

MERYEM ŞAHİN



Adınızı soyadınızı giriniz

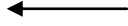
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte** **sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak

Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



DOKTORA TEZİ



Tez, Yüksek Lisans'sa, **YÜKSEK LİSANS**
TEZİ. Doktora ise **DOKTORA TEZİ** ifadesi kalacak

İSTANBUL-2020



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**CAD-CAM FREZELEME VE LAZER
SİNERLEME TEKNİKLERİ İLE ÜRETİLEN TİTANYUM
VE CO-CR ALAŞIMLARININ KOROZYON, İYON
SALINIMI VE YÜZEY SERTLİĞİ AÇISINDAN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

MERYEM ŞAHİN

**DANIŞMAN
PROF.DR. FATMA ÜNALAN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2020

TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

MERYEM ŞAHİN

İTHAF

Sevigli eşim Reşat'a, canım kızım Elif Neva'ya ve canım oğlum Mehmet Eren'e ithaf ediyorum...

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca tecrübelerini, yardımlarını, engin bilgilerini esirgemeyen ve tezimin hazırlanması sürecinde deneyimi, bilgisi ile bana daima yol gösteren çok kıymetli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Fatma Ünalın'a,

Tez çalışmalarım boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen, Doktora Tez İzleme Komitesi Üyesi Sayın Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol'a ve doktora eğitimimin başından sonuna kadar emeği geçen Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine ve doktora arkadaşlarıma,

Tez çalışma sürecini beraber yürüttüğümüz, deney işlemlerinin hazırlanmasında yardımcı olan, bu süre zarfında yardımlarını ve bilgilerini esirgemeyen İstanbul Cerrahpaşa Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Fakültesi öğretim üyesi değerli hocam Sayın Doç. Dr. İlven Mutlu'ya,

Deney örneklerinin hazırlanması sırasında tecrübe ve bilgilerini benimle paylaşan Sinan Avcı'ya ve tüm Setdent ailesine,

Hayatım boyunca desteklerini biran olsun eksiltmeyen, zorlandığımda, yorulduğumda bana, eşime ve çocuklarıma kol kanat geren, hüznü ve mutluluğu beraber paylaştığımız, çok kıymetli anneme, babama, eşimin annesine ve babasına,

Bu süreçte her zaman kendilerini arkamda hissettiğim manevi destekçilerim olan Önder ve Şahin ailelerinin tüm bireylerine,

Kitaplarımı yaptığı çiçeklerle güzelleştiren, küçücük yüreğiyle benimle bu günleri göğüsleyen, doktoramla büyüyen canım kızım, güleç yüzlüm, çok kıymetlim Elif Neva Şahin'e,

Tezimi yazarken bilgisayarımı oyuncak gibi kullanmak isteyen, ancak uyurken makale okuma fırsatı sunarak bu anlarımı tatlı kılan canım oğlum, neşe kaynağımız Mehmet Eren Şahin'e,

Hep yanımda olan, maddi ve manevi olarak her zaman desteğini hissettiğim, yol arkadaşım, canım eşim Reşat Şahin'e sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunuyorum.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 31623

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	Xİİ
ÖZET	XİV
ABSTRACT	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Alaşım Seçimini Etkileyen Faktörler	3
2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Dental Alaşımlar	3
2.3. Dental Alaşımların Sınıflandırılması	3
2.3.1. Yüksek Soy Alaşımlar	4
2.3.2. Titanyum ve Titanyum Alaşımları	5
2.3.3. Soy Alaşımlar	8
2.3.4. Ağırlıklı Olarak Baz Alaşımlar	8
2.4. Diş Hekimliğinde Metal Yapıların Elde Edilme Yöntemleri	10
2.4.1. Döküm.....	10
2.4.2. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD-CAM) Yöntemleri	11
2.4.3. Hızlı Üretim Yöntemleri	14
2.5. Hızlı Üretim Teknolojilerinin Diş Hekimliğinde Kullanımı	19
2.6. DMLS için Üretim Parametreleri	21
2.6.1. Parça Üretim Yatağının Sıcaklığı.....	21
2.6.2. Parçanın Uyumu	21
2.6.3. Lazerin Tarama Yolu	21
2.6.4. Lazer Tarama Aralığı	22
2.6.5. Katman Kalınlığı	22

2.6.6. Lazer Demetinin Tarama Hızı ve Gücü	22
2.6.7. Tarama Hızı	22
2.7. Korozyon ve Korozyon Hızı Ölçüm Teknikleri	23
2.7.1. Korozyon	23
2.7.2. Korozyon Mekanizmaları	24
2.7.3. Korozyonun Elektrokimyasal Doğası	24
2.7.4. Korozyonun Sınıflandırılması	25
2.7.5. Korozyon Hızını Ölçme Yöntemleri	32
2.8. Sertlik ve Sertlik Ölçüm Yöntemleri.....	36
2.8.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Materyal Sertlik Ölçüm Yöntemleri	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM	38
3.1.1. Lazer Sinterleme Tekniği ile Co-Cr Numunelerin Üretilmesi	39
3.1.2. Lazer Sinterleme Tekniği İle Ti6Al4V Numunelerin Üretilmesi	40
3.1.3. Cad-Cam Frezeleme Tekniği İle Co-Cr ve Ti6Al4V Numunelerin Üretilmesi	43
3.2. Numuneleri Cilalama İşlemi.....	44
3.3. Sertlik Ölçümleri	44
3.4. Elektrolit Solusyonun Hazırlanması.....	44
3.5. Elektrokimyasal Korozyonun Değerlendirilmesi	45
3.5.1. Elektrokimyasal Korozyon Testi.....	45
3.6. Statik Daldırma Testi	49
3.7. Örneklerin SEM Görüntülerinin Alınması.....	50
3.8. İstatistiksel İncelemeler.....	51
4. BULGULAR.....	52
4.1. Numunelerin Vickers hardness testi ölçüm sonuçları	53
4.2. Elektrokimyasal Korozyon Testi Sonuçları	53
4.3. Açık Devre Potansiyeli (OCP)	53
4.4. Tafel Eğrileri.....	55
4.5. Statik Daldırma Testi Sonuçları	56
4.6. Ağırlık Değişimi	56
4.7. Metal İyon Salınımı.....	58
4.8. Mikroyapı (SEM) İnceleme Sonuçları	59
5. TARTIŞMA	71

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	71
5.1.1. Ti6Al4V ve Co-Cr Alaşımları	71
5.1.2. CAD-CAM Frezeleme ve Lazer Sinterleme Üretim Yöntemleri	73
5.1.3. Isıl İşlem Uygulaması	75
5.1.4. Numune Sayısı.....	75
5.1.5. Cilalama İşlemi.....	76
5.1.6. Fusuyama Yapay Tükürük Solüsyonu	76
5.2. Bulguların Tartışılması	77
5.2.1. Sertik ölçüm sonuçlarının değerlendirilmesi ve literatürle karşılaştırılması	77
5.2.2. Korozyon sonuçlarının ve grafiklerin değerlendirilmesi ve literatürle karşılaştırılması	78
5.2.3. SEM Sonuçlarının Değerlendirilmesi ve Literatürle Karşılaştırılması	90
KAYNAKLAR	93
HAM VERİLER	111
FORMLAR	112
ETİK KURUL KARARI.....	113
PATENT HAKKI İZNİ.....	114
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	115
ÖZGEÇMİŞ	116

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Dental alaşımların ADA sınıflandırması	4
Tablo 3-1: Lazer Sinterleme tekniğinde kullanılan Co-Cr alaşım tozu içeriği	38
Tablo 3-2: CAD-CAM frezeleme tekniğinde kullanılan Co-Cr alaşım blok içeriği	38
Tablo 3-3: Lazer sinterleme tekniğinde kullanılan Ti6Al4V alaşım tozu içeriği	39
Tablo 3-4: CAD-CAM frezeleme tekniğinde kullanılan Ti6Al4V alaşım blok içeriği ..	39
Tablo 4-1: Vickers Hardness Testi Sonuçları	53
Tablo 4-2: Malzemelerin açık devre potansiyel (OCP) değerleri	54
Tablo 4-3: Malzemelerin Tafel testleri ile bulunan korozyon parametreleri.	56
Tablo 4-4: Malzemelerin statik daldırma testi ile bulunan ağırlık değişimi değerleri	57
Tablo 4-5: Malzemelerin statik daldırma testi ile bulunan metal iyon salınımı değerleri	59
Tablo 4-6: Grupların sertlik açısından değerlendirilmesi	64
Tablo 4-7: Grupların OCP düzeyleri değerlendirilmesi	65
Tablo 4-8: Grupların V_{corr} düzeylerinin değerlendirilmesi	66
Tablo 4-9: Grupların I_{corr} düzeylerinin değerlendirilmesi	67
Tablo 4-10: Grupların ağırlık değişimi (%) düzeyleri değerlendirilmesi	67
Tablo 4-11: Kobalt Kazıma ve Kobalt Sinterleme Gruplarının iyon salınım düzeylerinin değerlendirilmesi	68
Tablo 4-12: Titanyum Kazıma ve Titanyum Sinterleme Gruplarının iyon salınım düzeylerinin değerlendirilmesi	69

