyle yavaş olduğu görülür.



Bu modelin en önemli avantajı, karmaşık parçaların kolay üretimini sağlamaktır. Ayrıca üretimden sonra ortaya çıkan modelin temiz ve son hal olması da avantajları arasında sayılabilir.

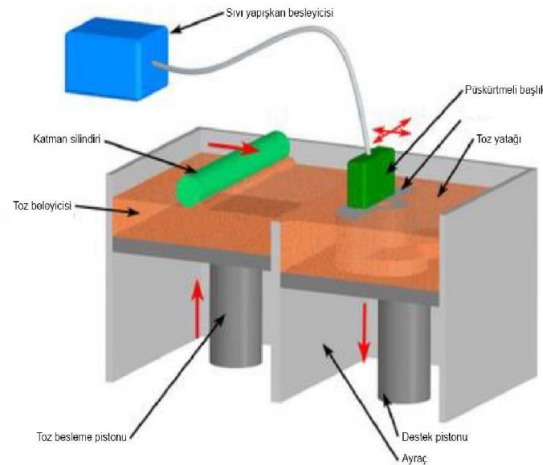
Şekil 2.5.'te SLS çalışma sistemi şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Seçici lazer sinterleme çalışma prensibi (<http://www.custompart.net>, 2013).

#### 2.4.1.4. Binder jet modeli (Fused Deposition Model)

Binder jet modeli, toz malzeme üstüne bağlayıcı madde (yapıştırıcı) serilip, sonrasında bu katman üzerine yeniden toz malzeme serilerek devam eden ve parça oluşumunu sağlayan modeldir. Bu modeldeki destek malzemeleri direk modelden ayrıştırılabilir. Şekil 2.6.'da Binder Jet çalışma sistemi şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.6. Binder Jet çalışma prensibi (Kaleli ve Saraç, 2014).

### 2.4.2. Üç boyutlu yazılarda üretim süreci

Modelleme: Üretilen olan objenin dijital ortamda 3 boyutlu model olarak hazırlanmasıdır. Bu işlem için; AutoCAD, SolidWorks, Google Sketchup ve Rhino3D yazılımları kullanılabilir.

Dilimleme: Bu işlemde model, 3D yazıcının anlayacağı bir dile, G koduna çevrilmiştir. Yani STL dosyasındaki model, dilimleme yazılımı ile katmanlara ayrılmaktadır. En çok tercih edilen dilimleme yazılımları Skeinforge ve Kisslicer'dır.

Baskı ve üretim: 3D yazıcı ile ürün bu aşamada gerçekleştirilir.

Baskı sonrası işlemler: Ürünün zımparalama vb. kullanarak daha düzgün bir yüzeye sahip olması sağlanmaya çalışılır (Şahin ve Turan, 2018).

### 2.4.3. Üç boyutlu yazıcılarda kullanılan malzemeler

Üç boyutlu yazıcılarda yaygın olarak kullanılan malzemeler aşağıdaki gibi özetlenebilir (Chhabra ve Singh, 2011; Turner ve ark., 2014).

#### 2.4.3.1. ABS (Akrilonitril Butadien Stiren)

ABS, hafif ama sert bir termoplastik polimerdir. Örnek kullanım alanı olarak lego parçaları verilebilir. Bir petrol ürünü olan ABS aseton ile çözülebilir. ABS kullanarak yazdırılan ürünler 20 ile 80 °C arasında kullanılabilir. Erime başlangıç sıcaklığı 105 derece olması nedeniyle 80 derece üzerinde yumuşama ve şekil bozukluğu olabilir. ABS malzemesi yoğun güneş ışınlarına maruz kaldığında hasar görmesi nedeniyle ciddi şekilde güneşte kalacak ürünlerde parçayı boyamak iyi bir çözümdür. Şekil 2.7.'de ABS filament ve bu malzemeyle üretilen bir makara gösterilmiştir.



Şekil 2.7. ABS filament ve ABS malzemesiyle üretilen bir dişli makara (Şahin ve Turan, 2018).

ABS yüksek mukavemet ve darbe direnci sebebiyle tercih edilen bir üründür. Kullanım alanına verilen Lego parçası örneğini göz önüne alacak olursak elle kırmanın oldukça zor olduğunu görürüz.

ABS'nin olumsuz özelliği yüksek sıcaklığa maruz kaldığında HCN gazı açığa çıkarmasıdır. Bu gaz az miktarda salınsa bile oldukça zehirli bir gazdır. Bu nedenle 3B yazıcılar ile ABS kullanırken ortamı havalandırması gerekebilir. Katı halde ürün olarak herhangi bir zararı bulunmaz. Ancak 230-250 derecede 3B yazıcı ile eritilirken HCN gazı açığa çıkabilmektedir. Bir diğer olumsuz özelliği 3B yazıcıda kullanım sırasında daha yüksek sıcaklığa ihtiyaç duyması sebebiyle daha zorlu bir kalibrasyon işlemi gerek duymasıdır. Yani ABS ile düzgün bir parça üretmek PLA'dan daha zordur. Yine yüksek sıcaklıkta işlem görmesinden dolayı işlem sırasında büyük parçalarda çarpılma riski oldukça fazladır. Çarpılmayı engellemek için ısıtıcılı yazma platformu kullanılması gerekmektedir.

#### 2.4.3.2. PLA (Polilaktik Asit)

PLA, geri dönüşümü olan kaynaklardan üretilen polilaktik asittir. Geri dönüştürülebilir özelliğinden dolayı çevre dostudur. Ayrıca insan vücudu içinde parçalanma süresi 6 ay-2 yıl arasında olması nedeniyle medikal ve dental uygulamalarda da kullanılmaktadır.

PLA'nın diğer bir önemli bir avantajı farklı bileşenler ile karıştırılarak ahşap, alçı benzeri görünümlü ürünler elde edilebilmesidir. Şekil 2.8.'de PLA filament ve bu malzemeye üretilen bir vazo gösterilmiştir.



Şekil 2.8. PLA filament ve PLA malzemesiyle üretilen bir vazo (Şahin ve Turan, 2018).

PLA malzemesinin dezavantajı ABS'den daha düşük mukavemete sahip olmasıdır. Yani yük taşıyacak ya da darbe alması muhtemel bir parça üretmek isteniyorsa PLA doğru seçim olmayabilir. PLA'nın ısı altındaki dayanımı da ABS'ye oranla düşüktür. Ancak üretim sırasında erime sıcaklık aralığının ABS'ye oranla daha geniş olması çarpılma ihtimalini azaltmaktadır. Bununla birlikte malzemenin yavaş sertleşmesi nedeni ile yazım hızı arttırıldığında kötü sonuçlar ortaya çıkabilmektedir. Üretilmekte olan ürün, bir fan yardımı ile soğutulursa yazım hızını arttırmak mümkün olabilir.

#### 2.4.3.3. Naylon

Naylon malzemelerle, güçlü ve sağlam yapısı nedeniyle orta-yüksek seviyede detaylar oluşturulabilmektedir. Lazer sinterleme (Selective Layer Laser Sintering) metodu ile kullanılarak çeşitli ürünler elde edilebilir. Şekil 3.4.'de naylon malzemeye üretilen bir ürün gösterilmiştir.

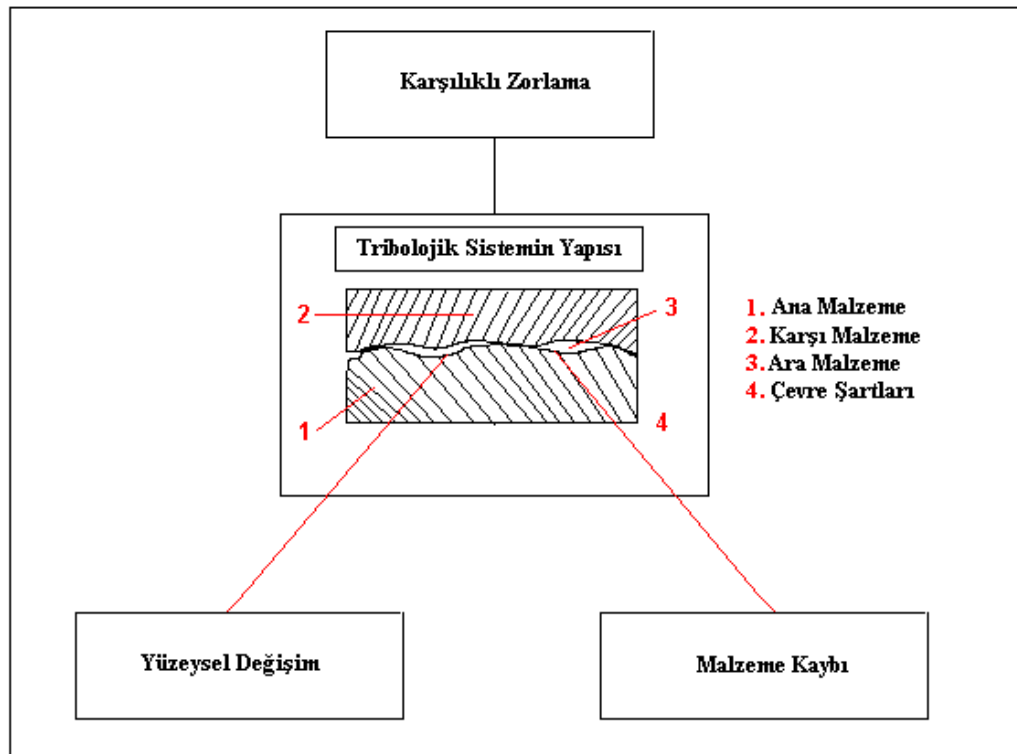
#### 2.5. Triboloji

Triboloji dediğimizde birbiri ile çalışan sistemlerde oluşan aşınma, sürtünme ve yağlama durumunun incelenmesi anlaşılmaktadır. Özellikle implant üretimi konusunda sürtünme ve aşınma hayati önem taşımaktadır. İmplant malzemesinin, kuru

haldeki ve yağlayıcı (protein) kullanılması durumunda elde edilen performanslarının belirlenmesi amacıyla triboloji deneyleri gerçekleştirilmiş ve bu bölümde detaylı bir şekilde açıklanmıştır.

### 2.5.1. Tribolojik sistem

Aşınma ve sürtünme olaylarının meydana geldiği sistemlere tribolojik sistemler denir. Mühendislik malzemelerindeki aşınma ve sürtünme davranışlarını belirlemek için mekanik sistemleri tribolojik sistem olarak düşünmek gerekir. Yani aşınma ve sürtünme olayı bir sistem bütünlüğü olarak değerlendirilmelidir. Şekil 2.9.'da tribolojik bir sistemin öğeleri gösterilmiştir.



Şekil 2.9. Tribolojik sistemin şematik gösterimi (Kayalı, 1997).

Tribolojik sistemi oluşturan elemanlar; ana malzeme (aşınan), karşı malzeme (aşındıran), ara malzeme, yük, hareket ve çevre olarak sayılabilir. Tribolojik bir sistem bu elemanların çoğunluğunu içinde bulundurur. Ana malzeme ve karşı malzeme aşınma çiftini oluşturur ve aralarında belli bir ara malzeme varken az veya yoğun yük

altında harekete başladıkları zaman aşınma başlar. Ana malzeme; metal, mineral, plastik, kauçuk, ağaç, deri vb. gibi katı cisimlerdir. Aşındıran malzeme ise; metal, mineral, plastik, ağaç vs. olabileceği gibi sıvı ve gazlarla karışım durumunda da olabilir. Ara malzemeler ise yağlar, aşınma parçacıkları vb. olur veya bazen hiçbir maddede olmayabilir. Sistemin içinde bulunduğu çevre, çalışma ortamıdır. Yükleme; darbeli, darbesiz, sabit, değişken vs. şeklinde veya bunların birkaçının bir arada olması şeklinde de olabilir. Hareket ise kayma, yuvarlanma, kaymalı yuvarlanma, darbe gibi şekillerde olabilir.

Tribolojik sistemde ortaya çıkan aşınma mekanizmaları farklılık gösterebilir. Adhesiv aşınma, abrasiv aşınma, yorulma aşınması, korozyon aşınması gibi mekanizmalarla tanımlanan aşınma, tribolojik sistem içinde genel olarak tek bulunmazlar.

Tribolojik test cihazları, gerçek sistemlerde etkilerinin analiz edilebilmesinin zorluğu ve ölçümlerinin uzun zamanlarda, zorlukla yapılabilmesi nedeniyle model sistemlerin geliştirilmesini zorunlu hale getirmiştir. Araştırmacılar genellikle inceledikleri sistemi göz önüne alarak çalışmalarında kullanacakları aşınma test cihazını seçerler ve tasarlarlar. Bununla birlikte bu test cihazları kısmen standartlaştırılmıştır. Ancak standart test cihazlarında her sistemin şartlarını bulmak mümkün olmamaktadır (Koç, 2010; Güler, 2011).

### **2.5.2. Sürtünme**

Sürtünme, birbiriyle temas eden ve izafi olarak hareket eden cisimlerin temas yüzeylerinin harekete yada ihtimaline gösterdiği dirençtir. Temas eden cisimler arasındaki izafi hareket kayma-yuvarlanma sürtünmesi olarak ifade edilir.

Sürtünme, görüldüğü cisimler arasına yağlayıcı madde koyulup koyulmamasına göre kuru sürtünme, sınır sürtünme ve sıvı sürtünme şeklinde üç grupta incelenir (Koç, 2004).

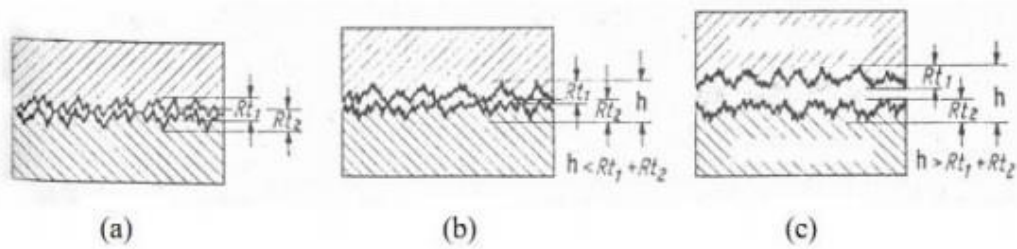
### 2.5.2.1. Kuru sürtünme

Kuru sürtünme, izafi hareket halinde olan iki kuru (yağlanmamış) parçanın temas yüzelerindeki sürtünme durumudur. Yüzeyler birbirini üzerinde pürüzleri temas ederek kayar ve aralarında üçüncü bir malzeme yoktur (Şekil 2.10.a.).Kuru sürtünme modeli teorik olarak Şekil 2.11.'da gösterilmiştir. Coulomb kanunu dikkate alındığında izafi hareket yapan ve  $F_n$  normal kuvveti etkisinde bulunan iki cismin temas yüzeyleri arasında harekete ters şekilde

$$F_s = \mu \cdot F_n \quad (2.1)$$

olan bir sürtünme kuvveti görülür. ( $\mu$ : Sürtünme katsayısı)

Şekil 2.10.a. 'da görüldüğü gibi katı cisimlerin birine  $F$  kuvveti uygulanırsa (çekme vb.) iki durumla karşılaşma ihtimali vardır. İlk durum, kuvvet olmasına rağmen cisimlerin birbirini üzerinde kayma halidir (sabit kalmaları) ve ilk durum için  $F_s = F$  eşitliği yazılır. İkincide, kuvvetin etkisindeki yüzeyler birbirini üzerinde kayarlar. Bu durumda  $F_s$  sürtünme kuvveti  $F$  kuvvetinden küçük ve harekete ters yöndedir. Bu olay kinetik sürtünme şeklinde ifade edilir.

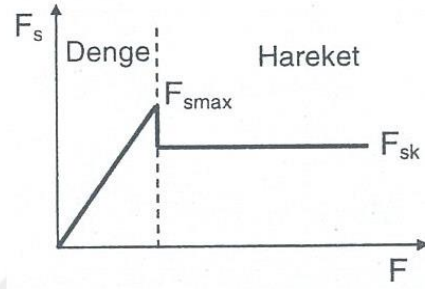


Şekil 2.10. a) Kuru b) sınır c) sıvı sürtünme halleri (Akkurt, 1982).

İlk eşitlik (Coulomb - Amontos kanunu) yeniden düzenlenir ise, sürtünme katsayısının

$$\mu = F_s / F_n \quad (2.2)$$

eşitliğinden hesaplandığı görülür. Bu eşitliğe göre  $F$  kuvvetinin artmasıyla  $F_s$  kuvvetinin arttığı ve bir  $F_{smax}$  değerine ulaştığı görülür.  $F > F_{smax}$  olduğunda blok kaymaya başlar ve blok hareket eder etmez  $F$ ,  $F_{smax}$  değerinden daha küçük bir  $F_{sk}$  değerine düşer. O andan itibaren blok artan bir hızla harekete devam eder ancak kinetik sürtünme kuvveti olarak tanımlanan  $F_{sk}$  yaklaşık olarak sabit kalır. Şekil 2.11.'de bahsedilen davranış şematize edilmiştir.



Şekil 2.11. Sürtünme kuvveti-hareket kuvveti ilişkisi (Say, 2008).

Kinetik (dinamik) sürtünme katsayısı

$$\mu = F_{sk} / F_n \quad (2.3)$$

şeklinde tanımlanmaktadır. Bu analizden elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir. Sürtünme kuvveti ve buna bağlı olarak sürtünme katsayısı temas alanına bağlı değildir,

Kayma hızı sürtünme kuvvetini etkilemez,

$$\mu_{kinetik} < \mu_{statik}$$

Bu bilgilere ilave olarak sürtünme katsayılarının deneysel olarak belirlenmesi gerektiği de göz önünde bulundurulmalıdır. Tablo 2.5.'de temas eden malzeme yüzeyleri ve sürtünme durumuna göre sürtünme katsayıları gösterilmektedir.