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: DMLS ile imalatın şematığı ⁷⁰	16
Şekil 2-2: Lazer sinterleme teknolojisi ile üretilmiş metal altyapı ve HBP çalışmaları ⁷¹	16
Şekil 2-3: Giriş parametrelerinin şematik gösterimi ⁸⁸	21
Şekil 2-4: Çukur korozyonu ¹⁰⁶	26
Şekil 2-5: Perçinlenmiş iki tabaka arasında aralık korozyon mekanizmasının şematik gösterimi ¹⁰⁶	27
Şekil 2-6: Suyla temas eden bir parçada meydana gelen aralık korozyonu ¹⁰⁶	27
Şekil 2-7: Seçici korozyon ¹⁰⁶	28
Şekil 2-8: Galvanik korozyon ¹⁰⁶	28
Şekil 2-9: Taneler arası korozyon ¹⁰⁶	29
Şekil 2-10: Gerilmeli korozyon çatlak başlangıcı ¹⁰⁶	30
Şekil 2-11: Paslanmaz Çelik Bir Telde Meydana Gelen Taneler Arası Gerilme Korozyonunun SEM Görüntüsü ¹⁰⁶	30
Şekil 2-12: Hidrojen gevrekliği korozyonu ¹⁰⁶	30
Şekil 2-13: Erozyon korozyonunun şematik gösterimi ¹⁰⁶	31
Şekil 2-14: Kavitasyon erozyonu ¹⁰⁶	31
Şekil 2-15: Anodik - Katodik Tafel Doğruları. ²⁰	33
Şekil 3-1: EOSINT M 270 cihazı	40
Şekil 3-2: Isıl işlem için kullanılan fırın	40
Şekil 3-3: EOSINT M 280 cihazı	42
Şekil 3-4: Isıl işlem için kullanılan fırın	42
Şekil 3-5: DMLS yöntemi ile Ti6Al4V numunelerin üretim aşamaları	43
Şekil 3-6: CAD-CAM yöntemi ile numunelerin üretildiği cihaz	43
Şekil 3-7: Vickers Hardness ölçüm cihazı	44
Şekil 3-8: Örnek numunelerin boyutları	46
Şekil 3-9: Elektrokimyasal korozyon testinin şematik gösterimi.....	46
Şekil 3-10: Elektrokimyasal korozyon testlerinde kullanılan numuneler	47
Şekil 3-11: Elektrokimyasal korozyon testi a) hücrenin fotoğrafı, b) elektriksel şema, c) düzenek, d) potansiyostat.....	49
Şekil 3-12: Statik daldırma testlerinde kullanılan numuneler	50
Şekil 3-13: SEM Cihazı	51
Şekil 4-1: Korozyon testi sonrası CAD/CAM frezeleme ile üretilen Co-Cr örnekler	52

Şekil 4-2: Korozyon testi sonrası lazer sinterleme ile üretilen Co-Cr örnekler	52
Şekil 4-3: Korozyon testi sonrası lazer sinterleme ile üretilen Ti6Al4V numuneler	52
Şekil 4-4: Korozyon testi sonrası CAD-CAM frezeleme ile üretilen Ti6Al4V numuneler	53
Şekil 4-5: Malzemelerin açık devre potansiyel (OCP) eğrileri	54
Şekil 4-6: Malzemelerin Tafel polarizasyon eğrileri	55
Şekil 4-7: Malzemelerin statik daldırma testi ile bulunan ağırlık değişimi değerleri	57
Şekil 4-8: Malzemelerin statik daldırma testi ile bulunan metal iyon salınımı değerleri	58
Şekil 4-9: CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş Co-Cr numunelerin SEM fotoğrafları	60
Şekil 4-10: CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş Ti6Al4V numunelerin SEM fotoğrafları	61
Şekil 4-11: Lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş Co-Cr numunelerin SEM fotoğrafları	62
Şekil 4-12: Lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş Ti6Al4V numunelerin SEM fotoğrafları a) yüksek büyütme (1000x), b) düşük büyütme (200x)	63

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

ADA: American Dental Association

ark: Arkadaşları

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli dizayn)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)

CNC: Computer Numeric Controlled

Co-Cr: Kobalt Krom

Cu: Bakır

DMLS: Direkt Metal Lazer Sinterleme

Ecorr: Korozyon Potansiyeli

EIS: Elektrokimyasal İmpedans Spektroskopisi

Fe: Demir

Icorr: Akım Yoğunluğu

ICP-MS: İndüktif Eşleşmiş Plazma Kütle Spektrometresi

In: İndiyum

ISO: International Organization of Standardization

LS: Lazer Sinterleme

mm: Milimetre

mL: Mililitre

mV: Milivolt

mPa: Megapascal

N: Newton

Nb: Niyobyum

Ort: Ortalama

OCP: Açık Devre Potansiyeli

PMMA: Polimetilmetakrilat

Re: Renyum

s: saniye

SEM: : Taramalı Elektron Mikroskobu

SLE: Seçici Lazer Ergitme

SLM: Selective Lazer Melting (Seçici Lazer Ergitme)

SLS: Seçici Lazer Sinterleme

Sn: Kalay

SPSS: Statistical Package for Social Sciences

SS: Standart Sapma

Ta: Tantal

α : Alfa

β : Beta

μg : Mikrogram

μm : Mikrometre

ÖZET

Şahin, M. (2020).CAD-CAM frezeleme ve lazer sinterleme teknikleri ile üretilen titanyum ve Co-Cr alaşımlarının korozyon, iyon salınımı ve yüzey sertliği açısından değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Çalışmanın amacı CAD-CAM frezeleme ve lazer sinterleme tekniklerinin, Ti6Al4V ve Co-Cr alaşımların mikrosertliğine, korozyon özelliklerine, iyon salınımlarına ve mikroyapısına etkisinin incelenmesidir.

Bu amaçla Ti6Al4V ve Co-Cr alaşımı CAD-CAM frezeleme ve lazer sinterleme teknikleriyle üretilerek 4 gruba (n:6) ayrılmıştır. Numunelere öncelikle Vickers sertlik testi uygulanmış ve açık devre potansiyeli ölçümü gerçekleştirilmiştir. Korozyon testi yapay tükürük içerisinde potansiyostat yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Örnekler 14 gün yapay tükürük çözeltisinde bekletilmiştir. Endüktif olarak eşleşmiş plazma kütle spektrometresi, ICP-MS, metal iyonlarının salınımı ölçmek için kullanılmıştır. Numunelerin mikroyapıları taramalı elektron mikroskopuyla yüksek ve düşük büyütme yapılarak araştırılmıştır. Verilerin analizinde IBM-SPSS Statistics 22 programı, Mann-Whitney U testi, Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilks testleri, Kruskal-Wallis testi ve Bonferroni Düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Çalışma neticesinde diğer gruplarla yapılan karşılaştırmalarda titanyum sinterleme grubunun; sertlik düzeyi ($456 \pm 25,64$) istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek ($p < 0.008$); OCP düzeyi ($-0,47 \pm 0,04$) anlamlı şekilde düşük ($p < 0.008$); V_{corr} düzeyi ($-0,46 \pm 0,03$) de anlamlı şekilde düşük ($p < 0.008$) bulunmuştur. Kobalt kazıma grubunun I_{corr} düzeyi ($0,00006 \pm 0,00002$) titanyum kazıma ve titanyum sinterleme gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunurken ($p < 0.008$), diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p > 0.008$). Titanyum sinterleme grubunun ağırlık değişimi ($0,24 \pm 0,04$) yüzdesi kobalt kazıma, sinterleme ve titanyum kazıma gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunurken ($p < 0.008$); kobalt sinterleme grubunun Co salınım miktarı ($23,17 \pm 0,98$) kobalt kazıma grubundan anlamlı düzeyde yüksek ($p < 0.05$), Cr salınım miktarı ($16,83 \pm 1,47$) da anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p < 0.05$). Titanyum sinterleme grubunun Ti salınım miktarı ($40,17 \pm 3,6$), titanyum kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p < 0.05$). Titanyum kazıma ve titanyum sinterleme grupları arasında Al ve V salınım miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Anahtar Kelimeler: CAD-CAM frezeleme, Lazer sinterleme, Korozyon, İyon salınımı, Vickers Hardness

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 31623

ABSTRACT

Şahin, M. (2020). Evaluation of titanium and Co-Cr alloys produced by CAD-CAM milling and laser sintering techniques in terms of corrosion, ion release and surface hardness. İstanbul University, Institute of Health Sciences, Prosthodontics USA. Doctoral Thesis. İstanbul.

The aim of the study is to examine the effect of CAD - CAM milling and laser sintering techniques on the microhardness, corrosion properties, ion releases and microstructure of Ti6Al4V and Co-Cr alloys.

For this purpose, Ti6Al4V and Co-Cr alloy are produced by CAD - CAM milling and laser sintering techniques and divided into 4 groups (n: 6). Vickers Hardness test was applied to the samples first and open circuit potential measurement was performed. Corrosion test was carried out in artificial saliva with the help of a potentiostat. The samples were kept in artificial saliva solution for 14 days. Inductively coupled plasma mass spectrometry, ICP-MS, was used to measure the release of metal ions. Microstructures of the samples were investigated by scanning electron microscopy at high and low magnification. In the analysis of the data, IBM-SPSS Statistics 22 program, Mann-Whitney U test, Kolmogorov-Smirnov and Shapiro-Wilks tests, Kruskal-Wallis test and Mann-Whitney U test with Bonferroni correction were used. As a result of the study, in the comparisons made with other groups, the titanium sintering group; the hardness level (456 ± 25.64) was statistically significantly higher ($p < 0.008$); OCP level (-0.47 ± 0.04) was significantly lower ($p < 0.008$); Vcorr level (-0.46 ± 0.03) was also found to be significantly lower ($p < 0.008$). While the Icorr level of the cobalt scraping group (0.00006 ± 0.00002) was significantly lower than the titanium scraping and titanium sintering groups ($p < 0.008$), there was no significant difference between the other groups ($p > 0.008$). The weight change (0.24 ± 0.04) percentage of the titanium sintering group was significantly higher than the cobalt milling, sintering and titanium milling groups ($p < 0.008$); Co emission amount of cobalt sintering group (23.17 ± 0.98) was significantly higher than cobalt milling group ($p < 0.05$) and Cr oscillation amount (16.83 ± 1.47) was significantly higher ($p < 0.05$). The titanium sintering group's Ti release amount (40.17 ± 3.6) was statistically significantly higher than the titanium milling group ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between titanium milling and titanium sintering groups in terms of Al and V release amounts ($p > 0.05$).

Key Words: CAD-CAM milling, Laser sintering, Corrosion, İon release, Vickers Hardness

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 31623

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental laboratuvarlarda metal alaşım restorasyonların üretimi geleneksel olarak kayıp mum tekniği ile gerçekleştirilmekteydi.^{1,2,3,4} CAD-CAM bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim sistemlerinin tanınması ile hızlı üretim süreçleri gelişmiştir.^{3,4} Bu teknoloji 1970'lerin başında Francois Duret tarafından diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır ve günümüzde endüstriyel tasarımda, sağlık alanında, mimarlık alanında ve farklı alanlarda kullanımı geliştirilmekte ve devam etmektedir.⁵

CAD-CAM ile üretim yöntemlerinden biri olan kazıma eksiltme yönteminde sistem bilgisayar destekli freze ve aşındırma cihazlarından oluşmaktadır.⁶ Bu sistemde blok şeklindeki materyallerden kazıma yöntemi ile metal alt yapı veya tam kuron üretimi sağlanabilmekte,⁷ Co-Cr, titanyum, PMMA ve seramik işlenebilmektedir.⁸ Farklı bir üretim tekniği olan lazer sinterleme metodu ise CAD-CAM teknolojisinin kullanıldığı, alaşım tozunun lazer enerjisi ile eritilerek birleştirilmesi esasına dayanmaktadır.⁷

Titanyum yüksek dayanıklılığı ve hafif olması, düşük elastiklik modülü, düşük termal iletkenliği, mükemmel korozyon direnci ve kıymetli metallerden daha ucuz olması sebebiyle protetik diş hekimliğinde tercih edilen bir materyal haline gelmiştir.^{9,10} Metal alerjisi olan hastalarda yüksek biyokompatibilitesi sebebiyle sabit veya hareketli bölümlü protez yapımında kullanılabilir.¹¹ Ancak kayıp mum tekniği kullanılarak elde edilen titanyum restorasyonlarda, titanyumun düşük yoğunluğa sahip olması nedeniyle (4.5 g/cm^3), büzülme ve porozite oluşması¹² gibi teknik problemler olabilmekte, bunun sonucunda da kenar uyumsuzlukları ortaya çıkabilmektedir.^{13,14}

Co-Cr alaşımlarının korozyon direnci, sertliği, altın ve diğer tam seramik materyallerle kıyaslandığında ekonomik olması gibi özelliklere sahip olması, Co-Cr alaşımlarının diş hekimliğinde hareketli protez yapımında, metal altyapı olarak yaygın olarak kullanımını sağlamıştır.^{15,16,17,18,19} Ancak bu alaşımların erime sıcaklıklarının yüksek olması ($1349-1449 \text{ }^{\circ}\text{C}$), sertikleri; döküm, kesim ve plastiklerle çalışılabilirliklerini zorlaştırmaktadır.²⁰ İmalat yöntemi olarak kullanılan döküm tekniğinde ise laboratuvar aşamaları esnasında birçok hatayla karşılaşmaktadır.²¹

Bu tez çalışmasının amacı CAD-CAM frezeleme ve lazer sinterleme teknikleri ile üretilen Ti6Al4V ve Co-Cr alaşımlarının korozyon, iyon salınımı, yüzey sertliği ve SEM özellikleri açısından değerlendirilmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Alaşım Seçimini Etkileyen Faktörler

Dökülebilir metal alaşımlar, tam seramik restorasyonların ve dayanıklı reçine esaslı kompozitlerin geliştirilmiş olmasına karşın, protetik diş tedavisinde geniş kullanım alanı bulmakta ve sabit protetik restorasyonların yapımında ana materyal olarak kullanılmaktadır.²²

Metal alaşımların seçiminde alaşımın dökülebilirliği, biyouyumluluğu, korozyona ve lekelenmeye olan direnci, metal renginin porselen tarafından maskelenebilmesi, sertliği, lehim yapılabilmesi, bükülme direnci, elastisite modülü ve ekonomik olması gibi birçok etken rol almaktadır.²³

Metal destekli porselen restorasyonların yapımında kullanılacak metal veya alaşımların seçiminde dikkat edilmesi gereken özellikler:

- Biyolojik olarak uyumlu olmalıdır.
- Ağız ortamındaki sıvılara karşı dayanıklı olmalı, korozyona uğramamalıdır.
- Ağız dokularına zarar verebilecek herhangi bir ürün bulundurmamalı, alerjik reaksiyonlara sebep olmamalıdır.
- Fonksiyonel ve yapısal dayanıklılığı sağlamak için yeterli fiziksel ve mekanik özelliğe sahip olmalıdır.
- Porselenin renkleşmesine neden olabilecek metal ve oksitlerini içermemelidir.
- Erime derecesi porselenin fırınlanma ısısından daha yüksek olmalıdır. En az 1000 °C.
- Isısal genleşme katsayısı porselen ile uyumlu olmalıdır.
- Tüm detayların elde edebilmesi için dökülebilirlik özelliği yeterli seviyede olmalıdır.
- Tesviye ve cila işlemlerine kolaylıkla olanak tanıyabilmelidir.
- Porselen ile kuvvetli bir bağlantı kurabilmesi için ince, yapışkan ve tercihen açık renkte bir oksit tabaka oluşturabilmelidir.
- Ekonomik olmalıdır.^{24,25}

2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Dental Alaşımlar

2.3. Dental Alaşımların Sınıflandırılması

Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) Tarafından Revize Edilmiş Sabit Protezler İçin Alaşım Sınıflaması Tablo 2-1 de gösterilmektedir.²⁶

Tablo 2-1: Dental alaşımların ADA sınıflandırması²⁶

1. Yüksek-soy alaşımlar	Soy metal içeriği $\geq$ %60 (altın + platin grubu metal) ve altın $\geq$ %40)
2. Titanyum ve titanyum alaşımları	Titanyum $\geq$ %85
3. Soy alaşımlar	Soy metal içeriği $\geq$ %25 (altın + platin grubu metal)
4. Ağırlıklı olarak baz alaşımlar	Soy metal içeriği $<$ %25 (altın + platin grubu metal)

2.3.1. Yüksek Soy Alaşımlar

Kimyasal yapısı ve stabiliteleri sayesinde korozyona ve oksidasyona direnç gösteren metaller için kullanılmaktadır. Bunlar; altın (Au), platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os) ve rodyum (Rh) olup, gümüş (Ag) oral kavitede göstermiş olduğu reaksiyonlardan dolayı soy metal olarak kabul edilmemektedir.²⁷

2.3.1.1. Altın- Platin –Paladyum (Au-Pt-Pd) Alaşımları

%75-88 Au, %7-8 Pt, %10-11 Pd %5-4 Ag %2-5 Sn, %1 In ve eser miktarda Fe ve Re içerir. Diş hekimliğinde başarı ile kullanılan ilk alaşım Altın-Platin-Paladyum alaşımıdır. Ekonomik olmayışları, ısıya bağlı olarak esneme dirençlerinin zayıf olması ve deformasyona gösterdikleri yatkınlıklarından dolayı mekanik özellikleri yönünden daha kuvvetli alaşımların arayışı içine girilmiştir.²³

2.3.1.2. Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) Alaşımları

%39-77 Au, %25-35 Pd, %12-22 Ag, %3-7 Sn, %1,5 In ve eser miktarda Fe, Ru ve Re bulunur. Altın-Platin-Paladyum alaşımlarında görülen düşük sertlik ve zayıf sarkma direncinin elimine edilmesi amaçlanarak üretilmişlerdir. Bu alaşımlar yüksek ve düşük gümüş içerikli olarak iki gruba ayrılmaktadırlar. Gümüş içeriğinin artması alaşımı daha ekonomik hale getirmektedir ancak porselenin pişirilmesi sırasında alaşımın yeşil renklenme oluşturması dezavantaj oluşturmaktadır.²³