Tablo 2.4. Değişik sürtünme hallerinde sürtünme katsayıları (Akkurt, 1982).

| Eş çalışan malzemelerin cinsi değerleri                                  | Sürtünme katsayısının |                 |
|--|-----------------------|-----------------|
| <b>Kuru sürtünme</b>   |                       |                 |
| Çelik-Beyaz metal  | 0.15...0.3            |                 |
| Çelik-Bakır Kurşun alaşımı   | 0.15...0.3            |                 |
| Çelik-Naylon   | 0.3...0.5             |                 |
| Teflon-başka malzemeler  | 0.04...0.12           |                 |
| Grafit-başka malzemeler  | 0.08...0.16           |                 |
| Kösele-Odun  | 0.3...0.5             |                 |
| Lastik-Başka malzemeler  | 0.6...0.9             |                 |
| <b>Yarı sıvı (sınır) sürtünmesi</b>                                      |                       |                 |
| Eş çalışan malzemelerin cinsi tipi                                       | Yağlayıcı maddenin    |                 |
| Çelik-Dökme demir  | Gres                  | 0.05...0.1      |
| Çelik-Bronz  | Yağ                   | 0.02...0.1      |
| Çelik-Naylon   | Yağ                   | 0.05...0.1      |
| <b>Katı yağlayıcı maddeler</b>   |                       |                 |
| İnce bir Kurşun tabakası ile kaplanan Çelik                              |                       | 0.08...0.20     |
| Grafit veya Molibden disülfitten oluşan bir tabaka ile kaplanan metaller |                       | 0.06...0.20     |
| <b>Sıvı sürtünme</b>   |                       |                 |
| Hidrostatik  |                       | 0.001...0.01    |
| Hidrostatik  |                       | 0.00001...0.001 |
| <b>Yuvarlanma sürtünmesi</b>   |                       |                 |
| Düzlem üzerinde silindir   |                       | 0.00001...0.001 |
| Yuvarlanmalı yataklar  |                       | 0.001...0.01    |
| Geometrik bakımdan hatalı cisimler                                       |                       | 0.05...0.2      |

### 2.5.2.2. Sınır sürtünmesi (yarı sıvı sürtünme)

Sıvı sürtünmesinin tam olarak oluşturulmadığında cisimlerin arasında yüzeyleri tamamen ayıran bir film tabakası görülmez. Bu sürtünme şekli yarı sıvı sürtünmedir (sınır sürtünme). Başka bir ifadeyle, yüzeyler arasındaki sıvı, yüzeylerdeki pürüzlerin sürtünmesini engellemeye yetmez (Şekil 2.10.b.).

### 2.5.2.3. Sıvı sürtünme

Birbirine karşı izafi hareket eden cisimler arasında ince bir yağ filmi oluşturulduğunda bu sürtünme şekli görülür (Şekil 2.10.c.). Sıvı sürtünmede, sürtünme doğrudan yağlayıcı sıvının tabakalarında görülür. Yüzeylerin birbirinden tam olarak ayrılması, madeni yüzeyler arasında yağ tabakasında oluşan basıncın dış kuvveti dengeleyecek bir değere ulaştığında olur.

Yüzeylerin pürüzlülükleri,  $R_{t1}$  ve  $R_{t2}$  olmak üzere, geometrik bakımdan sıvı sürtünmesi için film kalınlığı  $h_0 > R_{t1} + R_{t2}$  olmalıdır.

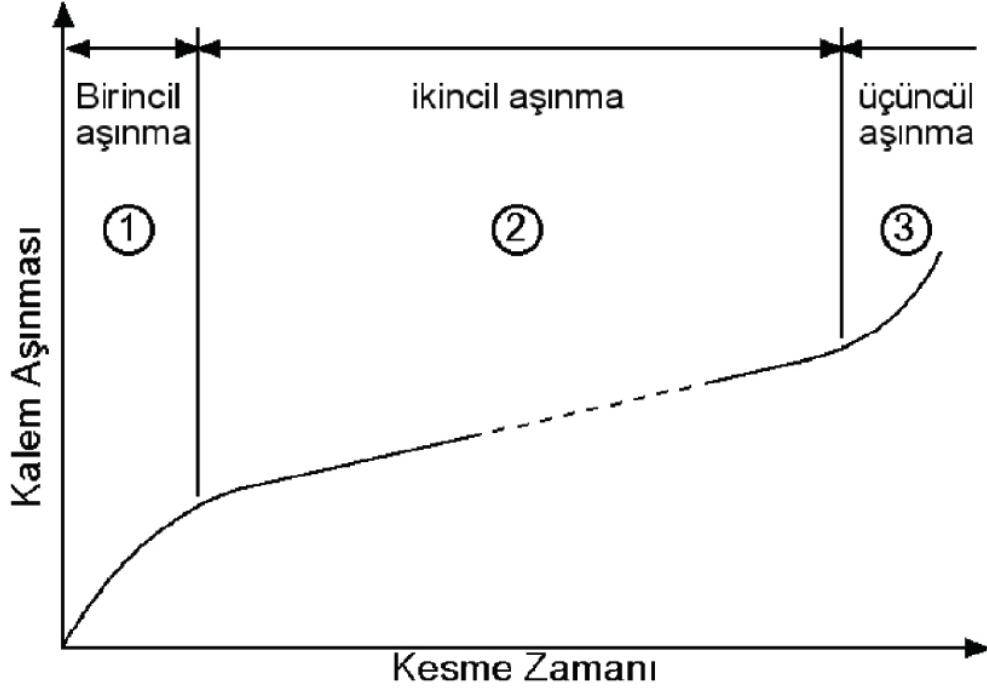
Sıvı sürtünmede olayında cisimlerin yüzeyleri arasında oluşan yağ filminin oluşum biçimi oldukça önemlidir. Bu sürtünmede hidrodinamik ve hidrostatik sıvı sürtünmeleri olmak üzere iki durumla karşılaşılabılır. Yağ filmi; cisimlerin hareketinden kaynaklanıyorsa hidrodinamik, yağlamadan şaridan bir pompa yoluyla sağlanıyorsa hidrostatik yağlama düşünölmelidir.

### 2.5.3. Aşınma

#### 2.5.3.1. Genel bilgiler ve tanımlar

Aşınma, cisimler uzun süreli ve yoğun olarak kullanıldıklarında ortaya çıkan ve cisimden zamanla kaybedilen malzeme kaybı olarak tanımlanabilir. Aşınmaya uğrayan cisimlerin şekilleri bozulur ve zamanla sağlaması istenen özellikleri yerine getiremeyecek duruma gelebilirler.

Oluşum şekli olarak aşınma olayı zamanla oluşan aşınma ve aniden oluşan aşınma durumu olarak iki grupta ele alınabilir. İlk durum için aşağıda verilen Şekil 2.12. grafiği kabul edilebilir. Bu grafikte belli bir sürede oluşan aşınma için aşınmanın zamana bağlı değişimi ve bu sürede üç bölge oluşumu görölmektedir.



Şekil 2.12. Zamanla oluşan aşınma (Arıdur, 1995).

İlk bölge cisimlerin çalışmaya başladığı ve birbirlerine alıştığı rodaj olarak isimlendirilen aşınmanın yüksek olduğu bölgeyi temsil eder. İkinci bölge normal çalışma anındaki aşınmadır. Son bölge ise aşınmanın en yüksek seviyeye çıktığı şiddetli aşınma bölgesi olarak da tanımlanan bölgedir.

Bu grafiğe bakılarak cismin kullanım ömrü belirlenir ve buna göre müdahale edilir. Müdahale cismi revize etme veya doğrudan yenisi ile değiştirme şeklinde olabilir.

Aniden oluşan aşınmada cismin yüzeyleri aniden bozulur, bazen de çalışamaz hale gelir.

Malzemelerde meydana gelen deformasyonların, aşınma olarak görülmesi için bazı şartları sağlaması gerekir. Deformasyonun sağlaması gereken şartlar aşağıdaki şekilde özetlenebilir.

1. Mekanik etki olmalı,
2. İzafi hareket (sürtünme) olmalı,
3. Yavaş ve uzun süreli olmalı,

4. Malzeme formunun değişime uğraması,
5. İstemsizce olması.

### 2.5.3.2. Aşınma mekanizmaları ve çeşitleri

Adezyon (adesv) veya kaynama aşınması: Adezyon aşınması, birbirine benzer malzemeler yada birbiri ile alaşım oluşturabilen malzemeler arasında görülür. Bu durum malzeme çiftlerinden birinin sert diğeri yumuşak seçilmesinin nedenidir. Cismin yüzeyindeki pürüzler, uygulanan kuvvetin tesiriyle akma sınırını aşarak plastik deformasyona uğrarlar. Yüzeyde absorbe edilen sıvı veya gaz molekülleri ve oksit tabakaları parçalanır. Cisimlerin temas ettiği noktalarda mikro kaynak bağları oluşur. Temas yüzeylerinin izafi hareketi sırasında mikro kaynak bağları kırılarak malzeme kayıpları meydana gelir.

Abrazyon (abrasiv) aşınma mekanizması: Bu aşınma, yüzeydeki pürüzlerin, yüzey veya sert parçacıklar tarafından plastik deformasyona uğrayarak kopması ile meydana gelir. Abrazyon aşınmasını yüzeylere sertleştirme işlemi uygulayarak engellemek mümkündür. Ayrıca yüzeylerin arasına aşınmaya sebep olacak parçaların girişini engellemek için iyi bir sızdırmazlık sağlamak gerekir.

Mekanik korozyon aşınması: Bu aşınma çeşidi, kimyasal aşınmadır. Birbiri üzerinde kayan veya yuvarlanan yüzeyler arasında küçük temas bölgelerinde daima plastik deformasyonlar meydana gelir. Kristal kafesi plastik deformasyon sonucu bozulur ve buna bu nedenle yüzey kimyasal bakımdan aktifleşip, ortamdaki oksijen ile okside olur. Hareketin ilerleyen kısmında oksit tabakası kırılır ve oksit parçacıkları düşerek aşınmayı oluşturur.

Erozyon ve kavitasyon: Erozyon aşınması, katı veya sıvı parçacıkların yüzeye çarpmasıyla oluşan aşınma türüdür. Bu aşınma, pompa pervaneleri, gaz türbin bıçakları gibi pekçok alanda görülebilir. Erozyon aşınması, partikülün çarpma açısı, çarpma hızı ve partikül boyutu gibi birçok parametreye bağlıdır. Örnek olarak partiküllerin sert ve katı halde ise abrasif aşınmaya benzer bir yapı ortaya çıkarması verilebilir.

### 2.5.3.3. Aşınmayı etkileyen faktörler

Aşınmayı etkileyen pekçok farklı etken vardır. Bu etkenler içinde aşınmayı en çok etkileyenleri aşağıdaki şekilde özetlemek mümkündür.

**Malzeme seçimi:** Aşınma olayı çoğunlukla bu etken ile yakından ilgilidir. Malzeme seçimi doğru yapılmadığı zaman istenilen performans elde edilemediği gibi ciddi maddi kayıplara da sebep olabilir.

**Sürtünme:** Bazı metallerde sürtünme katsayısı düşük olmasına rağmen büyük miktarda aşınma oluşabilir. Bununla beraber sürtünme katsayısının yüksek olduğu bazı durumlarda aşınmanın çok az olduğunun görülmesi mümkündür.

**Yüzeye uygulanan yük:** Bu etkenin aşınma ile doğru orantılı olarak arttığı deneylerle gözlemlenmiştir.

**Sürtünme mesafesi:** Sürtünme mesafesinin artması ile aşınma miktarında zamana bağlı olarak artış gözlenir.

**Yüzey sertliği:** Yüzey sertliği aşınmayı etkileyen en önemli etkenlerden biridir. Yüzey sertliği artırılarak aşınma azaltılabilir ya da aşınmadan kaynaklanan yüzey deformasyonu sabit tutulabilir.

**Yüzey kalitesi:** Özel çalışma ortamları dışında çoğunlukla yüzey pürüzlülüğünün 10-70 µm arasında olmasına dikkat edilir. Eğer yüzey oldukça temiz ise yüzeyler arasında soğuk kaynak oluşumu artar. Yüzey kaba olarak işlenmiş ise bu durum aşınmanın daha fazla artmasına neden olur.

**Yağlama:** Yağlama, aşınmaya karşı alınan en önemli tedbirlerin başında gelir. Sürtünen yüzeyler arasındaki yağlama ile metal – metal teması ve soğuk kaynaklanma engellenebilir.

## 2.6. Tribometreler

Tribometre, birçok triboloji çalışmasında, sürtünme ve aşınmayı ölçmede kullanılan cihaz olarak tanımlanır. Doğru seçilmiş bir tribometreden sürtünme ve aşınmayla ilgili önemli bilgiler elde edilebileceği gibi hatalı yapılmış bir tercih oldukça yanlış değerlendirmelere sebep olabilir. Bu nedenle, tribometrelerle ilgili bilgilerin doğruluğu oldukça önemlidir.

Aşınma ve sürtünme; yük, nem vb. faktörlere karşı hassas olmasından dolayı tribometre, bu faktörlerin kontrol altında olduğu ve görüntülediği bir ortamda kullanılması son derece önemlidir (Stachowiak ve ark., 2004).

### 2.6.1. Tribometrelerin temel özellikleri

1. Ortalama bir tribometre;
2. Yükleme yapmak,
3. Hareketi sağlamak gibi özelliklere sahiptir.
4. Daha fonksiyonlu olanlar ise;
5. Aşınma hesabı,
6. Sıcaklık hesaplaması,
7. Sürtünme katsayısı ölçümü gibi özellikleri de belirlemek için özel ekipmanlara sahiptirler.

Nasıl bir tribometrenin kullanılacağı aşınmanın türüne göre belirlenmektedir. Çünkü, tribometreler belli bir aşınma için tasarlanırlar. Farklı bir aşınma türünde kullanıldıklarında çok doğru sonuçlar elde edilemeyebilir. Bu yüzden uygun bir seçim için öncelikle aşınma türünün bilinmesi gerekir.

Aşınma türüne göre tasarlanmış ve pratikte kullanılan birçok tribometre cihazı vardır. Bu cihazlardan yaygın olarak kullanılan iki tanesi aşağıda özetlenmiştir.

### **2.6.2. Falex test cihazı**

Bu cihaz, endüstriyel araştırma laboratuvarlarında oldukça yaygın kullanılır. Cihaz düzeneğinde dört temas kuvveti birbiriyle dengede olduğundan pimi hareket ettirmek için gerekli olan tek kuvvet V-blok kapanma kuvveti ve momenttir. Burada bahsedilen moment sürtünme kuvvetinin ölçülmesini sağlar.

### **2.6.3. Pim-disk aparatı**

Pim-disk en çok kullanılan ve en yaygın kullanım alanına sahip tribometredir. Pim döner diskebaskı uygular. Pim ve disk boyutları yapılacak olan deneye göre farklılık gösterir. Pim-disk aparatı deneysel olayları iyi kontrol ettiği için diğer tribometrelere göre daha fazla tercih edilir. Bu aparat sabit koşullar altında da deney yapılmasına olanak verir.

Başlangıçta disk yüzeyi pürüzsüzdür. Ancak sonra transfer filmleri yüzeyde birikir. Diskin seramik olan tarafının diğer kısımlarından daha fazla aşınmasından dolayı aşınma anizotropisi genellikle seramiklerde görülür.

## BÖLÜM 3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

### 3.1. Giriş

Bu çalışmada, binder jetting tipi yazıcı kullanılarak numune üretimi gerçekleştirilmiştir. Numuneler 1 cm çapında ve 2 cm yüksekliğinde saf titanyumdan üretilmiştir. Bu numuneler üzerinde triboloji ve biyo-triboloji testleri gerçekleştirilerek, saf titanyumun kuru ve yağlayıcı kullanılması durumundaki tribolojik özellikleri araştırılmıştır. Bu bölümde, tez çalışmasında gerçekleştirilen deneysel çalışmalar detaylı bir şekilde açıklanmıştır.

Çalışmada binder jetting teknolojisi ile çalışan 3D yazıcı kullanılarak numune üretimleri gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.1’de gösterilen yazıcı Sakarya Üniversitesi BİMAYAM laboratuvarında BAP desteği ile üretilmiştir.

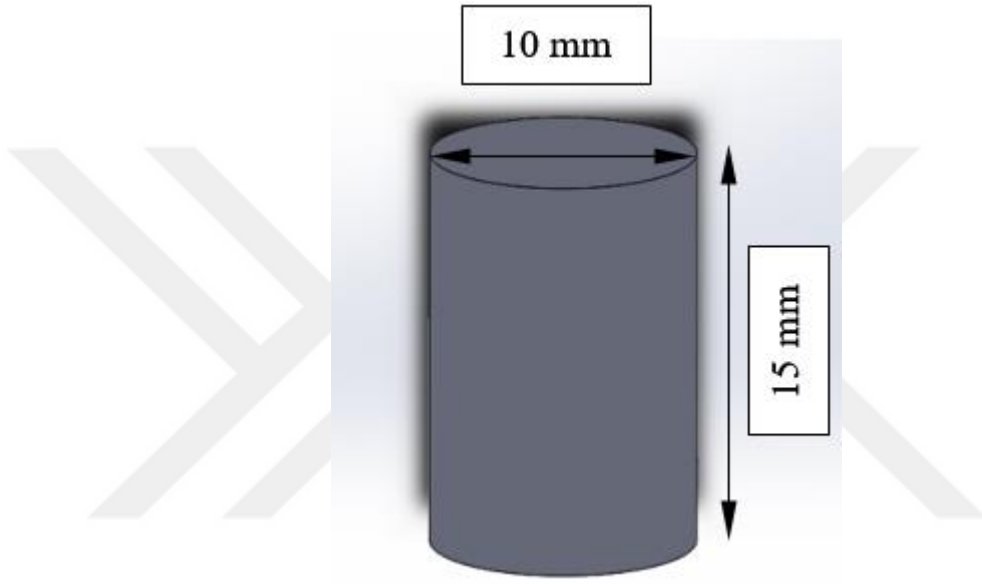


Şekil 3.1. Binder Jetting tipi 3D yazıcı.