2.3.1.3. Altın-Paladyum (Au-Pd) Alaşımları

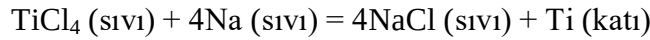
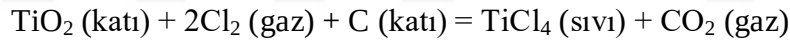
%44-55 Au, %35-45 Pd, %8-12 Sn, %4 Ga, %8-12 In ve eser miktarda Ru ve Re gümüş içerikli alaşımların porselende yeşil renklenme oluşturması ve termal

genleşmesinin yüksek olması dolayısıyla geliştirilmiştir. Bu alaşım genleşmesi fazla olan porselenlerle kullanılamamaktadır.²⁸

2.3.2. Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum ilk olarak 1790 yılında Reverend William Gregor tarafından bundan 200 yıl önce izole edilerek tanımlanmıştır.²⁹ Titanyum ve titanyum alaşımları ince, yapışkan, pasifleştirici bir titanyum dioksit (TiO₂) yüzey tabakasından kaynaklanan mükemmel biyouyumluluk ve korozyon direncine sahiptir. Altın ve paladyuma göre titanyumun daha düşük yoğunluğa sahip olması (4.5 g/cm³) sonucunda daha ucuz ve daha hafif restorasyonlar oluşturulmuştur. Ancak bununla birlikte titanyum alaşımlardan döküm restorasyonların elde edilmesi için laboratuvar maliyetlerinin yüksek olabileceği belirtilmiştir.³⁰

1946 tarihinde Kroll tarafından, titanyumtetraklorür magnezyum ile indirgenerek ticari olarak kullanılabilen titanyum üretilmiştir. Kroll prosesinde, titanyum cevheri rutil veya ilmenit akışkan yataklı fırında 1000°C sıcaklıkta kömür ve klor gazıyla karıştırılarak titanyumtetraklorür üretilir. Üretilen TiCl₄ paslanmaz çelik potada 800-850°C sıcaklıkları arasında magnezyumla redüklenerek titanyum elde edilir:



Saf halde parlak ve beyaz bir metal olan titanyum, düşük yoğunluğa, yüksek mukavemete, mükemmel korozyon direncine sahiptir ve kolay üretilebilir. Doğal Ti atomik ağırlığı 46-50 olan 5 izotopa sahip olup, bunların tümü kararlıdır. Ti, çelik kadar güçlüdür ancak çelikten % 45 daha hafiftir. Alüminyumdan ise %60 daha ağır olmasına rağmen iki kat daha güçlüdür. Titanyum ve alaşımları termodinamik olarak kararlı oksit tabakası oluşturma özelliği sayesinde mükemmel korozyon dayanımına sahip olmaktadır. Ti, kalınlığı angstrom mertebelerinde olan bu kararlı oksit tabakasını oluşturarak yaklaşık 10⁻⁹ saniye gibi bir sürede tekrar pasifleşir. Bu oksit yüzeyi nedeni ile seramiklere benzetilmektedir. Titanyum α, α'ya yakın, α/β ve β olmak üzere dört farklı fazda bulunabilmektedir. Bu kombinasyon titanyumun düşük sıcaklıklarda sıkı altıgen yapıları α fazında ve 885 °C nin üzerinde ise Body-Centered Cubic (BCC) yapısına (β fazına) dönüşmesiyle gerçekleşmektedir.³¹

Diş hekimliğinde en fazla saf titanyum ile Ti6Al4V alaşımı kullanılmaktadır.^{10, 28,32}

2.3.2.1. Saf Titanyum (Commercially Pure Titanium-CpTi)

Saf titanyum içerdiği oksijen ve demire göre dört farklı tipte (Grade 1-4) bulunmaktadır.¹⁰

Saf titanyumda görülen oksijen % 0,18-0,40 aralığında olup solüsyonda metalin tek fazda stabilizasyonunu sağlamaktadır. Oksijen, nitrojen ve karbon gibi elementler α fazında β - fazına göre daha fazla çözünürlükte olup solid haldeki yapının titanyuma dönüşmesini ve α fazının tek fazda kalmasını sağlar. Molibdenyum, kobalt, nikel, niobiyum, bakır, palladyum ve vanadyum gibi geçiş elementleri ise en çok tercih edilen β stabilizatörleridir. Titanyum β fazı alaşımlarının α fazlı alaşımlarına kıyasla daha dirençli yapıda oldukları buna karşın kırılganlığın ise daha fazla görüldüğü bilinmektedir.²⁸

2.3.2.2. Ti6Al4V Alaşımı

Titanyuma az miktarlarda α stabilizatörü olarak görev yapan alüminyum ve β stabilizatörü olarak görev yapan vanadyum ilave edildiğinde alaşımın direnci CpTi ye oranla daha fazla artmaktadır. Isının α - β dönüşümünün gerçekleştiği sıcaklığa yükseltildiğinde bu elementlerin titanyuma ilavesi sonucunda dönüşüm baskılanır ve sonuçta oda sıcaklığında hem α hem de β formları oluşur bu şekilde Ti6Al4V un α ve β grenlerinin iki fazlı yapısına sahip olur. Biyomateryal olarak Ti6Al4V düşük ısılarda mekanik özelliklerinin güçlü olması, ulaşım kolaylığı ve uygun çalışma şartlarına sahip olmasından dolayı titanyum alaşımları arasında en fazla tercih edilen alaşımlardır.^{28,32}

2.3.2.3. Titanyumun Mekanik Özellikleri

Titanyum; düşük yoğunluğa sahip olması, yüksek gerilme direnci, yüksek sıcaklıklara dayanabilme gibi özellikleri nedeniyle önemli bir materyal haline gelmiştir. Biyomateryal olarak kullanılacak olan titanyum alaşımlarının yüksek yorulma direncine ve düşük elastiklik modülüne sahip olması, çalışma kolaylığı aranan özelliklerindendir.^{28,32,33,34}

Titanyumun birçok farklı metal ile alaşımlanması sonucunda direncinin artırılması ve akma direncinin yükseltilmesi gibi özelliklerinin iyileştirilmesi hedeflenmektedir. Mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla alüminyum ve

vanadyumun kullanılması sonucunda elde edilen ve α - β fazlarının karışımı olan Ti6Al4V alaşımının özellikle parsiyel protezler gibi yüksek direnç gerektiren durumlarda kullanımı CpTi ye göre daha kolaydır.^{10,28}

CpTi beyaz parlak renkte, korozyona dirençli, düşük yoğunlukta bir materyaldir. İçeriğindeki oksijen oranı CpTi nin gerilim özelliklerini büyük ölçüde belirlemektedir. Artan oksijen oranı esnekliğini azaltırken gerilim streslerinde ve sertliğinde artış oluşturmaktadır.³⁵

İmplant materyallerinin klinik başarısında dokuyla mekanik özelliklerinin uyumlu olması önemli rol almaktadır. Titanyum ve alaşımları, Co-Cr, paslanmaz çelik, saf Nb ve saf Ta gibi diğer materyallerle kıyaslandığında ise daha üstün özelliklere sahiptir.³⁴

Co-Cr alaşımlarının elastiklik modülü kemik ve dişle kıyaslandığında daha yüksektir.³².

Titanyumun elastiklik değerleri ise kemiğe daha yakın olup dental implant materyali olarak tercih edilmelerini sağlamaktadır. Bununla birlikte β fazlı titanyum alaşımlarının daha düşük elastisiteye sahip olması Nb, Ta, Zr gibi toksik olmayan elementlerden meydana gelmesi biyolojik olarak bu alaşımları daha üstün hale getirmektedir.³²

Korozyon direnci biyomateryallerde aranılan en önemli özelliklerdendir. Diş hekimliğinde protezlerde kullanılan materyallerde korozyon oluşması, hem protezlerin yapısını bozmakta hem de protezlerden toksik ve alerjik parçaların salınımı sonucu önemli bir sorun teşkil etmektedir. Gerek CpTi gerekse Ti6Al4V alaşımının yüksek korozyon direncine sahip olduğu bilinmektedir. Bu direnç yüzeyde meydana gelen yaklaşık 10 nm kalınlığında olan solid oksit tabakasına (TiO_2) bağlıdır. Bu tabaka titanyumu asit ataklarına, kimyasal ve termal etkilere karşı korumakta, zarar görerek bozulması durumunda ise hava ve su varlığında tekrar oluşabilmektedir. Ancak kalıcı hasarların oluşması ağız ortamında bulunmayan yüksek etmenler sebebiyle olabilmektedir.^{36,37,38}

Diş hekimliğinde titanyum dental implant materyali olarak, yüzey kaplama işlemlerinde, protez yapımında, ortodontik tellerde ve endodontik döner aletlerde kullanım alanı bulmaktadır.^{10,32,34,35}

2.3.2.4. Titanyumun Biyouyumluluğu

Titanyum ve alaşımlarının yüzeyde oluşan pasif oksit tabakası sayesinde korozyona karşı oluşturdıkları üstün özellikleri nedeniyle biyolojik olarak göstermiş oldukları uyum, diş hekimliğinde özellikle tercih edilmelerini sağlamıştır. Kemikle olan osseointegrasyonu ve yüzeyinde hidroksipatite benzeyen kalsiyum fosfattan zengin tabakanın oluşmasına olanak sağlaması, titanyumu biyolojik olarak uyumlu kılan önemli etkenlerdendir.^{10,34}

2.3.3. Soy Alaşımlar

2.3.3.1. Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) Alaşımları

Au-Pd-Ag ve Au-Pd alaşımlarına kıyasla, Pd-Ag alaşımları, benzer bir akma dayanım ve elastik modül değerlerine ve daha düşük yoğunluk değerlerine sahiptir. Porselenler dikkatlice seçilmediği sürece, yüksek gümüş içeriğinden dolayı bu tür sabit protezlerin üretimi sırasında porselende yeşillenme ve fırında kontaminasyon meydana gelebilir.²⁶

2.3.3.2. Paladyum-Bakır-Galyum (Pd-Cu-Ga) Alaşımları

Pd-Cu-Ga alaşımları ağırlık olarak %70 den fazla paladyum içerir ve altın bazlı alaşımlara ekonomik alternatif olarak 1980'lerin başında geliştirilmiştir. Galyumun paladyuma eklenmesiyle, altın içerikli döküm alaşımları için geliştirilen aynı diş laboratuvarı teknolojisi ile eritilebilen ve dökülen yüksek paladyumlu alaşımlar geliştirilmiştir.²⁶

2.3.3.3. Paladyum-Galyum (Pd-Ga) Alaşımları

Bakır içermeyen Pd-Ga alaşımları başlangıçtaki Pd-Cu-Ga formülasyonlarının sertlik değerlerinden daha düşük sertliklere sahip kompozisyonlar sağlamak üzere 1980'lerde geliştirilmiştir. Bir Pd-Ga-Co alaşımı özellikle dental porselenle maskelenmesi daha zor olan koyu renkli bir oksit içerir ve bu alaşım klinik olarak geniş çapta kabul görmemiştir.²⁶

2.3.4. Ağırlıklı Olarak Baz Alaşımlar

Baz metal alaşımları Nikel içerikli (Ni-Cr) ve kobalt içerikli (Co-Cr) olarak; Ni-Cr alaşımları da berilyum içeren ve içermeyen olarak iki kısımda incelenebilmektedir. Krom korozyonun önlenmesi amacıyla konulmaktadır. Kıymetsiz metal alaşımları yüksek elastiklik modülüne sahiptir. Bu alaşımların oluşturduğu oksit tabakası estetik

problemlere neden olmaktadır. Günümüze kadar baz metal alaşımların Ni-Cr-Be, Ni-Cr, Co-Cr, Ni-Co-Cr alaşımları olarak dört gruba ayrıldığı görülmektedir. Berilyum dökümün kolaylaştırıcı ve porselen bağlantısını kuvvetlendirici etki oluşturmaktadır ancak toksik özelliklerinin olması dolayısıyla kullanımı tavsiye edilmemektedir.³⁹

2.3.4.1. Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları

Soy alaşımların yüksek maliyetleri ve titanyum alaşımlarında görülen döküm işlemlerinin zorluğu nedeniyle, bu alaşımlara alternatif olarak Ni-Cr alaşımları üretilmiştir. İçeriğinde; %77-62 Ni, %22-11 oranında Cr elementi bulunmasının yanı sıra eser miktarda molibden, alüminyum, demir, berilyum, galyum, tungsten ve mangan bulunur. Ni-Cr alaşımları kullanılarak hareketli bölümlü protez yapılmak istendiğinde, dökümün akma dayanımını ve metalin sertliğini arttırmak için alaşıma %0.1 oranında karbon eklenir. Nikel elementi toksik özellik göstermekte ve alerjik reaksiyonlara neden olabilmektedir.³⁹

2.3.4.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları:

Altın fiyatlarının özellikle 1980 li yıllardan sonra artması, kobalt-krom alaşımlarına olan ilgiyi arttırmış, başarılı klinik uygulaması ile en çok kullanılan baz metal alaşımı haline gelmiştir. Elwood Haynes tarafından yapılan araştırmalar Co-Cr alaşımlarının endüstri ve biyomedikal alanda kullanımını sağlamıştır.⁴⁰

Co-Cr alaşımları ilk kez 1930 yılında hareketli protez yapımında kullanılmıştır. İlk metal seramik restorasyonda kullanımları ise 1959 yılında Weinstein tarafından olmuştur. Co- Cr alaşımları günümüzde oldukça geniş bir kullanım alanı bulmaktadır.²²

Co- Cr alaşımlarının %35-65 ini Co, %25-35 Cr, %0-30 unu Ni oluşturmaktadır. Molibden, silikon, berilyum, boron, karbon gibi elementlerde az miktarlarda alaşımda bulunan elementlerdir. Kobalt ve nikel sert ve dayanıklı olan metallerdir. Kobalt Co-Cr alaşımlarının temel bileşeni olup alaşımın direncini artırır, krom alaşımın sertleşmesini ve korozyona karşı dirençli hale gelmesini sağlar.²³

Yüzeyde açığa çıkan kromun okside olarak pasif ince oksit tabakası oluşturmasıyla iç tabakalar korozyona karşı korunmuş olur. Erime derecesi ise 1300 °C'dir.⁴⁰

Co-Cr alaşımları elastikiyet katsayısının yüksek olması ve akma direnci sayesinde eğilmelere ve bükülmelere çok dirençlidirler ve bu özellikleri sayesinde uzun

gövdeli köprülerde kullanılabilirler. Seramik ile bağlantı kurulabilmekte ve soy alaşımlara göre daha ince hazırlanabilmektedir. Co-Cr alaşımlarının ucuz olması da diğer bir avantajıdır. Bu avantajlarına karşın hassas döküm elde etmek zordur. Kuron kenarlarında pürüzler olabilir. Meydana gelen kalın oksit tabakası nedeniyle seramik bağlantısında problemlere ve seramikte renklenmeye neden olabilmektedir. Tesviye işlemleri sertliği nedeniyle zordur. Berilyum içeren alaşımlar berilyumun sitotoksik özelliklerinden dolayı sakıncalıdır.⁴¹

Günümüzde Co-Cr alaşımları hareketli parsiyel protezlerin ana bağlayıcılarının dökümünde ve sabit metal destekli porselen restorasyonların üretiminde Ni-Cr alaşımlarına alternatif olarak kullanılmaktadır. Nikel alerjisi ve berilyumun toksik özellikte olması nedeniyle Co-Cr alaşımları Ni-Cr ve Ni-Cr-Be alaşımlarına göre avantajlı hale gelmektedir.⁴⁰

Maliyetlerinin düşük olması ve ısı iletkenliğinin azlığı Co-Cr alaşımlarını avantajlı hale getirir ancak bunun yanında nikel içeren alaşımlara nazaran laboratuvar işlemleri daha zordur, sertliklerinin fazla olması sebebiyle karşıt dişte aşınmalar meydana gelebilir ve nikel içeren alaşımlara göre daha fazla oksit oluşumuna sebep olur.²²

2.4. Diş Hekimliğinde Metal Yapıların Elde Edilme Yöntemleri

2.4.1. Döküm

1907 den bu yana Dr. Taggart tarafından geliştirilen geleneksel üretim tekniklerinden birisi olan kayıp mum tekniği metal alt yapıların üretiminde kullanılan yöntemlerden birisidir. Diğer döküm teknikleriyle kıyaslandığında yüksek detay vermesi ve ekonomik olması dolayısıyla daha çok tercih edilmektedir. Bu teknikle hazırlanacak döküm restorasyonlar için ilk olarak dişte preparasyon yapılarak ölçü alınması gerekmektedir. Alçı modelin hazırlanmasını takiben mum modelaj, revetmana alma ve mum atımı işlemlerinden sonra döküm işlemi gerçekleştirilmektedir. Son olarak elde edilen örnek çıkarılarak temizlenir, tesviye ve polisajı yapılır.⁴²

Teknik hassasiyet gerektiren döküm işlemleri sonrasında metalin sıvı fazdan katı faza geçişi esnasında metalde oluşan büzölmeye bağlı olarak marjinal uyum problemleri görülebilmektedir.⁴³

Bununla birlikte pürüzlü, delikli ya da pöröz dökümler elde edilebilmektedir. Manşete dökülmüş olan eriyik metalin soğuma esnasında termal büzölmeye bağılı olarak metal alt yapılarında diş ile sıkı bir uyum olabileceğı gibi, siman aralığının fazla olabilmesi ve marjinal aralığın kabul edilebilir sınırların üzerinde olması da karşılaşılabilecek sorunlardandır.^{5,44}

Bunlara ilave olarak porselende karşılaşılabilecek problemler porselende çatlakların oluşması, porselende metal altyapıdan ya da opak tabakadan ayrılma görölməsi, metal seramik bağlantısında problemler, metal kaynaklı porselende renklenme olarak sıralanabilir. Detaylı protetik çalışmalarda ve yüksek hassasiyet gerektiren işlemlerde ideal sonuçlar alınamamaktadır.⁴⁵

Yaşanılan bu dezavantajlar sebebiyle geleneksel döküm yöntemine alternatif olarak yeni metal üretim tekniklerine ihtiyaç duyulmuş ve yeni üretim teknikleri geliştirilmiştir.

2.4.2. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD-CAM) Yöntemleri

Materyaller ve üretimde görölen ilerlemeler sonucunda geliştirilen CAD-CAM (Bilgisayar destekli tasarım-Bilgisayar destekli üretim) teknolojisi, 1970'lerin başında Francois Duret tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır. Bu teknoloji tasarlanan ürünün hızlı bir şekilde üretilmesini mümkün kılmakta, endüstriyel tasarımda, sağık alanında, mimarlık alanında ve daha birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır.^{5,46}

CAD programlarıyla nesnenin geometrik yapısı tanımlanırken, CAM programlarıyla da üretim gerçekleştirilir. Günümüzde CAD-CAM sistemleri inley, onley, laminate venerler, kuron köprü protezleri, hareketli bölümlü protezlerin alt yapıları ve hibrit protezlerin alt yapı tasarımı ve üretimi gibi birçok alanda kullanılabilmektedir.⁴⁷

CAD VE CAM 3 kısımdan oluşmaktadır.