### 3.2. Numunelerin Üretilmesi

Çalışmada geleneksel toz metalürjisi yöntemi ve binder jetting yöntemi olmak üzere 2 farklı üretim yöntemi kullanılmıştır. Üretimde, 45 mikronmetre tane büyüklüğüne sahip olan saf titanyum tozları kullanılmıştır. Testlerde kullanılacak numuneler 10mm çapında ve 15mm yüksekliğinde silindirik olarak modellenmiş ve üretilmiştir. Şekil 3.2.'de üretilen test numunesi boyutları gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Test numunesi boyutları.

#### 3.2.1. Geleneksel yöntemle (toz metalürjisi) numune üretimi

Geleneksel toz metalürjisi yönteminde numuneler kalıp içerisinde basınç uygulanarak şekillendirilmekte ve sinterleme işlemine hazırlanmaktadır. Tez çalışmasında, MSE marka tek eksenli manuel pres kullanılmış ve numuneler 200 MPa basınç uygulanarak şekillendirilmiştir. Şekil 3.3'te numune hazırlama işleminde kullanılan pres cihazı ve Şekil 3.4'te de prese yerleştirilen ve saf titanyum tozlarının şekillendirildiği kalıp gösterilmiştir.



Şekil 3.3. Manuel press cihazı (MSE marka)



Şekil 3.4. Presleme işleminde kullanılan kalıplar.

Geleneksel yöntemle üretilen numunelerin prestren çıktıktan sonraki görüntüleri şekil 3.5'te gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Geleneksel yöntem ile üretilmiş test numunesi.

Deneysel çalışmada herbir numuneden iki adet olmak üzere 3 farklı sinterleme sıcaklığı için 6 adet numune üretilmiştir. Geleneksel yöntemde poroz yapılar oluşturulması amacıyla boşluk oluşturucu polimerler belli oranlarda metal tozlarına ilave edilmiştir.

### **3.2.2. Binder jetting teknolojisi ile numune üretimi**

Binder jetting yönteminde, BAP desteği ile BİMAYAM bünyesinde üretilmiş olan 3D yazıcı kullanılarak numune üretimi gerçekleştirilmiştir. Binder jetting teknolojisinde titanyum tozları üretim alanına serildikten sonra, özel olarak tasarlanmış üretim başlığı ile geometriye bağlı olarak toz malzeme üzerine yapıştırıcı püskürtülmektedir. Daha sonra katman kalınlığı kadar tabla aşağı hareket ettirilmekte ve aynı işlem tekrarlanarak numune üretimi gerçekleştirilmektedir. Şekil 3.6'da binder jetting yöntemi ile üretilmiş test numuneleri gösterilmiştir. Üretim sonrasında, sinterleme

işlemine geçilmeden önce numune üzerinde temizleme işlemi yapılmadığından, numunenin yüzey kalitesi çok iyi görülmemektedir.



Şekil 3.6. Binder Jetting yöntemi ile üretilmiş test numunesi.

Geleneksel yöntemde olduğu gibi binder jetting yönteminde de her bir sinterleme sıcaklığı için 2 adet olmak üzere toplam 6 adet numune üretilmiştir. Her bir üretim yöntemi için 6 adet olmak üzere toplamda 12 adet numune üretilmiş ve tüm testler bu numuneler üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Numuneler 3 farklı sinterleme sıcaklığı dikkate alınarak sinterlenmiş ve daha sonra triboloji testlerine tabi tutulmuştur. Test numuneleri Tablo 3.1’de gösterilen numaralandırma dikkate alınarak isimlendirilmiş ve tez içerisinde de bu isimlerle kullanılmıştır.

Tablo 3.1. Deneysel çalışmada kullanılan numunelerin numaralandırılması.

| Sinterleme Sıcaklığı (°C ) | Kullanılan Üretim Yöntemi |                            |
|----------------------------|---------------------------|----------------------------|
|                            | 3D yazıcı ile üretim      | Toz metalürjisi ile üretim |
| 1200 °C                    | 2-1                       | 2-2                        |
| 1300 °C                    | 3-1                       | 3-2                        |
| 1400 °C                    | 4-1                       | 4-2                        |

### 3.3. Sinterleme

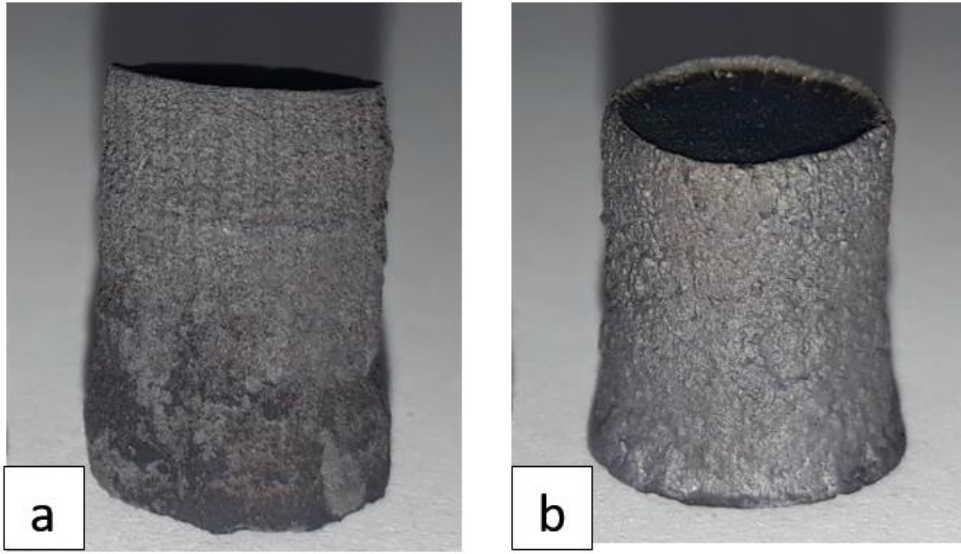
Sinterleme, geleneksel toz metalürjisi veya Binder Jetting tipi yazıcı ile şekillendirilmiş metal tozlarının sıcaklık etkisi ile birbirine bağlanmasını sağlamaktadır. Sinterleme işlemi şekil 3.7’de gösterilen silindirik fırın kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.7. Sinterleme işleminde kullanılan silindirik fırın.

Sinterleme işlemi öncesinde, binder jetting yöntemi için bağlayıcının uçurulması, geleneksel toz metalürjisi yöntemi içinse boşluk oluşturucunun uçurulması amacıyla 250°C’de ön sinterleme gerçekleştirilmiştir. Bağlayıcı ve boşluk oluşturucunun giderilmesi için numuneler argon gazı atmosferinde 250 °C bekletilmiştir. Bu işlemde

sonra fırın sıcaklığı 5 °C /dk. artış hızında 1200, 1300 ve 1400 °C sinterleme sıcaklığına çıkartılarak 2 saat boyunca bu sıcaklıkta bekletilmiştir. Sinterleme sıcaklığında 2 saat bekletildikten sonra ortam sıcaklığı 5 °C /dk. soğutma hızında oda sıcaklığına (25 °C) indirilmiştir. Bu aşamadan sonra numuneler testlere hazır hale getirilmiştir. Bu işlemler sonrasında her iki üretim yöntemi ile üretilmiş test numuneleri şekil 3.8’de gösterilmiştir. Şekil 3.8’de sadece 1300 °C’de sinterlenmiş numuneye ait resimler görülmektedir.



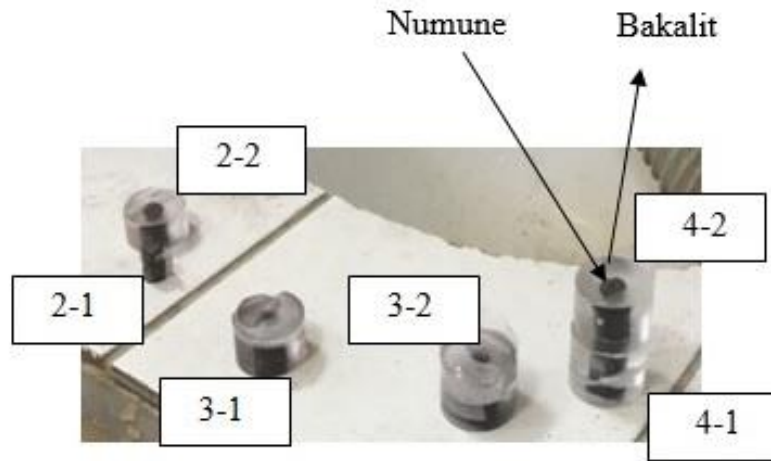
Şekil 3.8. 1300 °C Sinterlenmiş numuneler a) Binder Jeting yöntemi b) Geleneksel toz metalürjisi yöntemi.

### 3.4. Triboloji

Numuneler, iki farklı üretim yöntemiyle üretildikten sonra, yüzeylerinin düzgün olması amacıyla bakalite alınmış ve zımparalama işlemine tabi tutulmuştur. Şekil 3.9’da bakalit işleminde kullanılan kaplama cihazı ve Şekil 3.10’da bakalite alınmış numune örnekleri gösterilmiştir. Şekil 3.10’da saydam kısımlar bakaliti göstermekte, siyah renkli kısımlar ise titanyum numuneyi göstermektedir.



Şekil 3.9. Stuers bakalit kalıplama cihazı.



Şekil 3.10. Bakalite alınmış test numuneleri.

### 3.4.1. Sürtünme

Tez çalışmasında titanium numunelerin sürtünme durumunu incelemek amacıyla, kuru ve sıvı sürtünme olmak üzere iki farklı test uygulanmıştır. Sürtünme testlerinde pin-on disk mekanizması kullanılmıştır. Sıvı sürtünmede yağlayıcı olarak SBF (sentetik vücut sıvısı) kullanılmıştır.

#### **3.4.1.1. Pin-on-disk kuru sürtünme testi**

Hazırlanan numunelerin tribolojik davranışlarını incelemek amacıyla numuneler pin-on-disk aşınma cihazında kuru sürtünme testine tabi tutulmuştur. Aşındırıcı olarak 10 mm çapında yüzeyi pürüzsüz alumina bilya kullanılmıştır. Bu test uygulanırken, triboloji testlerine uygun hale getirilen numunelere 2N ağırlığındaki kuvvet, 10 cm/sn hız ve 200 m yol şartlarında uygulanmıştır. Belirtilen şartlarda aşındırıcı (bilya) ve aşınan (numune) birbirine karşı izafi hareket ettirilmiş ve aşınma yüzeyleri elde edilmiştir.

#### **3.4.1.2. Pin-on-disk sıvı sürtünme testi**

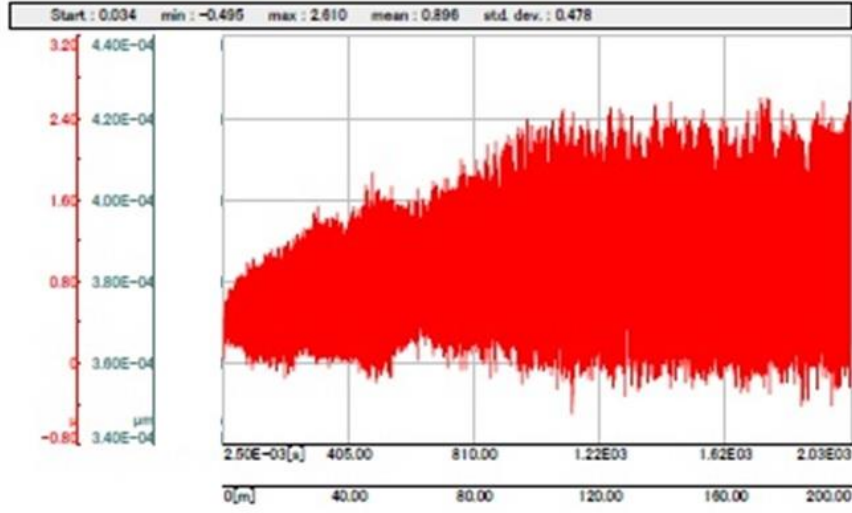
Kuru sürtünme testi tamamlandıktan sonra numuneler yeniden zımparalama ve parlatma işlemlerine tabi tutulmuş ve sıvı sürtünme testine hazır hale getirilmiştir. Yine aynı yük, yol ve hız parametrelerinde, aşındırıcı ve aşınan yüzey arasına yağlayıcı (yapay vücut sıvısı-SBF) kullanılarak sıvı sürtünme deneyi uygulanmıştır.

#### **3.4.2. Aşınma**

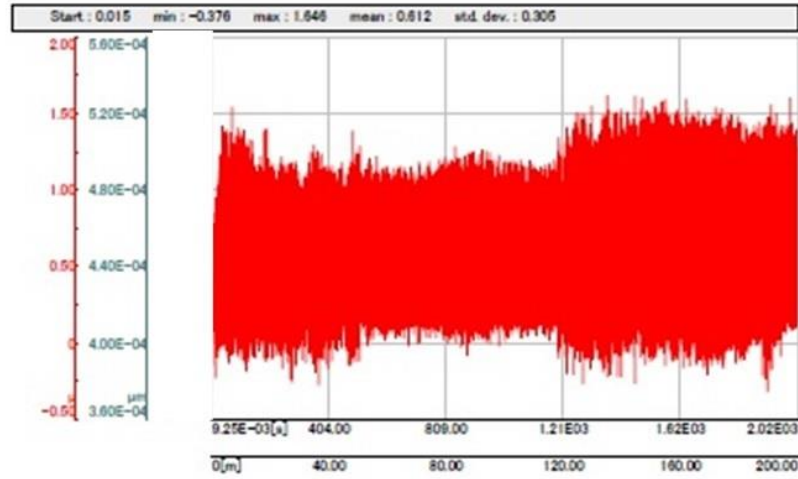
Aşınma testi sırasında numunenin aşınma davranışlarını incelemek amacıyla sürtünme katsayısı-yol grafikleri elde edilmiştir. Şekil 3.11’de ve Şekil 3.12’de 1300 °C’de sinterlenmiş numunelere ait aşınma grafikleri sırasıyla binder jetting ve geleneksel yöntem için gösterilmiştir. Grafikte görülen verilerin ortalaması alınarak deneyin uygulandığı yüzeyler için sürtünme katsayıları tespit edilmiştir.

Bu bölümde örnek olması açısından sadece 1300 °C’de sinterlenmiş numunelerin kuru sürtünme grafikleri gösterilmiş, diğer grafikler sonuçlar kısmında ayrıntılı olarak incelenmiştir.





Şekil 3.11. Binder jetting yöntemi ile üretilmiş ve 1300°C'de sinterlenmiş numuneler için kuru sürtünme grafiği.

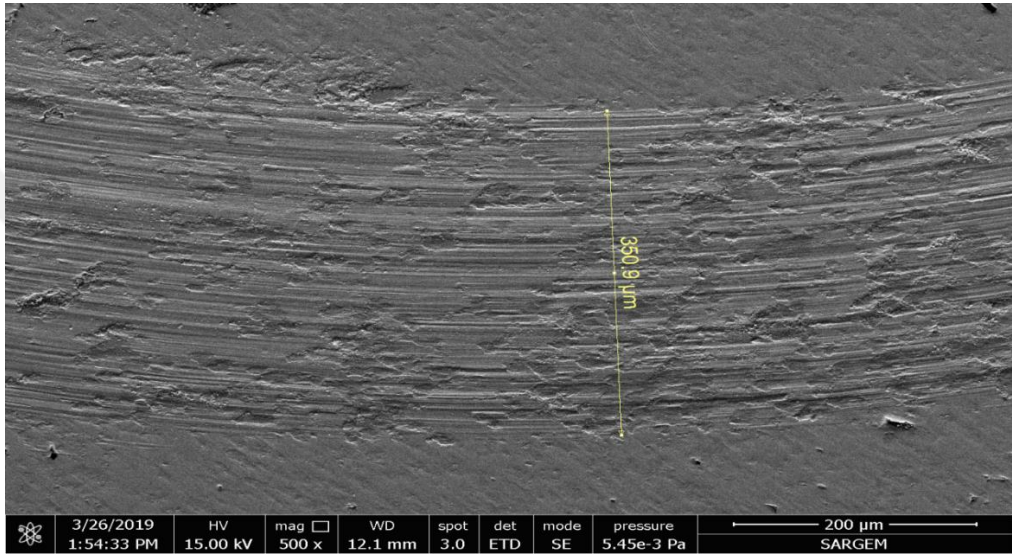


Şekil 3.12. Geleneksel toz metalürjisi yöntemi ile üretilmiş ve 1300°C'de sinterlenmiş numuneler için kuru sürtünme grafiği.