1. Tarayıcı; alınan görüntünün bilgisayar tarafından üretilebilecek bilgiye çevrilmesini sağlar.
2. Yazılım; uygulama alanına göre bilgiler oluşturulur.
3. Üretim birimi; istenilen veriler doğrultusunda ürünün oluşturulmasını sağlar.⁴⁸

Elde edilen veriler farklı formatlarda olabilmekle birlikte genel olarak standart transformasyon dili (STL) kullanılmaktadır.⁴⁹ Diş hekimliğinde CAD-CAM ile restorasyonların üretiminde genel olarak 2 farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlar bloktan eksiltme (kazıma, subtractive) ve tabakalı üretim şekli olan (ekleme, additive) yöntemleridir.⁵⁰ CAD-CAM teknolojileri; ekleme yöntemleri (rapid prototyping) ve eksiltme yöntemlerini (CNC milling) içinde barındırır.⁵¹

2.4.2.1. Kazıma (Eksiltme) Yöntemi

CAD-CAM üretim tekniklerinden biri olan bu yöntemde freze ve aşındırma cihazları bulunmaktadır. Seçilen bloklar üzerinde bilgisayar destekli nümerik kontrol cihazında (CNC) kazıma işlemi gerçekleşir. Bu işlem yazılımın CNC makinesine yönlendirilmesiyle gerçekleşmektedir.⁶

Kazıma yöntemleri kopya milledme ve kıvılcım erozyon (spark erozyon) olmak üzere 2 gruba ayrılmaktadır.⁵²

➤ Kopya Milledme Yöntemi

Metal alt yapıların üretiminde kullanılmakta olan kopya-milledme (kopya freze) yöntemi hızlı üretim sistemlerinden biridir.⁵³

3 eksene sahip olan milledme cihazı X, Y, Z olarak tanımlanan yönler doğrultusunda hareket ederek üretim yapmaktadır. Üç eksenli cihazlar restorasyonun iç veya dış kısmının üretimi esnasında 180 derece çevirebilmekte iken, dört eksenli milledme cihazlarında ise restorasyon çok çeşitli yönlerde döndürülebilmektedir. Beş eksenli milledme cihazında ise köprü gibi daha karmaşık yapıda olan materyallerin üretimi gerçekleştirilebilmektedir.⁴⁸

Geleneksel yöntemlerle üretimi sıkıntılı olan birçok malzeme bu yöntemlerle üretilebilmektedir. İnce detayların rahatlıkla üretilebildiği bu sistemde zamandan tasarruf sağlanmaktadır. Ancak bir restorasyon için çalışılan bir bloğun yaklaşık %90 lık bir bölümü kullanılamamaktadır.⁶

➤ Kıvılcım Erozyon (Spark Erosion, Electric Discharge Machining) Yöntemi

CAD-CAM kazıma tekniklerinden biri olan bu yöntemde elektrik akımı ile metal aşındırılması temel alınmıştır.⁵⁴ Kısa devre impulslarıyla metal şekillendirilir. Kablo ve prob olarak iki tipi bulunmakta ve prob ucu diş hekimliğinde

kullanılmaktadır.^{54,55} Kıvılcım erozyon yöntemi diş hekimliğinde hassas tutuculu hareketli protezlerin yapımında, sabit protezlerde, titanyum kuronlarda, teleskopik protezlerde, implant tutuculu overdenture protezlerde ve metal rezin bağlantısında kullanılabilir. ^{56,57}

2.4.2.2. Tabakalama (Ekleme) Yöntemi

1971 yılında Ciraud'un lazer giydirme üretiminin paternini alması ve 1977 yılında Housholder'ın seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer ergitme (SLM) tekniklerini tanıtmalarıyla tabakalı üretim tekniklerinin temelleri atılmıştır.^{58,59} Decard tarafından 1986 yılında geliştirilen sistemde objeler seçici sinterleme ile tabaka şeklinde oluşturulmuş ve ilk olarak Part Generation by Layerwise Selective Sintering, PGLSS olarak isimlendirilen bu tekniğin adı seçici lazer sinterleme (SLS) olarak değiştirilmiştir. 2004 yılından bu yana EOS GmbH firması lazer sinterizasyon ile üç boyutlu üretim sistemlerinin tüm patent haklarını almıştır.^{58, 59}

Avantajları:⁶⁰

- ✓ Tabakalı üretim sayesinde maliyetler azaltılmaktadır.
- ✓ Zamandan tasarruf sağlanarak nesneler daha kısa sürede üretilmektedir.
- ✓ Kullanımı kolaydır.
- ✓ Parçaların üretimi net bir şekilde olur.
- ✓ Mekanik özelliklerinin daha iyi olması dayanıklılığı da artırır.
- ✓ İyon salınımında azalma ve biyoyumluluğun artması biyolojik özellikleri daha üstün hale getirir.
- ✓ Ürünün korozyon direnci ve kimyasal stabilitesi artar.
- ✓ Ölçü almaya gerek olmaz.
- ✓ Porozite görülmez

Tabakalama Yönteminde Kullanılabilecek Materyaller

Sıvı ve toz halindeki tüm materyaller, demir, bakır, paslanmaz çelik, titanyum alaşımı, nikel esaslı alaşımlar, kobalt esaslı alaşımlar ve alüminyum gibi metaller; farklı biyopolimerler, polikarbonat, akrilik stiren, naylon, termoplastik elastomer ve döküm mumu gibi materyaller ve silika, alümina, zirkonyum ve zirkonyum silikat gibi seramikler tabakalı üretim için kullanılabilir. ⁶¹

2.4.3. Hızlı Üretim Yöntemleri

Hızlı üretim yapan cihazlar katmanlama tekniklerine göre sınıflandırıldıklarında 8 ana grup elde edilir:

2.4.3.1. Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (SLA; Stereolithografi)

SLA, CAD verisinden doğrudan 3D plastik parçalar üretir. SLA, son derece yüksek doğrulukta, yüzeyi düzgün olan ayrıntılı polimer parçalar üretebilir. Reçine esaslı malzemeler, polipropilen, akrilik ve epoksi kullanılabilir. İmal sonrası parçalar temizlik ve fırınlama işlemleri gerektirir. SLA yöntemi pek çok farklı malzemedeki üretim seçenekleri sunar.⁶²

2.4.3.2. Tabaka Yığma Tekniği (LOM; Laminated Objected Manufacturing)

Yüzeyi yapışkan olan tabakanın önceki yüzeye yapıştırılıp sınırlarının lazerle (CO₂) kesilmesi esasına dayanmaktadır. Katmanlar birbirlerine yapıştırılırken katmanların üzerine ısıtılmış merdane gezdirilir bu şekilde yapışma kolaylaşır. Kesilen katmanın dışında kalan kısımlar ise materyal son halini aldıktan sonra koparılmaktadır. Düşük maliyetli plastikler, kompozitler, seramik ve metallerin üretiminde kullanım alanı bulmaktadır. Bu sistem büyük kütleli ve geniş hacimli karmaşık yapıların üretiminde avantaj sağlamaktadır.⁶³

2.4.3.3. Isıtılarak toz bağlama tekniği (SLS; Selective laser sintering, SLM; Selective laser melting):

Isıtıldığında kaynaşabilen toz halindeki bir hammadenin ince ve düzgün bir tabaka şeklinde yayılmasının ardından istenilen bölgelere lazer ışının uygulanması ve ışının etkisiyle bu bölgelerin birbirine bağlanması esasına dayanmaktadır.⁶⁴ Bu şekilde lazer ışının geldiği bölgelerde oluşan ısı ile toz kısmi olarak eriyerek temasta olduğu diğer toz tanelerine yapışmaktadır. Sinterleme işlemi biten katman kesit kalınlığı kadar aşağıya indirilir ve yeni toz tabakasına aynı işlemler uygulanır. Uygulama bittikten sonra kalan tozlar fırça veya vakum yardımıyla uzaklaştırılır. Ortam bu işlem uygulanırken kaynaşmayı engelleyen oksit problemini önlemek için argon ya da nitrojenle doldurulur.⁵⁰

SLS ve SLM tekniklerinde metal alaşım tozları belirli derecelerde eritilip birbiriyle kaynaştırılır. SLS de kısmi eritme yani metal tozunun sadece çevre kısmı eritilirken SLM de ise metal tozu bütünüyle eritilerek tam eritme gerçekleşmektedir.⁵⁰

SLS sisteminin sadece metallerde kullanımı direkt metal sinterleme (DMLS) olarak adlandırılır.⁶⁵

2.4.3.4. Seçici lazer Sinterleme (SLS) Tekniği

Tabakalı üretim sistemlerinden biri olan bu yöntemde lazer enerjisi ile toz halindeki materyaller birleştirilir ve bu şekilde üç boyutlu katı objelerin üretimi sağlanır. Bu teknikle mühendislik alanında kullanılan plastiklerin, termoplastik elastomerlerin, metallerin ve seramikler gibi farklı materyallerin üretimi yapılabilmektedir.⁶⁶