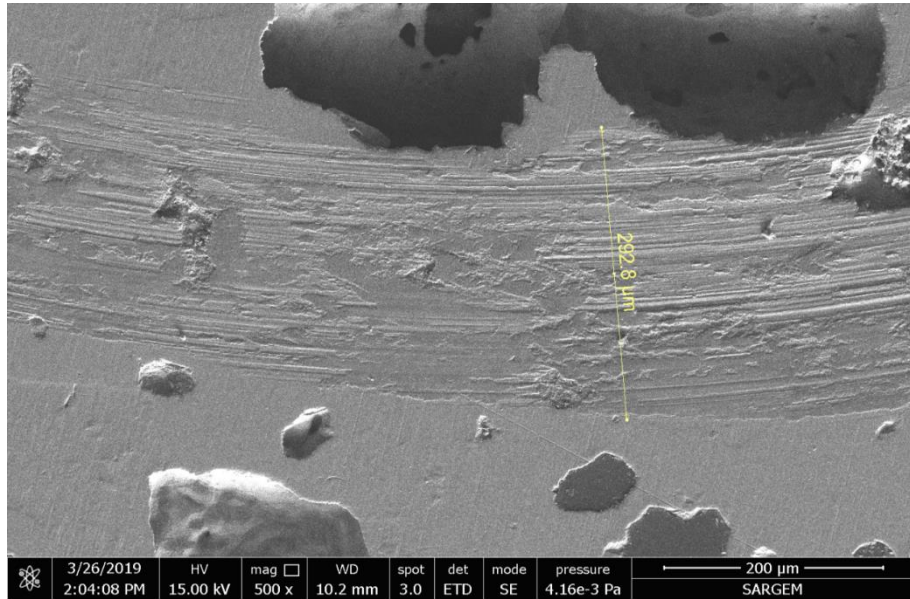
Sonrasında aşınan numunelerin iç yapısı hakkında bilgi edinebilmek amacıyla SEM görüntüleri de alınmıştır. SEM görüntülerinde aşınma genişliği işaretlenmiştir. Görüntü alımı 500, 1200, 2000 mikron büyütme oranlarında alınmış, aynı büyütme oranlarında olan SEM görüntüleri çalışmada verilmiştir.

### 3.5. Karakterizasyon

Aşınmış numunelerin yapısı hakkında bilgi edinmek amacıyla numunelerden SEM görüntüsü alınmıştır. SEM görüntüleri numunenin iç yapısının yanısıra aşınma deneyi sonucunda oluşan aşınma çizgilerinin de görülmesi yorumlanmasına imkân vermektedir. Şekil 3.13’de ve Şekil 3.14’de 1300 °C’de sinterlenmiş ve aşınma testleri uygulanmış numunelere ait SEM görüntüleri binder jetting ve geleneksel yöntem için ayrı ayrı gösterilmiştir.



Şekil 3.13. Binder jetting yöntemi ile üretilmiş ve 1300°C’de sinterlenmiş numunenin SEM görüntüsü.



Şekil 3.14. Geleneksel toz metalürjisi yöntemi ile üretilmiş ve 1300°C’de sinterlenmiş numunenin SEM görüntüsü.

## **BÖLÜM 4. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME**

### **4.1. Giriş**

Aşınma deneylerine uygun hale getirilen numunelere öncelikle kuru (yağlayıcı kullanmadan) aşınma deneyi, 10cm/sn hız, 2 N yük ve 200 m yol şartlarında uygulanmıştır. Bu deneyden elde edilen aşınma grafikleri ve SEM görüntüleri ilk olarak 1200°C' de sinterlenerek üç boyutlu yazıcıyla üretilmiş numune (2-1) ve 1200°C' de sinterlenerek toz metalurjisiyle üretilmiş numune (2-2) için Şekil 4.1., 4.2., 4.3., 4.4.'de gösterilmektedir.

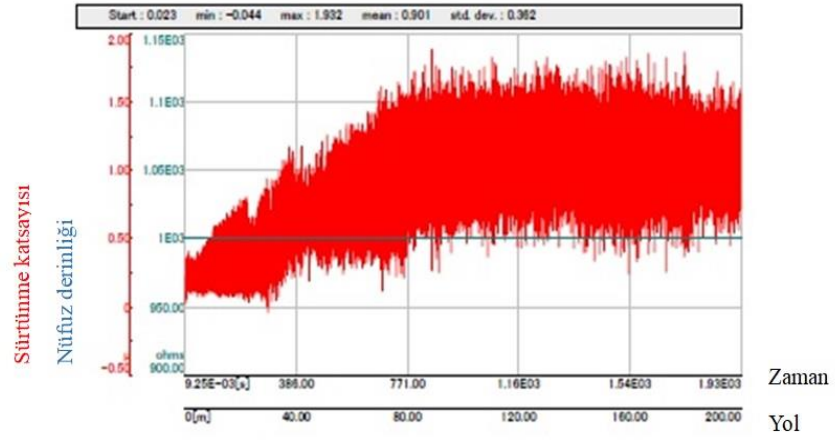
Aşınma grafiklerinde y ekseninde yer alan parametrelerden; kırmızı ile gösterilen sürtünme katsayısını, mavi ile gösterilen nüfuz derinliğini, x ekseninde ise sırasıyla zaman ve yol değerlerini ifade etmektedir.

### **4.2. Aşınma Deneyi Sonuçlarının İrdelenmesi**

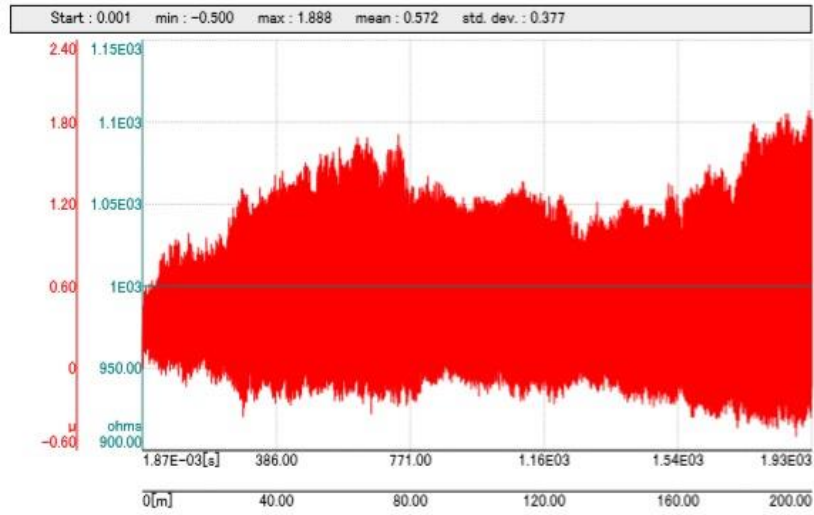
Bu kısımda, binder jetting yöntemi ve geleneksel toz metalurjisi yöntemi ile üretilmiş olan test numunelerine uygulanan triboloji/biyo-triboloji testlerinden elde edilen sonuçlar gösterilmiş ve yorumlanmıştır.

#### **4.2.1. 1200 °C'de sinterlenmiş numunelere ait kuru aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması**

1200 °C'de sinterlenmiş numunelere ait kuru aşınma grafikleri ve SEM görüntüleri Şekil 4.1., 4.2., 4.3. ve 4.4.'te gösterilmektedir.

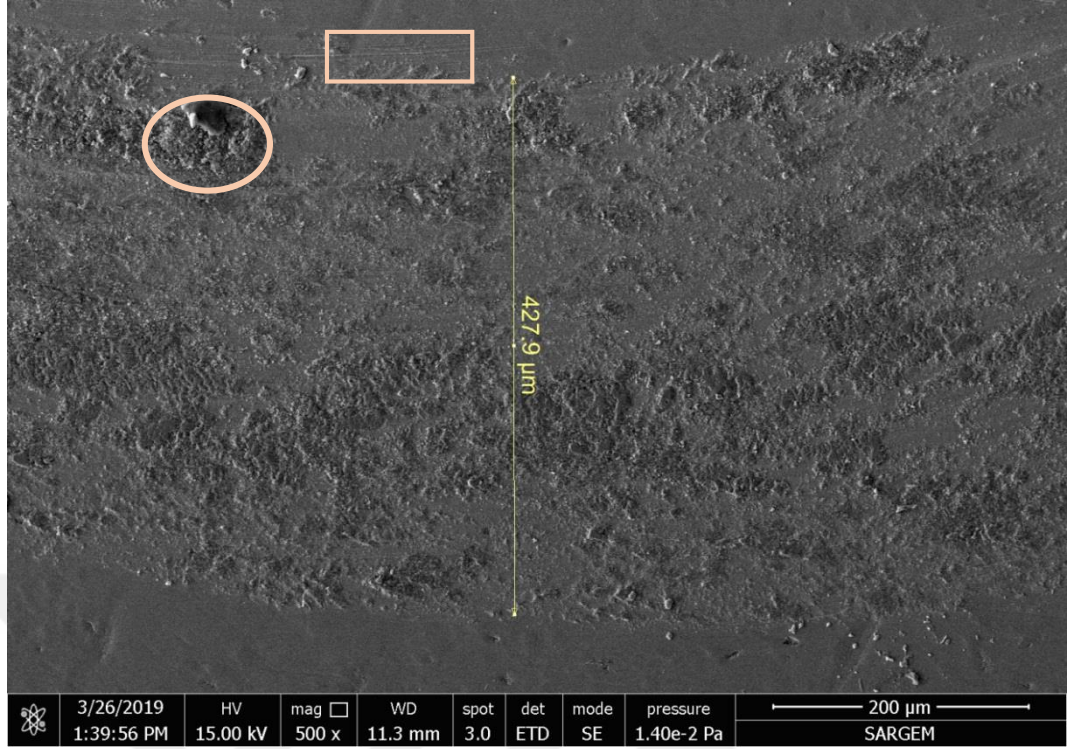


Şekil 4.1. 1200°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-1) kuru aşınma deney grafiği.

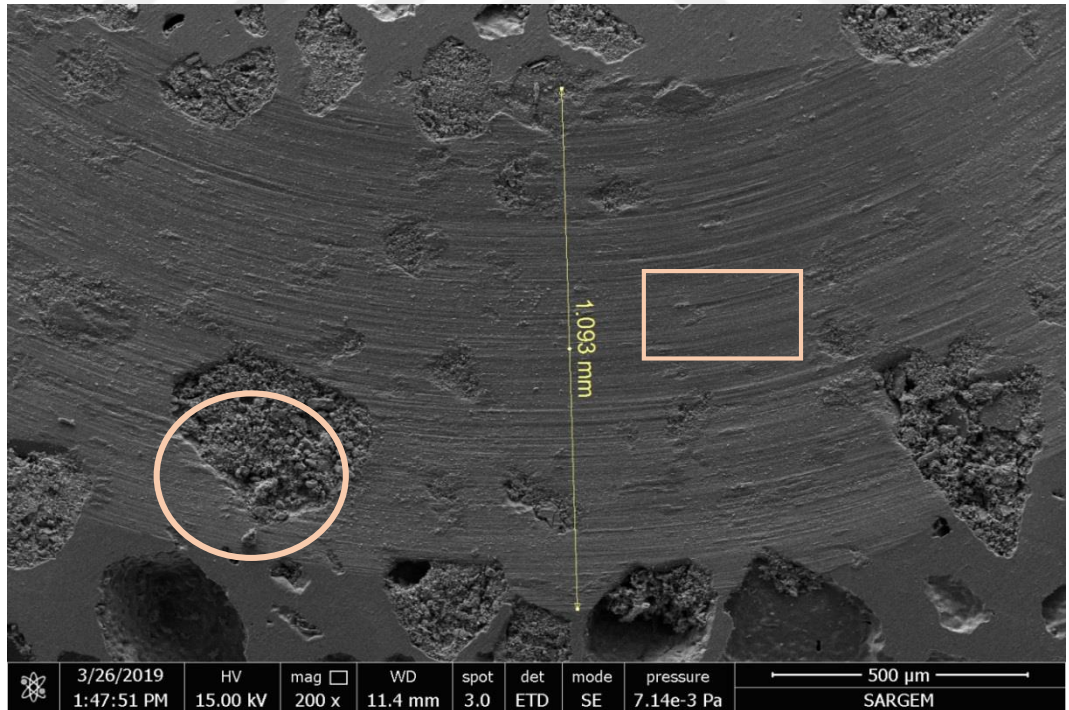


Şekil 4.2. 1200°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-2) kuru aşınma deney grafiği.





Şekil 4.3. 1200°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-1) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü.

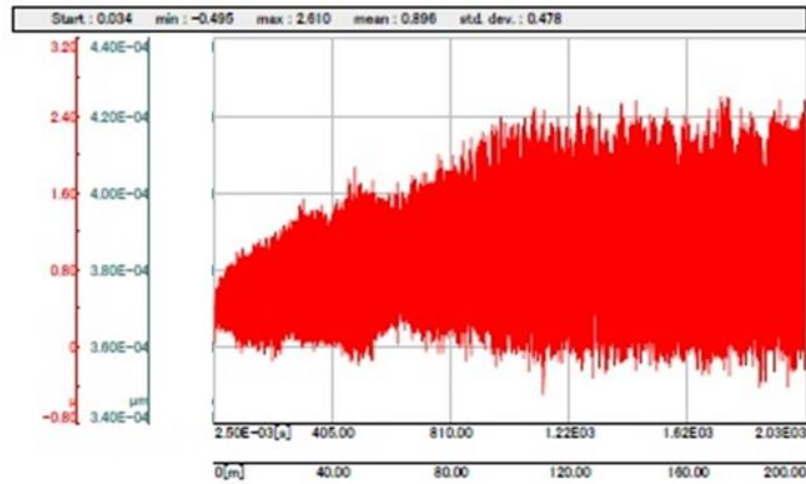


Şekil 4.4. 1200 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-2) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü.

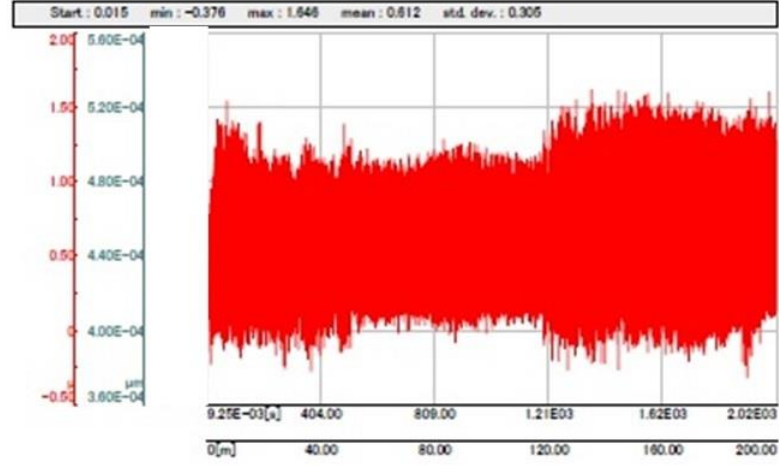
Aşınma izlerinden yapılan SEM analizleri sonucunda, 2-1 nolu numunenin aşınma izi SEM resmi incelendiğinde abraziv ve adhesiv aşınma izleri görülmektedir. Aşınma izinde kabarmaların olduğu bunların da aşındırıcı bilya arasına girerek abradiv etki yaptığı söylenebilir. 2-1 nolu numunenin aşınma izi genişliği 427,9  $\mu\text{m}$  iken 2-2 nolu numunenin aşınma izi genişliği 109,3  $\mu\text{m}$  a düşmüştür. 2-2 nolu numunenin aşınma izine göre aşınma direnci daha iyi olduğu söylenebilir.

Kuru aşınma deneyinden elde edilen aşınma grafikleri ile SEM görüntüleri ikinci olarak 1300°C' de sinterlenerek üç boyutlu yazıcıyla üretilmiş numune (3-1) ve 1300°C' de sinterlenerek toz metalurjisiyle üretilmiş numune (3-2) için Şekil 4.5., 4.6., 4.7., 4.8.'de gösterilmektedir.

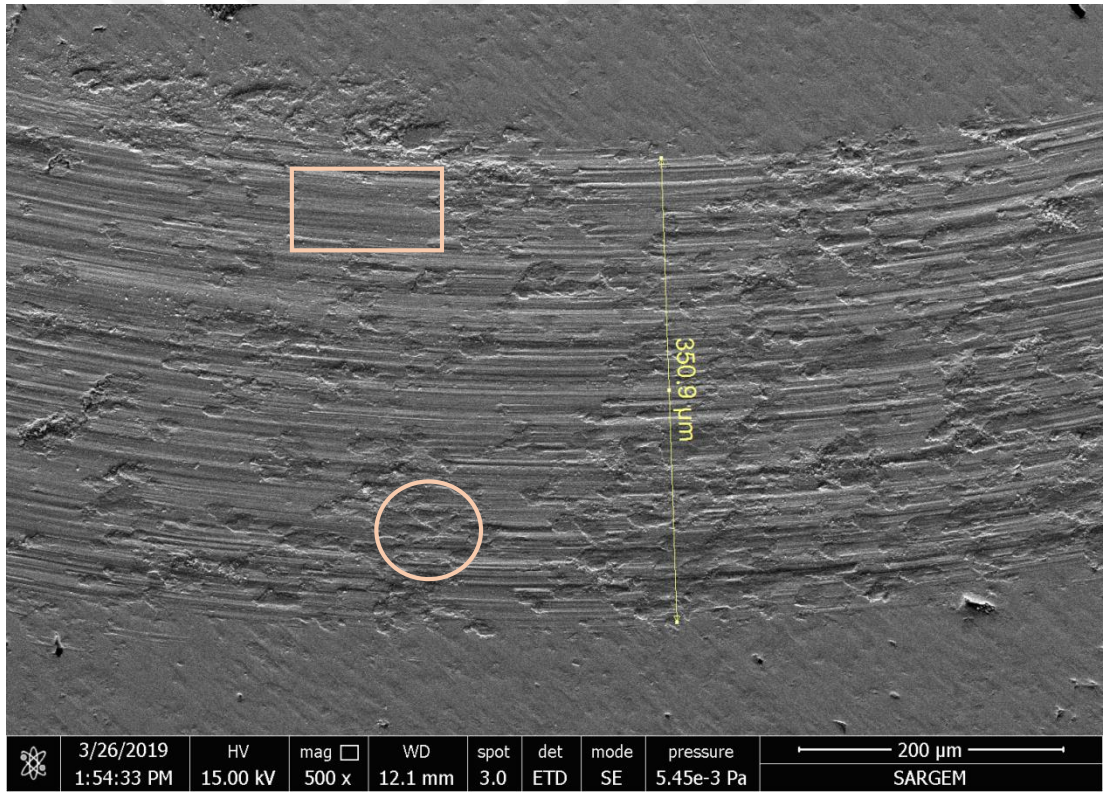
#### 4.2.2. 1300 °C de sinterlenmiş numunelere ait kuru aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması



Şekil 4.5. 1300°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-1) kuru aşınma deney grafiği.

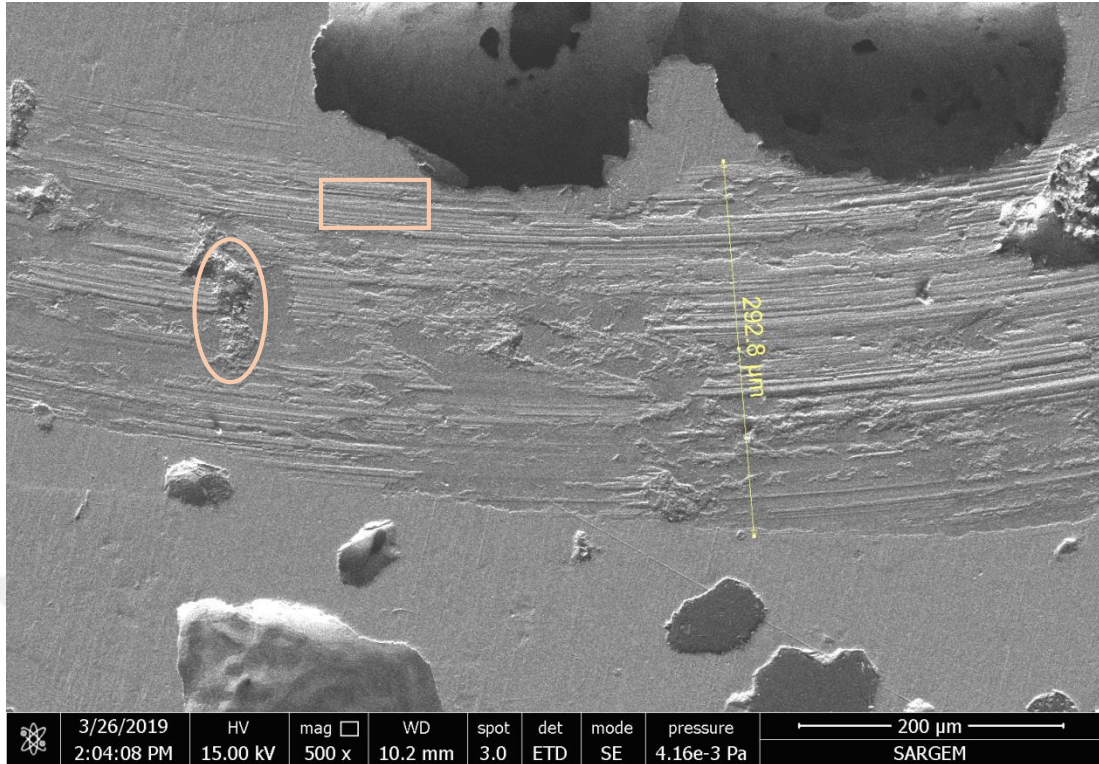


Şekil 4.6. 1300°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-2) kuru aşınma deney grafiği.



Şekil 4.7. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-1) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü.





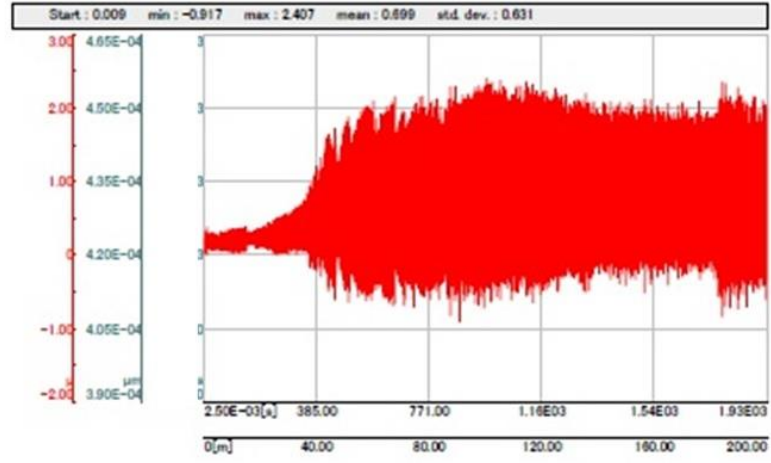
Şekil 4.8. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-2) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü.

3-1 nolu numunenin aşınma izi SEM resmi incelendiğinde aşınma izi genişliği 350,9 µm ölçülmüştür. Ancak aşınma izi net olarak fark edilmemektedir. 3-2 nolu numunenin aşınma izi 292,8 µm dir. Aşınma izinde net olarak abrasiv ve adhesiv aşınma özellikleri mevcuttur. 3-1 nolu numunenin aşınma direnci 3-2 nolu numuneye göre daha yüksektir.

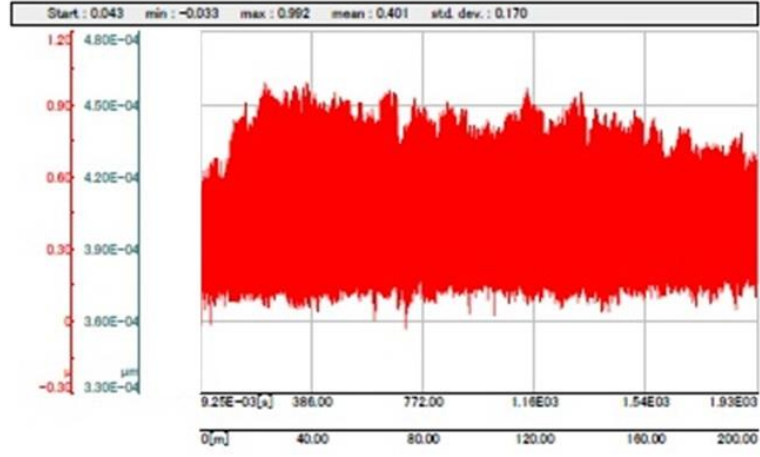
#### 4.2.3. 1400 °C de sinterlenmiş numunelere ait kuru aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması

Kuru aşınma deneyinden elde edilen aşınma grafikleri ile SEM görüntüleri son olarak 1400°C' de sinterlenerek üç boyutlu yazıcıyla üretilmiş numune (4-1) ve 1400°C' de sinterlenerek toz metalurjisiyle üretilmiş numune (4-2) için Şekil 4.9., 4.10., 4.11., 4.12.'de gösterilmektedir.

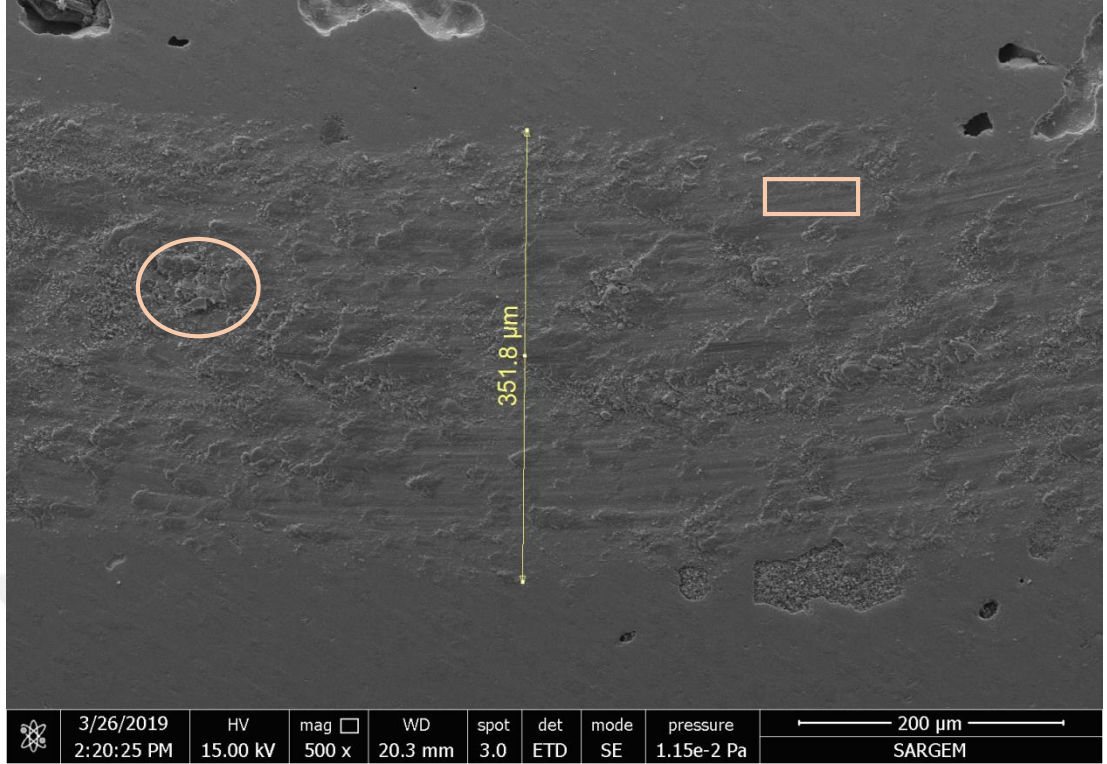




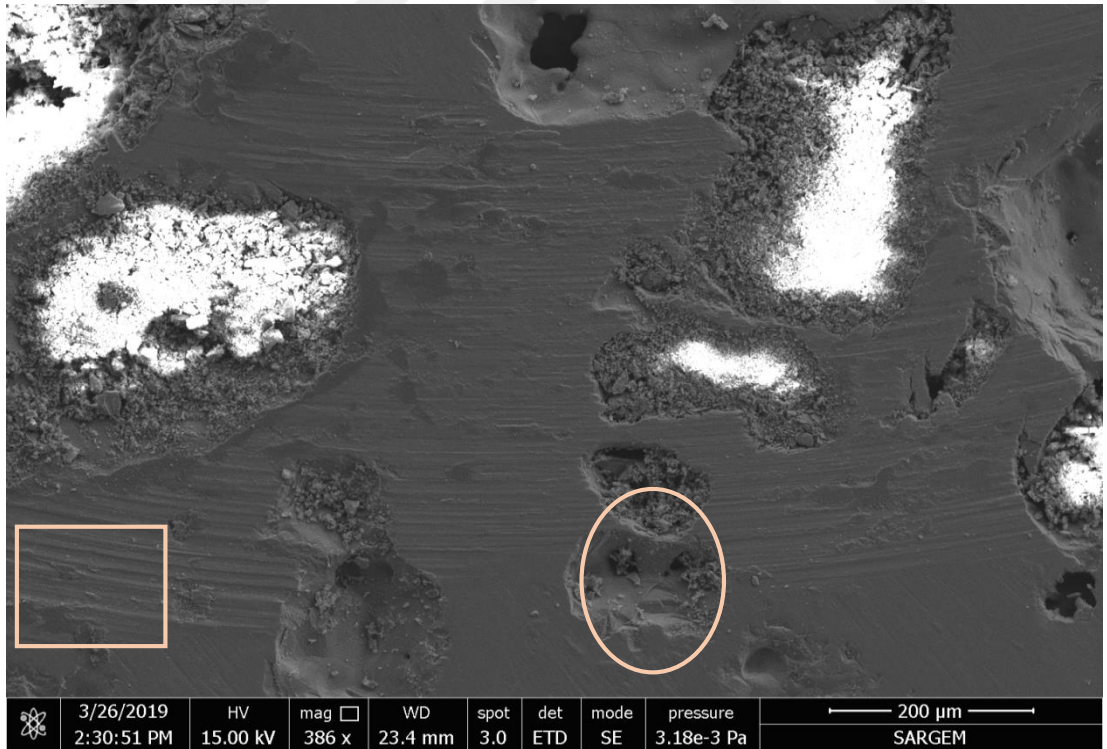
Şekil 4.9. 1400°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-1) kuru aşınma deney grafiği.



Şekil 4.10. 1400°C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-2) kuru aşınma deney grafiği.



Şekil 4.11. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-1) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü.



Şekil 04.12. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-2) kuru aşınma sonrası SEM görüntüsü.

4-1 numaralı numunenin aşınma izi genişliği 351,8  $\mu\text{m}$  iken 4-2 nolu numunede aşınma izi genişliği alınamamıştır. Ancak 4-2 nolu numunede daha çok abrasiv aşınma izleri görülmekte iken 4-1 nolu numunede adhezif aşınma izlerinin görülmekte olduğu söylenebilir.

### **4.3. Aşınma Deneyi Genel Sonuçlar**

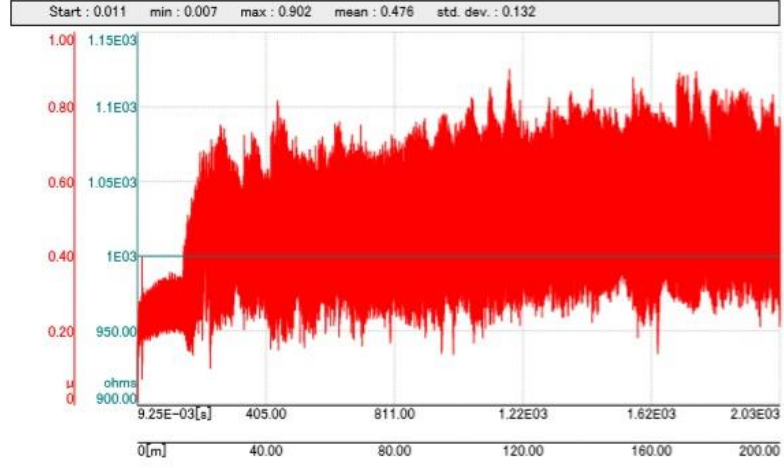
Bu kısımda kuru aşınma ve sıvı aşınma deneyine ait genel sonuçlar ayrıntılı bir şekilde değerlendirilmiştir.

#### **4.3.1. Kuru aşınma deneyi genel sonuçlar**

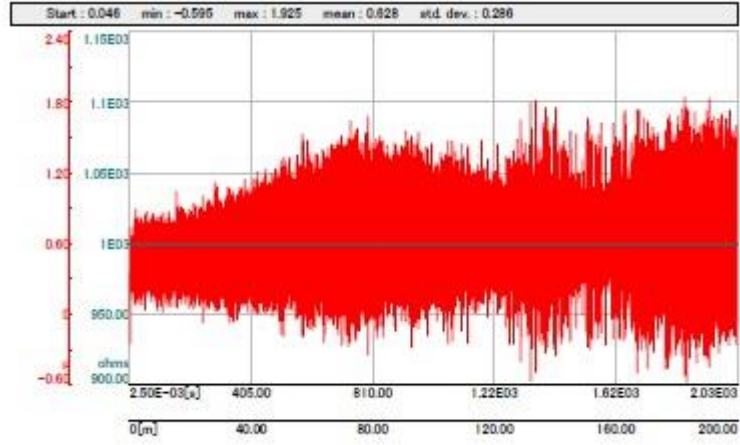
Kuru aşınma deneyinden sonra elde edilen aşınma grafiklerine bakılarak sürtünme katsayısının zamana bağlı değişiminin tüm numunelerde inişli çıkışlı olarak değiştiği görülmektedir. Bu durumun aşınmadan dolayı numune yüzeyinde oluşan birikmelerden, zamanla aşınma yüzeyinde sıcaklığın artması gibi nedenlerden olduğu düşünülebilir. Grafiklerdeki maksimum ve minimum sürtünme katsayılarının ortalama değerleri alınarak bu değerler kıyaslandığında 2-2, 3-2 ve 4-2 numunelerinin 2-1, 3-1 ve 4-1 numunelerine göre (toz metalürjisi ile üretilmiş numunelerin yazıcıyla üretilmiş olanlara göre) sürtünme katsayısının daha düşük olduğu görülmektedir. Kuru aşınma deneyine ait sürtünme katsayılarından en düşük olan 0,47 değeri 4-2 numaralı numuneye, en yüksek değer olan 0,94 değeri ise 2-1 numaralı numuneye aittir. Buradan da anlaşıldığı gibi sinterleme sıcaklığı sürtünme katsayısı ile ters orantılı olarak değiştiği görülmüştür.

#### **4.3.1.1. 1200 °C de sinterlenmiş numunelere ait sıvı aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması**

Bu deneyden elde edilen aşınma grafikleri ile SEM görüntüleri ilk olarak 1200°C' de sinterlenerek üç boyutlu yazıcıyla üretilmiş numune (2-1) ve 1200°C' de sinterlenerek toz metalürjisiyle üretilmiş numune (2-2) için Şekil 4.13., 4.14., 4.15., 4.16.'da gösterilmektedir.