Tabakalı üretim tekniklerinden biri olan ve diş hekimliği alanında en yaygın olarak kullanılan bu yöntemde tarayıcı aracılığıyla modeller bilgisayar ortamına aktarılır. Dijital ortama taşınan modellerin tasarımı yapıldıktan sonra ise birkaç saat gibi kısa bir süre zarfında istenilen ürünler elde edilir.⁶⁷

Diş hekimliği için üretilecek nesnelerin küçük boyutlarda olması dolayısıyla katman kalınlığı 20 µm olacak şekilde ayarlanır. İşlem tablasının üzerine yayılan alaşım tozuna fiber lazer ışını uygulanır. Işının çarptığı noktalarda oluşan sıcaklık toz malzemeyi eritir. İstenilen objenin üretimi tamamlanıncaya kadar termal ve mekanik siklus devam eder, ışına maruz kalmayan toz ise parçaya desteklik sağlar.⁵²

Üretim kapalı bir ortamda, oksidasyonun önlenmesi için nitrojen veya argonun bulunduğu inert bir atmosferde gerçekleştirilir. İşlem tamamlandıktan sonra elde edilen ürünler kullanımdan önce post sinterizasyon sürecine tabi tutulmakta ve yapısal bütünlüğün tamamlanması sağlanmaktadır.⁴⁹

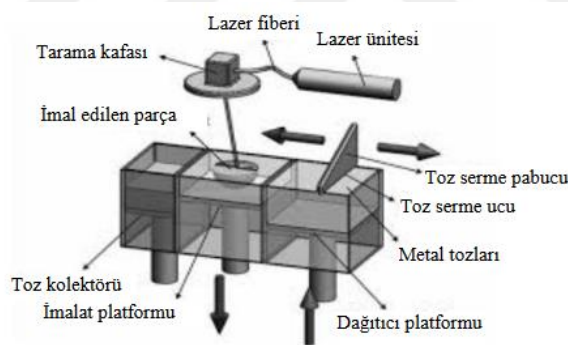
SLS günümüzde en sık kullanılan hızlı üretim tekniğidir. Lazer ışınına maruz kalan toz tanecikleri oluşan ısı nedeniyle erir ve temasta oldukları diğer toz tanecikleriyle kaynaşır, katman katman tekrarlanan bu döngü sonrasında ise istenilen ürün ortaya çıkar. Kaynaşma veya sinterlenme özelliği daha az olan materyaller için ise bağlayıcı ajan ilave edilebilir.⁶⁸

Lazerle sinterleme sonrasında üretilen malzemelerin mekanik özelliklerinin artırılması amacıyla üretim sonrası süreç gerekmektedir.⁵⁰

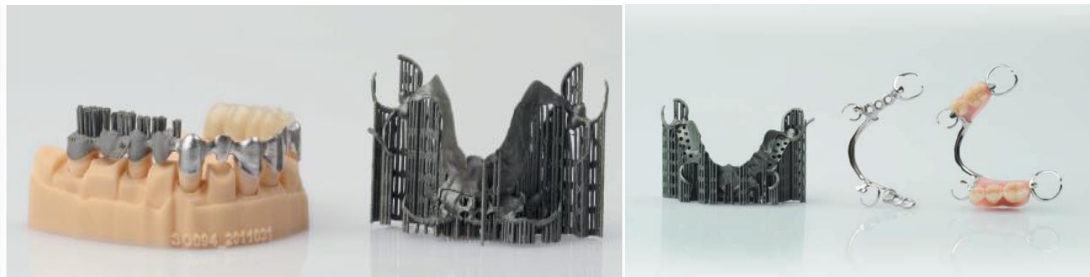
2.4.3.5. Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS)

Bu hızlı prototipleme sisteminde farklı erime derecelerine sahip metal tozlarının karışımı kullanılır, alaşım oluşturmak için bağlayıcı metallere gerek yoktur. Bağlayıcı görevini düşük erime derecesine sahip olan metal üstlenir. Bu üretim sistemi ile yüksek yoğunlukta ve üstün mekanik özelliklere sahip metal altyapıların üretimi mümkün olabilmektedir.⁵⁰ Şekil 2-1 de DMLS ile imalatın şematiği gösterilmiştir.

2005 yılından sonra dental alanda sabit protez üretiminde kullanılan sistemler ile hızlı, hassas, ekonomik ve kalitede standardizasyon sağlayan uygulamalar yapılabilmektedir (Şekil 2-2). Sabit protez altyapıları dışında vida tutuculu barlar, köprüler, kişisel abutmentlar, HBP altyapı iskeleti üretiminin yapılması da bu sistemde mümkündür.⁶⁹



Şekil 2-1: DMLS ile imalatın şematiği⁷⁰



Şekil 2-2: Lazer sinterleme teknolojisi ile üretilmiş metal altyapı ve HBP çalışmaları⁷¹

Diş hekimliğinde kullanım alanları

SLS teknolojisi günümüzde diş hekimliğinde kraniyal implantlarda, dental implantlarda, hareketli bölümlü protezlerin metal iskeletlerinde, sabit protezlerde metal alt yapıların üretilmesinde, implant üstü sabit restorasyonların yapımında, hibrit restorasyonların üretimi gibi birçok alanda kullanılmaktadır.⁶⁷

SLS teknolojisinde çelik, titanyum, titanyum alaşımları ve Co-Cr alaşımları gibi birçok metal kullanılabilir.⁸

Avantajları

1. Üretimi yapılan parçalar yüksek doğruluk payına sahiptir.
2. Döküm işlemleri esnasında karşılaşılan büzülme oluşumu görülmez, bu şekilde boyutsal stabiliteleri korunmuş olur.
3. Üretim sonrasındaki süreç kolaydır.
4. Üretim sırasında herhangi bir destek yapı gereksinimi olmaz.
5. Döküm veya milleding sistemleriyle üretiminde zorluk yaşanan küçük parçalar üretilir.
6. Üretimde döküm işlemlerinde ihtiyaç duyulan özel malzemelerin kullanımı gerekmez.
7. SLS yönteminde daha az zamanda daha fazla üretim yapılabilir.
8. Toz malzemenin işlenmesi çok kolay ve hassas olur bu da üretimin verimini artırır.
9. Bitirme aşamasında çok az işleme ihtiyaç duyulur.⁷²

Dezavantajları

1. Bilgisayar ortamda hazırlanan üç boyutlu tasarımın üretim sistemine aktarımı için STL (Standard Template Library) formatı gibi bir ara yüzeye ihtiyaç duyulmaktadır. Ancak STL formatı çoğu zaman CAD veri dosyasından daha fazla yer kaplamakta ve gereksiz bilgiler içermektedir.
2. STL formatında geometri hatalarıyla karşılaşılabilir.

3. Yetersiz kalan CAD dosyasına dönüştürme algoritmaları sebebiyle onarım yazılımı gerektirmektedir.
4. Büyük olan STL dosyaları için çözümleme sürecinde uzun zamana ihtiyaç vardır.⁷²

2.4.3.6. Seçici Lazer Ergitme (SLM) Tekniği

Ekipman olarak SLS yöntemine çok benzeyen bu sistemde yüksek enerji kullanımıyla toz tamamen eritilir. Bu sayede yoğunluğu daha yüksek olan parçaların üretimi sağlanabilmektedir.⁴⁸ SLM sistemi ile yüzey özellikleri ve mekanik özellikleri çok iyi olan materyallerin aynı zamanda düşük ağırlıkları nedeniyle döküm veya milled sistemleri ile üretimi gerçekleştiremeyen parçaların da üretimi gerçekleştirilmektedir.⁷³ Ancak işlem esnasında yüksek sıcaklık değişimlerinin görülmesiyle yüksek iç gerilimler ve yüzey bitiminde sıkıntılar yaşanabilmektedir.⁷⁴

2.4.3.7. Sıvı olarak Harç Yığılma Tekniği (FDM; Fused Deposition Modelling)

Bu teknik ile çok parçalı, hareketli mekanizmaların ve karmaşık parçaların imalatı mümkündür. ABS, poliamid, polikarbonat, polietilen, polipropilen ve hassas döküm mumumodel malzemesi olarak kullanılabilir. Üretilen parçaların esnemeye, bükülmeye, kırılmaya ve uzamaya karşı yüksek dayanımı, suya ve neme karşı yüksek dirençleri, uygun maliyeti en belirgin özellikleridir. Fonksiyonel parçaların üretimi için uygundur.⁶²

2.4.3.8. Katı Sıkıştırma Yerleşimi (Solid Ground Curing; SGC)

İnşa malzemesi olarak akrilik mum kullanılır. Parçalarda iç gerilmeler çok azdır. Modelin kütle merkezi ağırlıklar yerleştirilerek ayarlanabilir. Aynı anda birden çok parça üretilebilir. Destek gerektirmez. Malzeme seçeneği azdır. Bakım maliyeti yüksektir. Gürültülü çalışır. Makinenin boyutları büyüktür.⁶²

2.4.3.9. Üç Boyutlu Mürekkepli Yazdırma (3D İnk Jet Printing)

3DP teknolojisi, sıvı bir bağlayıcı yardımıyla, üretim tablasına yığılmış toz katmanını katılaştırarak 3D fiziksel prototip üretir. 3DP prosesinde model malzemesi olarak yüksek performanslı kompozit toz kullanılır.⁶²