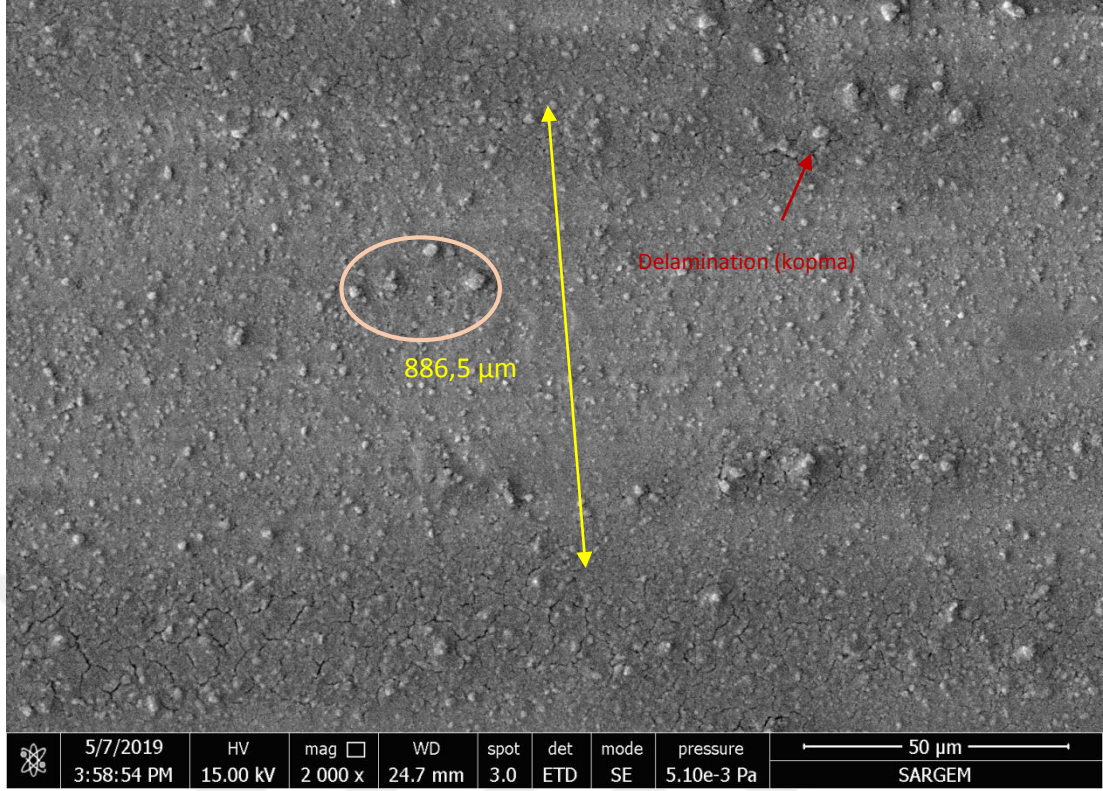


Şekil 4.13. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-1) sıvı aşınma deney grafiği.

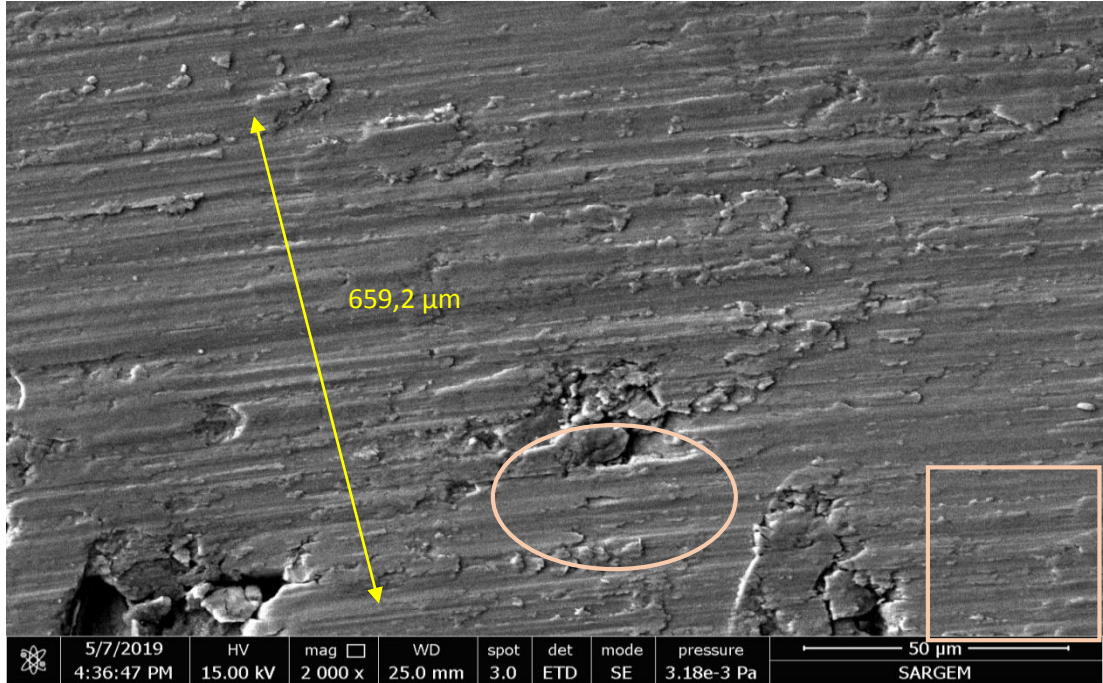


Şekil 4.14. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-2) sıvı aşınma deney grafiği.





Şekil 4.15. 1200 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-1) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü.



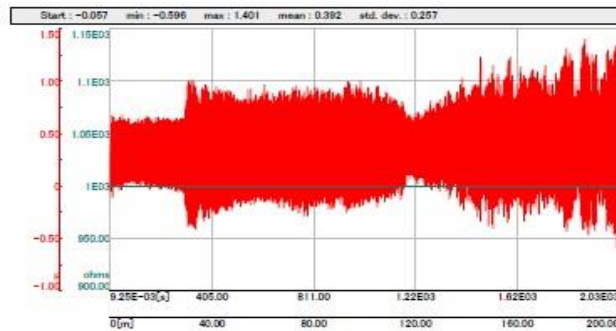
Şekil 4.16. 1200 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (2-2) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü.

SEM görüntülerinde “  $\square$  ” ile işaretlenmiş kısımlar grooving (çizilme şeklinde aşınma), “  $\bigcirc$  ” ile işaretlenmiş kısımlar delamination (kopma şeklinde aşınma) aşınma türlerini göstermektedir.

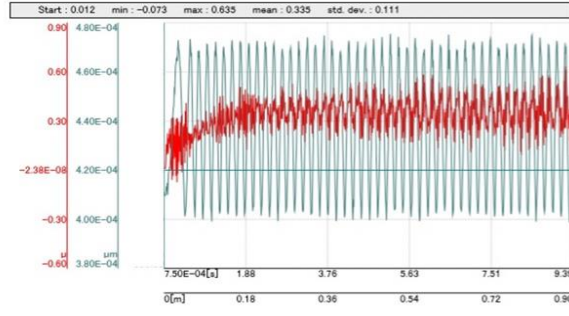
Aşınma izlerinden yapılan SEM analizleri sonucunda, 2-1 nolu numunenin aşınma izi SEM resmi incelendiğinde abraziv ve adhesiv aşınma izleri görülmektedir. Aşınma izinde kabarmaların olduğu bunların da aşındırıcı bilya arasına girerek abrasiv etki yaptığı söylenebilir. 2-1 nolu numunenin aşınma izi genişliği 886,5  $\mu\text{m}$  iken 2-2 nolu numunenin aşınma izi genişliği 659,2  $\mu\text{m}$ 'ye düşmüştür. 2-2 numaralı numunenin aşınma izine göre aşınma direnci daha iyi olduğu söylenebilir.

#### 4.3.1.2. 1300 °C de sinterlenmiş numunelere ait sıvı aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması

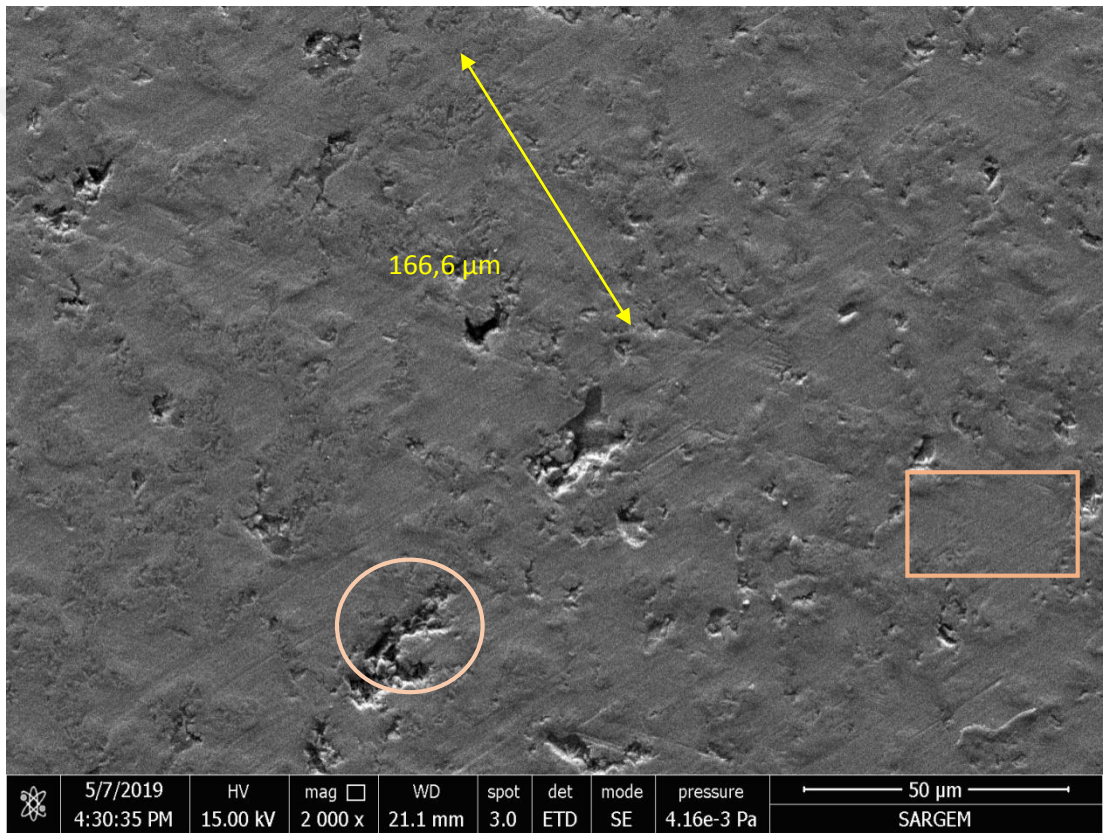
Sıvı aşınma deneyinden elde edilen aşınma grafikleri ile SEM görüntüleri ikinci olarak 1300°C' de sinterlenerek üç boyutlu yazıcıyla üretilmiş numune (3-1) ve 1300°C' de sinterlenerek toz metalurjisiyle üretilmiş numune (3-2) için Şekil 4.17., 4.18., 4.19., 4.20.'de gösterilmektedir.



Şekil 4.17. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-1) sıvı aşınma deney grafiği.

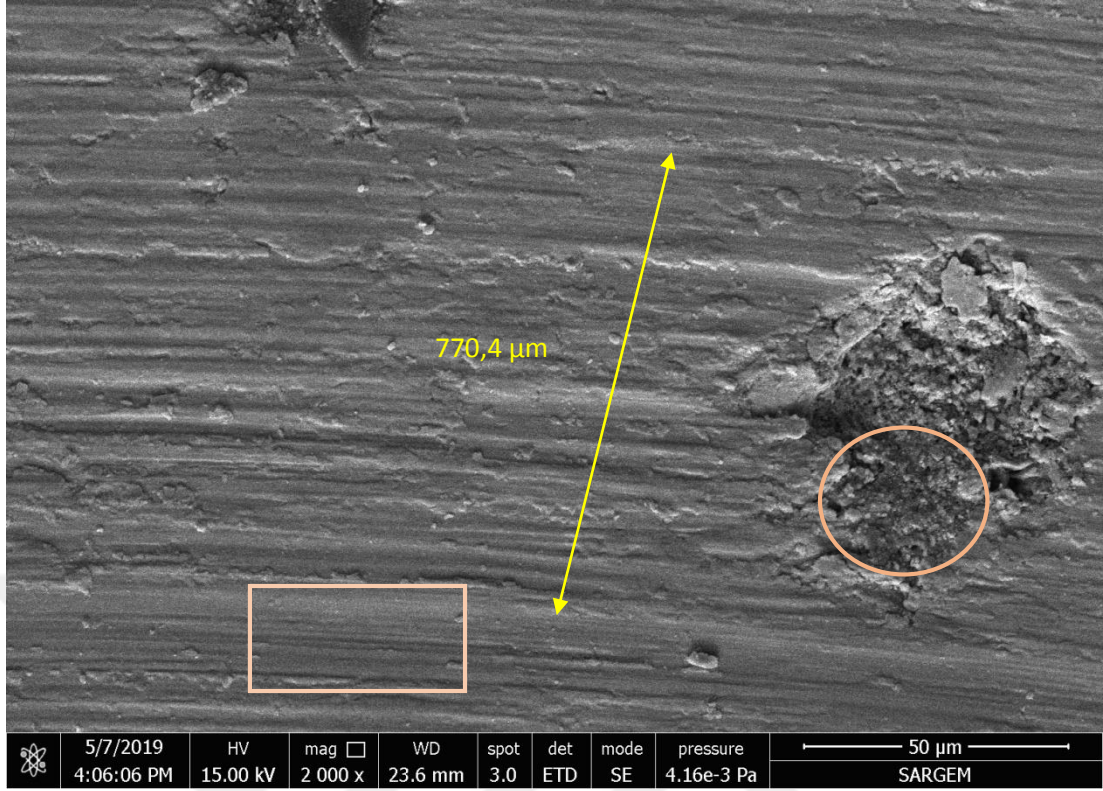


Şekil 4.18. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-2) sıvı aşınma deney grafiği.



Şekil 4.19. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-1) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü.





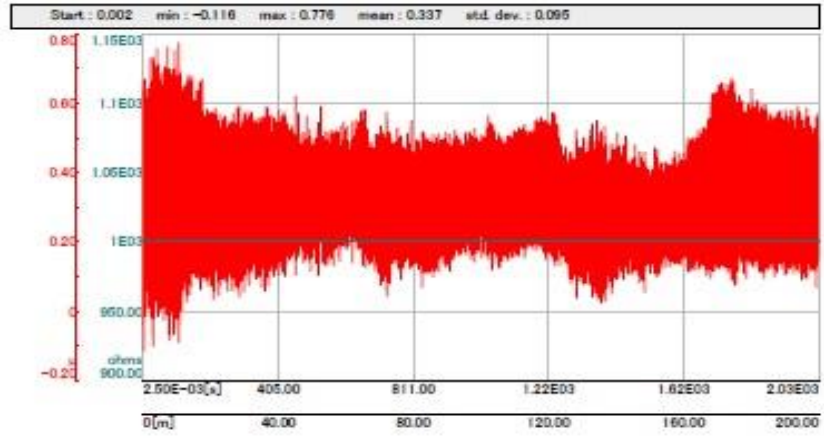
Şekil 4.20. 1300 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (3-2) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü.

3-1 nolu numunenin aşınma izi SEM resmi incelendiğinde aşınma izi 166,6 µm ölçülmüştür. Ancak aşınma izi net olarak fark edilmemektedir. 3-2 nolu numunenin aşınma izi 770,4 µm dir. Aşınma izinde net olarak abrasiv ve adhesiv aşınma özellikleri mevcuttur. 3-1 nolu numunenin aşınma direnci 3-2 nolu numuneye göre daha yüksektir.

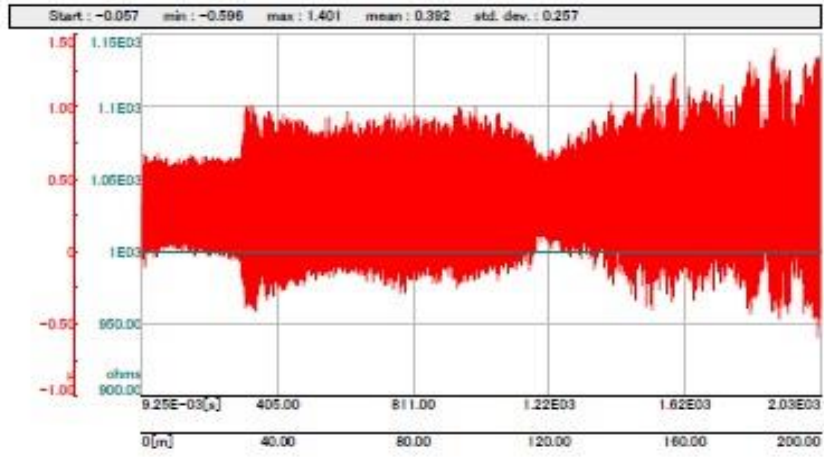
#### 4.3.1.3. 1400 °C de sinterlenmiş numunelere ait sıvı aşınma grafikleri ve SEM görüntülerinin yorumlanması

Kuru aşınma deneyinden elde edilen aşınma grafikleri ile SEM görüntüleri son olarak 1400°C' de sinterlenerek üç boyutlu yazıcıyla üretilmiş numune (4-1) ve 1400°C' de sinterlenerek toz metalurjisiyle üretilmiş numune (4-2) için Şekil 4.21., 4.22., 4.23., 4.24.'de gösterilmektedir.

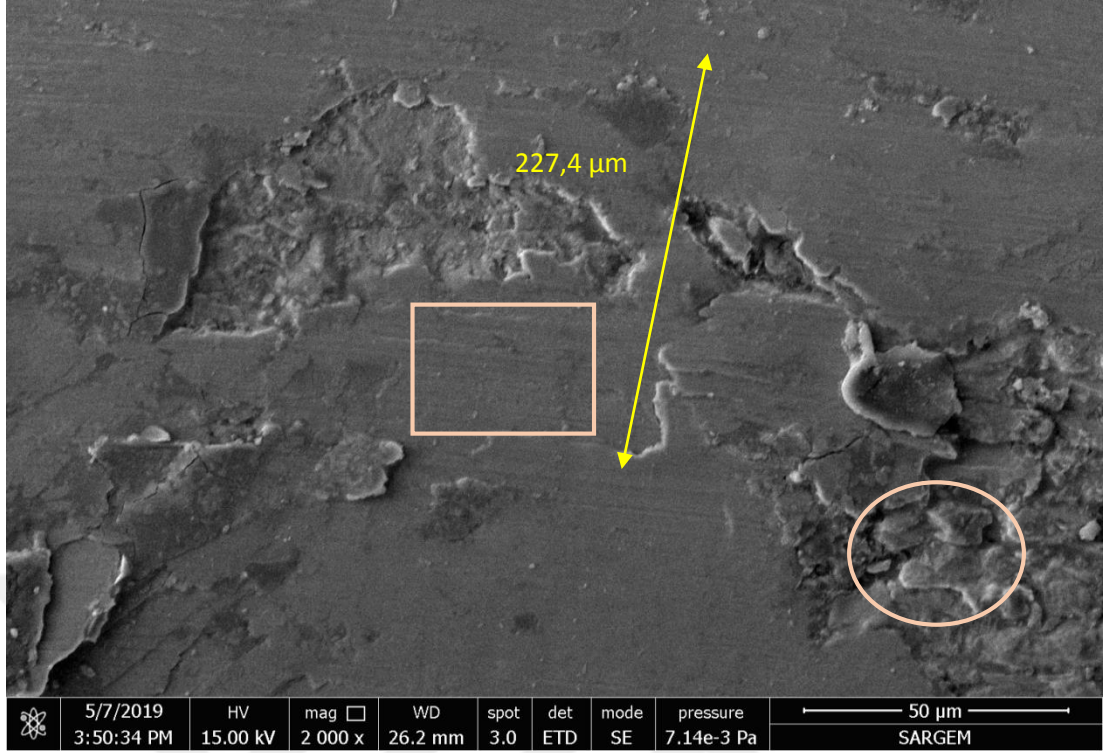




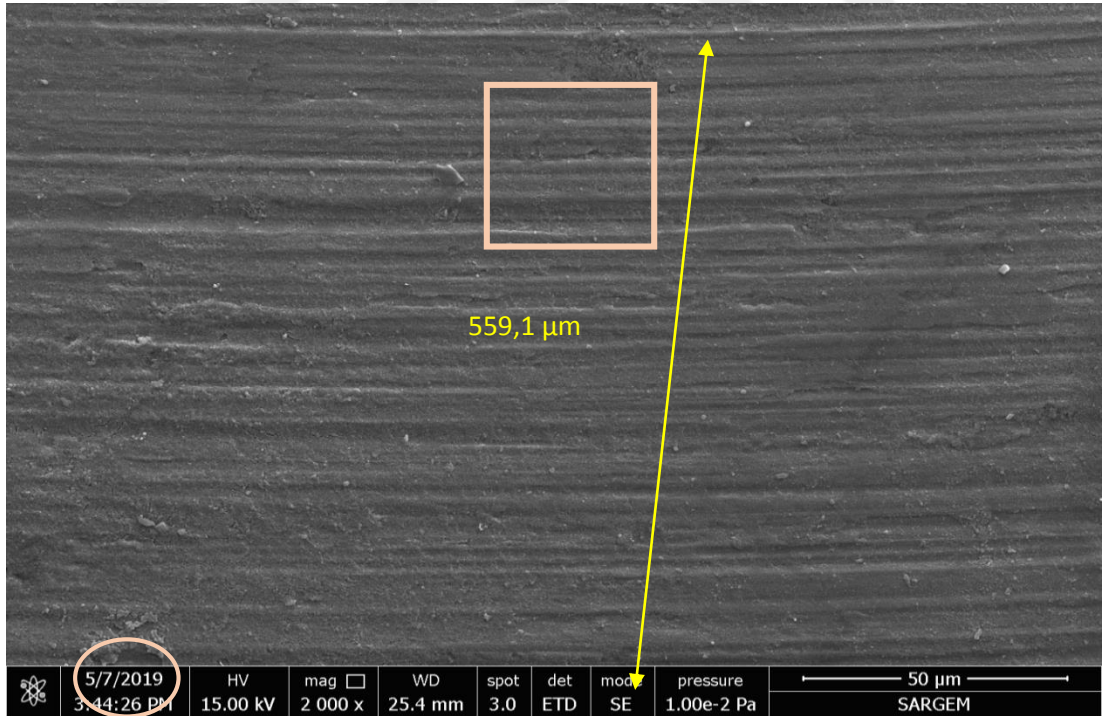
Şekil 4.21. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-1) sıvı aşınma deney grafiği.



Şekil 4.22. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-2) sıvı aşınma deney grafiği.



Şekil 4.23. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-1) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü.



Şekil 4.24. 1400 °C sinterleme ile hazırlanmış numunenin (4-2) sıvı aşınma sonrası SEM görüntüsü.

4-1 numaralı numunenin aşınma iz genişliği 227,4 µm iken 4-2 nolu numunede 559,1 µm elde edilmiştir. Buradan 4-1 nolu numune daha az aşındığı için aşınma direnci 4-2 nolu numuneye göre daha iyidir. 4-2 nolu numunede daha çok abrasiv aşınma izleri görülmekte iken 4-1 nolu numunede adhesiv aşınma izleri görülmektedir.

#### 4.3.2. Sıvı aşınma deneyi genel sonuçları

Sıvı aşınma deneyinden sonra elde edilen aşınma grafiklerine bakılarak sürtünme katsayısının kuru aşınmada olduğu gibi yine benzer nedenlerden zamana bağlı değişiminin tüm numunelerde inişli çıkışlı olarak değiştiği görülmektedir. Grafiklerdeki maksimum ve minimum sürtünme katsayılarının ortalama değerleri alınarak kıyaslandığında 2-2, 3-2 ve 4-2 numunelerinin 2-1, 3-1 ve 4-1 numunelerine göre (toz metalürjisi ile üretilmiş numunelerin yazıcıyla üretilmiş olanlara göre) sürtünme katsayısının genel olarak daha düşük olduğu görülmektedir. Sıvı aşınma deneyine ait sürtünme katsayılarından en düşük olan 0,19 değeri 4-2 numaralı numuneye, en yüksek değer olan 0,66 değeri ise 2-2 numaralı numuneye aittir. Sinterleme sıcaklığı sürtünme katsayısıyla ters orantılı olarak değişmektedir. Bu sıcaklık arttığında ısıl bağlanma daha iyi sağlanır, numunede porozite azalır ve daha az miktarda aşınma meydana gelir.

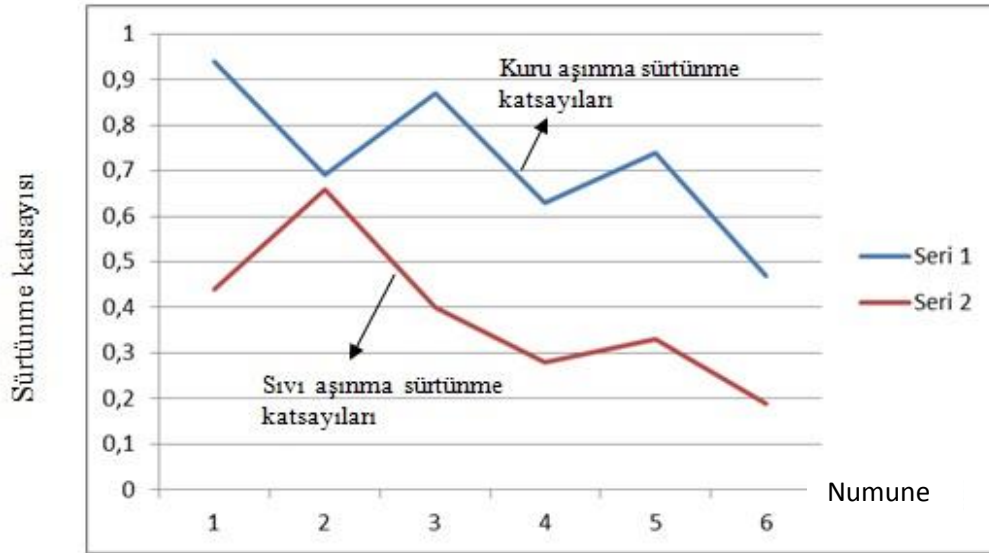
Kuru ve sıvı aşınma deneylerinden elde edilen sürtünme katsayılarına bakılırsa yağlayıcının sürtünme katsayısını azalttığı ve dolayısıyla aşınma miktarını azalttığı görülmüştür. Bu iki deneyde en düşük sürtünme katsayısı değeri olan 0,19 4-2 numaralı numuneye aittir. Yani en yüksek sinterleme sıcaklığı, en düşük sürtünme katsayısında yağlayıcı kullanıldığında daha az aşınma görülmektedir.

Kuru aşınma ve sıvı aşınma deneylerinden sonra elde edilen grafiklerdeki ortalama sürtünme katsayısı değerleri her bir numune için Tablo 4.1.'de verilmiştir. Yağlayıcı kullanıldığında sürtünme katsayılarının yüzde değişimi kuru ve yağlayıcı kullanıldığı durumdaki katsayılar arasındaki fark alınıp kuru durumdaki başlangıç değerine bölünüp 100 ile çarpılarak her bir numune için elde edilmiştir. Şekil 4.25.'de

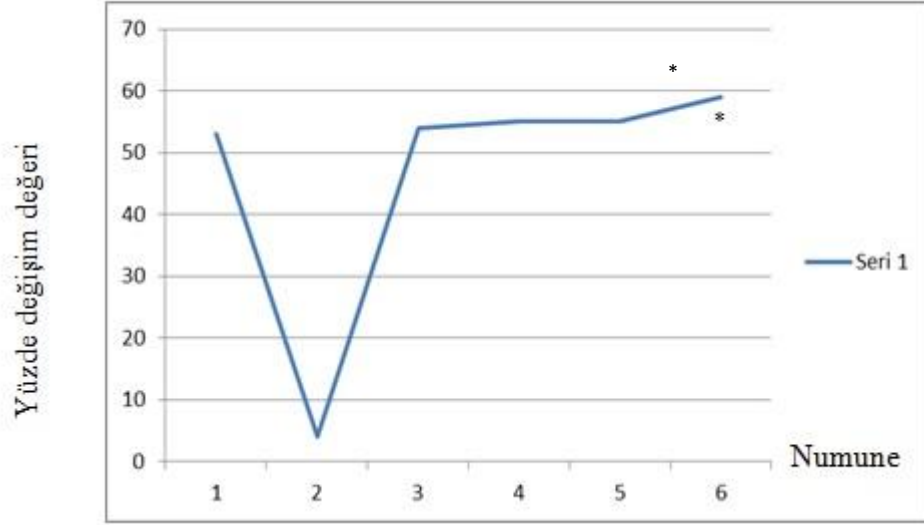
iki aşınma durumundaki sürtünme katsayıları grafiği Şekil 4.26.'da ise hesaplanan yüzde değişim değerlerine ait grafik verilmiştir.

Tablo 4.1.Kuru ve sıvı aşınma deneyi sürtünme katsayıları.

| Numune adı | Kuru aşınma deneyi sürtünme katsayısı değeri (Seri 1) | Sıvı aşınma deneyi sürtünme katsayısı değeri (Seri 2) | Yüzde değişim değeri (Seri 1*) |
|------------|---|---|--------------------------------|
| 2-1        | 0,94  | 0,44  | 53                             |
| 2-2        | 0,69  | 0,66  | 4                              |
| 3-1        | 0,87  | 0,40  | 54                             |
| 3-2        | 0,63  | 0,28  | 55                             |
| 4-1        | 0,74  | 0,33  | 55                             |
| 4-2        | 0,47  | 0,19  | 59                             |



Şekil 4.25. Kuru ve sıvı aşınma deneyi sürtünme katsayıları.



Şekil 4.26. Yağlayıcı kullanıldığında sürtünme katsayısı yüzde değişimi.

Numunelere uygulanan kuru ve yağlayıcı ile aşınma deneyinden sonra elde edilen SEM görüntüleri genel olarak yorumlanırsa, ağırlıklı olarak adheziv aşınma mekanizmasının görüldüğü söylenebilir. Yani önceki kısımlarda da belirtildiği gibi cismin yüzeyindeki pürüzler, uygulanan kuvvetin tesiriyle akma sınırını aşarak plastik deformasyona uğramışlardır. Yüzeyde absorbe edilen sıvı veya gaz molekülleri ve oksit tabakaları parçalanmıştır. Cisimlerin temas ettiği noktalarda mikro kaynak bağları oluşmuştur. Temas yüzeylerinin izafi hareketi sırasında mikro kaynak bağları kırılarak malzeme kayıpları meydana gelmiştir. Bu aşınma mekanizması yazıcı ile üretilmiş numunede kopma (spoliation, delamination) şeklinde ağırlıklı, toz metalurjisi ile üretilmiş numunede çizilme (grooving) şeklinde ağırlıklı olarak görülmektedir. Aşınmanın kopma ve çizik gibi iki farklı şekilde görülmesinin sebebinumuneler üretilirken toz metalurjisinde yazıcı ile üretime göre taneler arasında daha iyi bir ısıl bağlanma sağlanabilmesi ve bu sayede boşluklu yapının daha az olması olarak gösterilebilir. Aşınma deneyi sırasında yağlayıcı kullanılması numune ile aşındırıcı bilya arasındaki temas alanını azalttığından dolayı adhezif aşınmanın çizik şeklinde görülmesine neden olmuştur. Kopma şeklinde aşınma görülmesinin nedeni olarak da numunenin yüzeyinde mikro boyutta pürüzler bulunabilmesi gösterilebilir.

Titanyum malzemeden farklı sinterleme sıcaklığı ve üretim yöntemi ile üretilmiş numunelerin alümina bilya ile karşılıklı çalışması ile protein tozu çözeltisiyle yağlanması durumunda yapılan bu araştırmadan elde edilen sonuçlardan bazıları şu şekilde sıralanabilir.

- Sinterleme sıcaklığı arttıkça daha iyi bir ısıl bağlanma sağlanır. Buna bağlı olarak numunenin mukavemetinin artmasıyla daha az aşınma görülür ve aşınma izi derinliği azalır.
- Pürüzlü yüzeylere sahip numunelerin aşınmaları daha çok pürüzlerden meydana gelirken ve daha yaygın bir kesite yayılırken, parlatılmış numunelerin aşınması ise derinlemesine ve daha küçük bir kesitte meydana gelmektedir.
- Sinterleme sonrası gözenekli parçalarda aşınmadayanımını gözenek büyüklüğü ve şekli etkilemektedir.
- Aşınma izi genişliği yazıcı ile üretimde daha fazladır. Buna bağlı olarak yazıcı ile üretilen numunelerin aşınma direncinin daha az olduğu ve daha fazla aşınmaya uğradığı söylenebilir.

## KAYNAKLAR

- Abubakar, M. S., Cheng, M. H. W., Tang, S. M., Yu, S. C., Liao, K., Tan, C. T., Khor, K. A., Cheang, P. 2003. Tensile properties, tension -tension fatigue and biological response of polyetheretherketone -hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials*, 24(13): 2245-2250.
- Ahmad, I. 1998. Yttrium-partially stabilized zirconium dioxide posts: an approach to restoring coronally compromised nonvital teeth. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 18(5): 454-465.
- Akagawa, Y., Hosokawa, R., Sato, Y., Kamayama, K. 1998. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(5): 551-558.
- Akhavan, S., Matthiesen, M. M., Schulte, L., Penoyar, T., Kraay, M. J., Rimnac, C. M., Goldberg, V. M. 2006. Clinical and histologic results related to a low-modulus composite total hip replacement stem. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 88A(6): 1308-1314.
- Akdoğan, A., Nurveren, K. 2013. Demir esaslı şekil hafızalı alaşımlar. *Niğde Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 2(1): 10-16.
- Akdoğan, G., Goncu, M., Parlak, M. 2018. Biotribology of Cartilage Wear in Knee and Hip Joints Review of Recent Developments. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 295(1): 1-12.
- Akdoğan, G., Goncu, M., Parlak, M. 2018. Biotribology of Cartilage Wear in Knee and Hip Joints Review of Recent Developments. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 295(1): 1-12.
- Akdoğan, G., Sarıtaş, S. 2002. Toz metalurjisinin biyomalzemelerin gelişimindeki katkısı, 3.Uluslararası Toz Metalurjisi Konferansı, Gazi Üniversitesi, Ankara, 1244-1262.
- Akkurt, M. 1982. Makine Elemanları, Cilt II. Birsen Kitapevi Yayınları.
- Arıdur, A. 1995. Küresel grafitli dökme demirlerde talaş kaldırma kabiliyeti. *Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi*.
- Benezra, V., Mangin, S., Treska, M., Spector, M., Hunter, G., Hobbs, L. W. 1999. Microstructural Investigation of the Oxide Scale on Zr-2.5Nb and its Interface with the Alloy Substrate. *Materials Research Society Symposium Proceedings*, 550: 337-342.

- Bertassoni, L. E., Orgel, J. P. R., Antipova, O., Swain, M. V. 2012. The dentin organic matrix – limitations of restorative dentistry hidden on the nanometer scale. *Acta Biomaterialia*, 8: 2419–2433.
- Bobyn, J. D., Stackpool, G. J., Hacking, S. A., Tanzer, M., Krygier, J. J. 1999. Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 81(5): 907-914.
- Blazic, M., Bombac, D., Brojan, M., Caram, R., Kopac, J., Kosel, F. 2007. *Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices*, 1st edition, Springer Science+Business Media, 533-576.
- Blazic, M., Bombac, D., Brojan, M., Caram, R., Kopac, J., Kosel, F. 2007. *Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices*, 1st edition, Springer Science+Business Media, 533-576.
- Brantigan, J. W., Neidre, A., Toohey, J. S. 2004. The Lumbar I/F Cage for posterior lumbar interbody fusion with the variable screw placement system: 10-year results of a Food and Drug Administration clinical trial. *The Spine Journal*, 4(6): 681-688.
- Brantigan, J. W., Steffee, A. D., Lewis, M. L., Quinn, L. M., Persenaire, J. M. 2000. Lumbar interbody fusion using the Brantigan I/F cage for posterior lumbar interbody fusion and the variable pedicle screw placement system: two-year results from a Food and Drug Administration investigational device exemption clinical trial. *Spine*, 25(11): 1437-1446.
- Breme, J., Biehl, V. 1998. *Handbook of biomaterials properties*. In: Part II. 1st edition, Springer Science+Business Media Dordrecht, Davon, 135-143.
- Catledge, S. A., Cook, M., Vohra, Y., Santos, E. M., Mcclenny, M. D., Moore, K. D. 2003. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 14(10): 863-867.
- Çelik, D., Çetinkaya, K. 2016. Üç boyutlu yazıcı tasarımları, prototipleri ve ürün yazdırma karşılaştırmaları. *İleri Teknoloji Bilimleri Dergisi*, 5(2): 151-163.
- Chen, J. Z., Shi, Y. L., Wang, L., Yan, F. Y., Zhang, F. Q. 2006. Preparation and properties of hydroxyapatite-containing titania coating by micro-arc oxidation. *Materials Letters*, 60(20): 2538-2543.
- Chen, D., Liu, Y., Chen, H., Zhang, D. 2018. Bio-inspired drag reduction surface from sharkskin. *Biosurface and Biotribology*, 4(2): 39–45.
- Chhabra, M., Singh, R. 2011. Rapid casting solutions: a review. *Rapid Prototyping Journal*, 17(5): 328-350.
- Dearnaley, G., Arps, J. 2005. Biomedical applications of diamond-like carbon (DLC) coatings: A review. *Surface and Coatings Technology*, 200(7): 2518-2524.
- Delogu, F., Orrù, R., Cao, G. 2003. A novel macrokinetic approach for mechanochemical reactions, *Chemical Engineering Science*, 58: 815-821.



- Dikici, B. 2010. Toz metalurjisi yöntemiyle Nikel-Titanyum alaşımlarının üretimi. İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü, Yüksek Lisans Tezi.
- Duerig, T. W., Tolomeo, D. E., Wholey, M. 2000. An overview of superelastic stent design. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 9(3-4): 235- 246.
- Fan, J. P., Tsui, C. P., Tang, C. Y., Chow, C. L. 2004. Influence of interphase layer on the overall elastoplastic behaviors of HA/PEEK biocomposite. *Biomaterials*, 25(23): 5363-5373.
- Fecht, H. J. 2002. Nanostructured materials and composites prepared by solid state processing. In: *Nanostructured Materials and Composites Prepared by Solid State Processing*, 2nd Edition, William Andrew Publishing, Newyork, 119-165.
- Findl, O., Buehl, W., Menapace, R., Sacu, S., Georgopoulos, M., Rainer, G. 2005. Long-term effect of sharp optic edges of a polymethyl methacrylate intraocular lens on posterior capsule opacification: A randomized trial. *Ophthalmology*, 112(11): 2004-2008.
- Franek, F., Bartz, W. J., Pauschitz, A. 2001. Scientific achievements industrial applications future challenge. 2nd World Tribology Congress, Wien, 13–20.
- Fritzsche, J. 2003. Zirconium oxide restorations with the DCS precedent system. *International Journal of Computerized Dentistry*, 6(2): 193-201.
- Güven, Ş. Y. 2014. Biyouyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi. Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 2(3): 303-311.
- Goff, A. 2003. Modeling and synthesis of a piezoelectric ceramic-reinforced metal matrix composites. State University, Virginia Polytechnic Institute, MS Thesis.
- Güleryüz, K. 2011. Deformasyon Yaşlanması AA7075 Alaşımının Mekanik Özelliklerine ve Aşınma Davranışına Etkisi, Karabük Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İmalat Mühendisliği Bölümü, Yüksek Lisans Tezi.
- Ghosh, S., Choudhury, D., Roy, T., Moradi, A., Masjuki, H. H., Murphy, B. P. 2015. Tribological performance of the biological components of synovial fluid in artificial joint implants. *Sci. Technol. Adv. Mater.*, 16: 12.
- Glassman, A. H., Crowninshield, R. D., Schenck, R., Herberts, P. 2001. A low stiffness composite biologically fixed prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*, 393: 128-136.
- Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., Schärer, P. 2004. Experimental zirconia abutments for implant- supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(3): 285-290.
- Hallab, N., Merritt, K., Jacobs, J. J. 2001. Metal sensitivity in patients with orthopaedic implants. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 83(3): 428-433.
- Haraguchi, K., Sugano, N., Nishii, T., Sakai, T., Yoshikawa, H., Ohzono, K. 2001. Phase transformation of a zirconia ceramic head after total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 83B(7): 996-1000.

- Hunter, G., Long, M. 2000. Abrasive wear of oxidized Zr-2.5Nb, CoCrMo and Ti-6Al-4V against bone cement. 6th World Biomaterials Congress Transactions, Minneapolis, 835.
- <http://www.stratasys.com>, Erişim Tarihi: 15.07.2016.
- <http://www.custompart.net>, Erişim Tarihi: 15.07.2016.
- Jacobs, J. J., Skipor, A. K., Patterson, I. M., Hallab, N. J., Paprosky, W. G., Black, J., Galante, J. O. 1998. A prospective, controlled, longitudinal study of metal release in patients undergoing primary total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 80(10): 1444-1458.
- Kaleli, N., Saraç, D.2014. Protetik Diş Tedavisinde Lazer Sinterleme Sistemleri. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi*, 15(3):27-33.
- Kang, S. J. L. 2005. Sintering: Densification, Grain Growth and Microstructure. 1st Edition. Elsevier, 37-168.
- Kato, H., Nakamura, T., Nishiguchi, S., Matsusue, Y., Kobayashi, M., Miyazaki, T., Kim, H.-M., Kokubo, T. 2000. Bonding of alkali- and heat-treated tantalum implants to bone. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(1): 28-35.
- Kärrholm, J., Anderberg, C., Snorrason, F., Thanner, J., Langeland, N., Malchau, H., Herberts, P. 2002. Evaluation of a femoral stem with reduced stiffness. A randomized study with use of radiostereometry and bone densitometry. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 84A(9): 1651- 1658.
- Katti, K. S. 2004. Biomaterials in total joint replacement. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 39(3): 132-142.
- Kayalı, E.S., Eruslu, N., Ürgen, M., Taptık, Y. ve Çimenoğlu, H., 1997. Hasar Analizi Seminer Notları, TMMOB, İstanbul.
- Kocijan, A., Milosev, I., Pihlar, B. 2004. Cobalt-based alloys for orthopaedic applications studied by electrochemical and XPS analysis. *Journal of Material Science: Materials in Medicine*, 15(6): 643-650.
- Koç, R. 2010. Bilgisayar Kontrollü Aşınma Test Cihazı Tasarımı ve İmalatı. 2. Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi (TİMAK-2010), Balıkesir, 129-137.
- Koç, E. 2004. Makina Elemanları, Cilt 2. Nobel Kitabevi
- Kondo, S., Liza, S., Ohtake, N., Akasaka, H., Matsuo, M., Iwamoto, Y. 2015. Mechanical characterization of segment-structured hydrogen-free a-C films fabricated by filtered cathodic vacuum arc method. *Surface & Coatings Technology*, 278: 71-79.
- Kurtz, S. M. 2004. The UHMWPE Handbook: Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement. In: Chapter 1. 1st Edition, Elsevier Academic Press, New York, 1-12.
- Kurtz, S. M., Devine, J. N. 2007. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32): 4845-4869.

- Kruger, A. J., Schauersberger, J., Abela, C., Schild, G., Amon, M. 2000. Two-year results: sharp vs rounded optic edges on silicone lenses. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 26(4): 566-570.
- Langstaff, S., Sayer, M., Smith, T. J. N., Pugh, S. M. 2001. Resorbable bioceramics based on stabilized calcium phosphates. Part II: evaluation of biological response. *Biomaterials*, 22(2): 135-150.
- Lee, H. B., Khang, G., Lee, J. H. 2000. *The Biomedical Engineering Handbook*. In: Chapter 39. 2nd edition, CRC Press LLC, Florida, 676-700.
- Levine, B. R., Sporer, S., Poggie, R. A., Della Valle, C. J., Jacobs, J. J. 2006. Experimental and clinical performance of porous tantalum in orthopedic surgery. *Biomaterials*, 27(27): 4671-4681.
- Liu, A., Jennings, L. M., Ingham, E., Fisher, J. 2015. Tribology studies of the natural knee using an animal model in a new whole joint natural knee simulator. *Journal of Biomechanics*, 48: 3004–3011.
- Liza, S., Haseeb, A. S. M. A., Abbas, A. A., Masjuki, H. H. 2011. Failure analysis of retrieved UHMWPE tibial insert in total knee replacement. *Engineering Failure Analysis*, 18: 1415–1423.
- Liza, S., Hieda, J., Akasaka, H., Ohtake, N., Tsutsumi, Y., Nagai, A., Hanawa, T. 2017. Deposition of boron doped DLC films on TiNb and characterization of their mechanical properties and blood compatibility. *Science and Technology of Advanced Materials*, 18(1): 76-87.
- Long, M., Rack, H. J. 1998. Titanium alloys in total joint replacement-a materials science perspective. *Biomaterials*, 19(18): 1621-1639.
- Lozito, G. M., Schmid, M., Conforto, S., Fulginei, F. R., Bibbo, D. 2015. A neural network embedded system for real-time estimation of muscle forces. *Procedia Computer Science*, 51: 60–69.
- Middleton, J. C., Tipton, A. J. 2000. Synthetic biodegradable polymers as orthopaedic devices. *Biomaterials*, 21(23): 2335- 2346.
- Milosev, I., Strehblow, H.-H. 2003. The composition of the surface passive film formed on CoCrMo alloy in simulated physiological solution. *Electrochimica Acta*, 48(19): 2767-2774.
- Miller, M. D. 2004. *Review of Orthopaedics*, 4th Edition. W.B. Saunders Company, 129.
- Minami, I. 2009. Ionic liquids in tribology. *Molecules*, 14(6): 2286-2305.
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., Kobayashi, T. 2013. Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57: 236–261.
- Munz, D., Fett, T. 1999. *Ceramics: Mechanical Properties, Failure Behaviour, Materials Selection*. In: Chapter 1. 1st Edition. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1-9.

- Naghieh, S., KaramoozRavari, M. R., Badrossamay, M., Foroozmehr, E., Kadkhodaei, M. J. 2016. Rapid Reconstitution Packages (RRPs) implemented by integration of computational fluid dynamics (CFD) and 3D printed microfluidics; Numerical investigation of the mechanical properties of the additive manufactured bone scaffolds fabricated by FDM: The effect of layer penetration and postheating. *MechBehav Biomed Mater.*, 59: 241-250.
- Okazaki, Y., Gotoh, E. 2005. Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro. *Biomaterials*, 26(1): 11-21.
- Olson, R. J., Crandall, A. S. 1998. Silicone vs polymethylmethacrylate intraocular lenses with regard to capsular opacification. *Ophthalmic Surgery and Lasers*, 29(1): 55-58.
- Omataa, S., Sawaea, Y., Murakami, T. 2015. Effect of poly(vinyl alcohol) (PVA) wear particles generated in water lubricant on immune response of macrophage. *Biosurface and Biotribology*, 1: 71-79.
- Oshika, T., Nagahara, K., Yaguchi, S. 1998. Three-year prospective, randomized evaluation of intraocular lens implantation through 3.2 mm and 5.5 mm incisions. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 24(4): 509-514.
- Öveçoğlu, M. L., 1987. Development of a dispersion-strengthened Al-Fe-Ce alloy by mechanical alloying and related theoretical modeling of dislocations in composite materials. Stanford University, PhD Thesis.
- Pasinli, A. 2004. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 4(4): 25-34.
- Piconi, C., Maccauro, G. 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1): 1-25.
- Rack, H. J., Qazi, J. I. 2006. Titanium alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C*, 26(8): 1269- 1277.
- Ratner, B., Hoffman, A., Schoen, F., Lemons, J. 2004. *Biomaterials Science*, 2nd edition, Elsevier Academic Press, 1-9.
- Ries, M., Salehi, A., Widding, K., Hunter, G. 2002. Polyethylene wear performance of oxidized zirconium and cobalt-chromium knee components under abrasive conditions. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 84(2): 129-135.
- Ruggiero, A., D'Amato, R., Sbordone, L., Haro, F. B., Lanza, A. 2018. On the Dental BioTribology: Comparison of Zirconia/Zirconia and Zirconia/Natural Tooth Friction Coefficients by Using a Reciprocating Tribometer. *TEEM 2018*, Salamanca, 444-446.
- Saal, H. P., Bensmaia, S. J. 2015. Biomimetic approaches to bionic touch through a peripheral nerve interface. *Neuropsychologia*, 79: 344-353.
- Sauer, W. L., Anthony, M. E. 1998. Predicting the Clinical Wear Performance of Orthopaedic Bearing Surfaces. In *STP1346-EB Alternative Bearing Surfaces in Total Joint Replacement*. 17th Edition, American Society for Testing and Materials, West Conshohocken, 1-30.

- Sarıtaş, S., Türker, M., Durlu, N. 2007. Toz Metalurjisi ve Parçacıklı Malzeme İşlemleri, 1. Baskı. Uyum Ajans, 1-574.
- Sarıtaş, S., Türker, M., Durlu, N. 2007. Toz Metalurjisi ve Parçacıklı Malzeme İşlemleri, 1. Baskı. Uyum Ajans, 1-574.
- Say, U. 2008. Çok amaçlı bir tribometre konstrüksiyonu. İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Bölümü, Yüksek Lisans Tezi.
- Sumita, M., Hanawa, T., Teoh, S. H. 2004. Development of nitrogen containing nickel-free austenitic stainless steels for metallic biomaterials-review. *Materials Science and Engineering:C*, 24(6-8): 753-760.
- Suryanarayana, C., Ivanov, E., Boldyrev, V. V. 2001. The science and technology of mechanical alloying. *Materials Science and Engineering A*, 304(306): 151-158.
- Suryanarayana, C. 2001. Mechanical alloying and milling, *Progress in Materials and Science*, 46: 1-184.
- Scarano, A., Di Carlo, F., Quaranta, M., Piattelli, A. 2013. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *Journal of Oral Implantology*, 29(1): 8-12.
- Stachowiak, G. W., Batchelor, A. W., Stachowiak, G. B., 2004. *Experimental Methods in Tribology*, 1st Edition. Elsevier Sc. Pub., 1-372.
- Stokes, J. R., Boehm, M. W., Baier, S. K. 2013. Oral processing, texture and mouthfeel: From rheology to tribology and beyond. *Current Opinion in Colloid & Interface Science*, 18: 349–359.
- Şahin, K., Turan, B. O. 2018. Üç boyutlu yazıcı teknolojilerinin karşılaştırmalı analizi. *Stratejik ve Sosyal Araştırmalar Dergisi*, 2(2): 97-116.
- Tan, K. H., Chua, C. K., Leong, K. F., Cheah, C. M., Cheang, P., Abubakar, M. S., Cha, S. W. 2003. Scaffold development using selective laser sintering of polyetheretherketone-hydroxyapatite biocomposite blends. *Biomaterials*, 24(18): 3115-3123.
- Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Spiekermann, H., Anusavice, K. J. 2001. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Operative Dentistry*, 26(4): 367-374.
- Toth, J. M., Wang, M., Estes, B. T., Scifert, J. L., Seim, III H. B., Turner, A. S. 2006. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*, 27(3): 324-334.
- Turner, B. N., Strong, R., Gold, S. A. 2014. A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. process design and modeling. *Rapid Prototyping Journal*, 20(3): 192-204.
- Yamaguchi, T., Masani, K. 2016. Contribution of center of mass–center of pressure angle tangent to the required coefficient of friction in the sagittal plane during straight walking. *Biotribology*, 5: 16–22.

- Yanli, C., Chunyong, L., Shengli, L., Zhenduo, C., Xianjin, Y. 2006. Formation of bonelike apatite-collagen composite coating on the surface of NiTi shape memory alloy. *Scripta Materialia*, 54(1): 89-92.
- Yu, S., Hariram, K. P., Kumar, R., Cheang, P., Aik, K. K. 2005. In vitro apatite formation and its growth kinetics on hydroxyapatite/polyetheretherketone biocomposites. *Biomaterials*, 26(15): 2343-2352.
- Zhang, L., Morsi, Y., Wang, Y., Li, Y., Ramakrishna, S. 2013. Review scaffold design and stem cells for tooth regeneration. *Japanese Dental Science Review*, 49: 14-26.
- Zhang, Y., Zhu, J., Wang, Z., Zhou, Y., Zhang, X. 2015. Constructing a 3D-printable, bioceramic sheathed articular spacer assembly for infected hip arthroplasty. *Journal of Medical Hypotheses and Ideas*, 9: 13-19.
- Zhou, Z. R., Jin, Z. M. 2015. Biotribology: Recent progresses and future perspectives, biosurface and biotribology. 1(1): 3-24.
- Wang, M. L., Peng, Z. X. 2015. Wear in human knees. *Biosurface and Biotribology*, 1(1): 98-112.
- Willmann, G. 1998. Überlebensrate und Sicherheit von keramischen Kugelköpfen für Hüftendoprothesen (Survival rate and reliability of ceramic femoral heads for total hip arthroplasty). *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik*, 29(10): 595-604.
- Tunçay, Ö. E., 2013. Biyomimetik yöntemle bor katkılı doku iskelelerinin geliştirilmesi ve kemik doku mühendisliğindeki etkinliklerinin araştırılması. Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomühendislik Bölümü, Yüksek Lisans Tezi.

## ÖZGEÇMİŞ

Hatice AKÇA, 1992'de Sakarya'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Sakarya'da tamamladı. 2010 yılında Sakarya Figen Sakallıoğlu Lisesi'nden mezun oldu. 2010 yılında başladığı Atatürk Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü'nü 2015 yılında bitirdi. 2016 yılında Sakarya Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü'nde yüksek lisans eğitimine başladı. Halen Sakarya Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü'nde yüksek lisansına devam etmektedir.