2.4.3.10. Seçici Elektron Işını İle Eritme Tekniği (SEBM; Selective Electron Beam Melting)

Bu sistem de tabakalı üretim tekniği olup, metal tozları yüksek vakum altında elektron ışınlarıyla eritilmektedir. Tungsten filamanın ısıtılmasıyla meydana gelen elektron akımı manyetik alana yönlendirilir.⁸

Bu sistemde üretilen materyaller yoğundur, boşluklu yapı görülmez ve çok sağlamdır. Üretim aşamasında lazer ışınına veya herhangi bir gaz kullanımına gerek olmaz. İşleme giren metalin büyük bir bölümünün kullanılmayıp atılması, işlem süresinin uzun olması ve pahalı ekipmanlar bu sistemin dezavantajlarındandır.⁶¹

Ortopedide, maksillofasiyal cerrahide ve kişisel implant üretiminde kullanılabilen bu teknolojiyle kemiğe benzer poroz yapının elde edilmesi adaptasyonu kolaylaştırmaktadır. Aynı zamanda Ti6Al4V, Co-Cr ve Ni esaslı alaşımların üretiminde de bu sistemden faydalanılabilmektedir.⁷⁵

2.4.3.11. Lazerle Üç Boyutlu Kaplama (3D Laser Cladding)

Lazerle kaplama, farklı yüzeylere sahip yapıları kaplama ve tamir etmek amacıyla kullanılmaktadır. Lazer ışını ile toz, materyalin yüzeyine yayılmaktadır. Bu teknikte, kaplama materyali ile substrat arasındaki bağlantının dayanıklı olması amacıyla, substrat yüzeyinde çok ince bir tabaka eritilmektedir.⁷⁶

Metal alt yapı üretiminde tabaka yığma, ısıtarak toz bağlama, seçici elektron ışını ile eritme ve lazerle üç boyutlu kaplama teknikleri kullanılmaktadır.^{6,60,8,63,64}

2.5. Hızlı Üretim Teknolojilerinin Diş Hekimliğinde Kullanımı

Malzemeyi yığarak üretim yapma esasına dayanan bu sistemde diğer CAD-CAM sistemlerine göre maliyet büyük oranda azalmaktadır. Dökümle elde edilen restorasyonlarda meydana gelen büzülme ortadan kalkmakta aynı zamanda sağladıkları boyutsal stabilite ile çok üyeli restorasyonların destek dişler üzerine pasif uyumu sağlanmaktadır.⁷⁷

Hareketli bölümlü protez iskeletlerinin üretiminde karmaşık ve ince yapıları dolayısıyla CAD-CAM teknolojisi ile kazıma işlemi yetersiz kalmaktadır. Hızlı üretim teknolojilerinde ise bu yapılar daha kısa sürede zamandan tasarruf sağlanarak kusursuz bir şekilde üretilmektedir.⁷⁸

Günümüzde hastaların çene yüz protezlerinin yapımında da hızlı üretim teknikleri kullanılabilmektedir. Bu amaçla alınan manyetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (CT) verileri ile defekt alanıyla uyumlu, boyut, şekil ve kozmetik olarak iyi sonuçlanan yüz protezlerinin üretimi gerçekleştirilmektedir.⁴⁹

Son yıllarda yapılan bir olgu sunumunda hızlı üretim tekniği kullanılarak elde edilen obtüratör protezin rezeksiyon sonrası uygulanmasının palatal defektin kapanmasında olumlu sonuçlar oluşturduğu belirtilmiştir.⁷⁸

1990’larda SLS teknolojisiyle üretilen implantların üretiminde son zamanlarda SLM teknolojisi kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan bir çalışmada Ti6Al4V un, canlı insan osteoblastlarının yayılımına ve büyümesine olanak sağladığı görülmüştür.⁷⁹

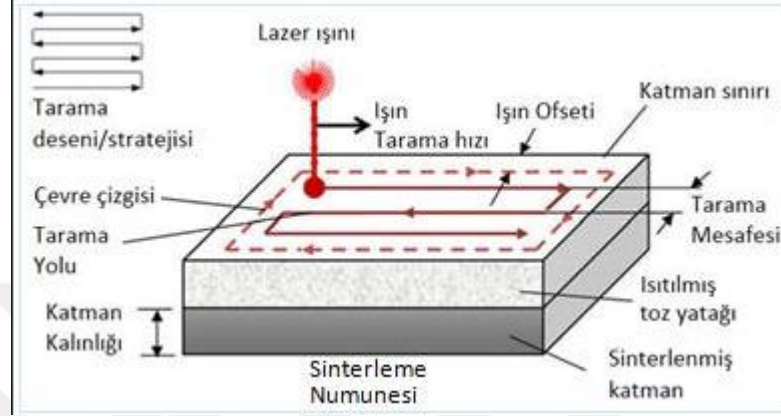
Hızlı üretim teknolojisiyle üç boyutlu modellerin elde edilmesi sonucu cerrahi işlem öncesinde ve sonrasında planlamalar yapılabilen ve cerrahi stentler üretilmektedir.⁸⁰

SLS teknolojisi ile üretilmiş mini implantların kullanıldığı hastalar üzerinde yapılan bir çalışmada 8 hafta sonunda implantlar ile kemik arasında yakın temas ilişkisi görülmüştür.⁸¹ Başka bir çalışma yine SLS teknolojisi ile üretilmiş dar çaplı tek parça implantların 2 yıl takip edilmesi sonucunda başarılı bulunduğunu göstermiştir.⁸² 2014 yılında yapılan bir çalışmada SLS ile üretilmiş implantların implant üstü overdenture retorasyon dayanağı olarak kullanımında başarılı sonuçlar elde edilmiştir.⁸³ DMLS teknolojisi ile ilgili olarak yapılan bir çalışmada titanyum implantlar başarılı sonuçlar vermiş bununla birlikte geleneksel implantlarla kıyaslanabilecek çalışmalara ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir.⁸⁴ DMLS ile üretimi yapılan titanyum mini implantların splintlenmeden overdenture dayanağı olarak kullanıldığı başka bir çalışmada tedavi başarılı bulunmuştur.⁸⁵

Traini ve arkadaşlarının SLS sistemi ile titanyum dental implant üreterek yapmış oldukları mekanik testlerde implantların kemiğin elastik özelliklerine daha yakın olduğunu daha az boşluk sergilediklerini ve daha kompakt yapıda olduklarını göstermişlerdir.⁸⁴ SLM teknolojisi ile üretimi yapılan kök formundaki implantların bilgisayarlı tomografi ile analizi sonrasında yapılan bir yıllık takibinde fonksiyonel ve estetik olarak başarılı bir uyum gösterdiği başka bir çalışmada belirtilmiştir.⁸⁶

2.6. DMLS için Üretim Parametreleri

Üretim parametreleri (Şekil 2-3) malzemenin sinterizasyonunda ve kalitesinde etkili olmaktadır. Kullanıcılar için oldukça önem arz eden boyutsal hassasiyet, mekanik dayanım, üretim süresi ve yüzey pürüzlülüğü gibi özellikler üretim parametrelerinden etkilenmektedir.⁸⁷



Şekil 2-3: Giriş parametrelerinin şematik gösterimi⁸⁸

2.6.1. Parça Üretim Yatağının Sıcaklığı

Parça silindirinde bulunan tozun kontrol edildiği sıcaklıktır. Lazer tarayıcılarının hareketi başlamadan silindirdeki toz parça yatağı sıcaklığına getirilmektedir. Bu işlemin amacı lazerin gücüne ve sinterleme sırasında oluşabilecek aşırı sıcaklığa bağlı distorsiyonu azaltmaktır.⁸⁷

2.6.2. Parçanın Uyumu

Üç Boyutlu dijital modelin uyumu, dilimlenmiş tabakaların yönü olarak tanımlanır ve üretilen malzemenin nihai özelliklerinin birçoğunu etkilemesi bakımından önemlidir.⁸⁷

2.6.3. Lazerin Tarama Yolu

Tarayıcının lazer demeti ile tek seferde aldığı yoldur. Bu lazer demetinin hızını belirlemektedir. Tarama için izlenilen yol sinterizasyon kalitesinde önemlidir. Kontur (spiral) tarama yolu ve paralel tarama yolu olmak üzere yaygın olarak kullanılan iki tarama yolu bulunmaktadır.⁸⁹ Yol uzunluğunun artması, enerji atımları arasındaki zamanın uzaması nedeniyle lazerin tarama yaparak geçtiği ve katılaşma sağlanan bölgelerdeki soğuma zamanında artışa neden olur. Bunun sonucu olarak da artan soğuma zamanı nedeniyle üst üste sinterlenme ihtimali düşer.⁸⁹

2.6.4. Lazer Tarama Aralığı

İki komşu tarama çizgisi arasındaki uzaklığı ifade eder. Bu alanın çok geniş olması durumunda sinterlenmeyen bölgeler kalabilir. Lazer demetinin çapı ve enerji yoğunluğu ile ilgilidir.⁸⁶ Çok kısa tarama aralıkları ve buna bağlı gelişen kısa aralıklı tarama zamanları parçanın üzerinde üst üste sinterlenen bölgeler oluşmasına ve parçanın heterojen bir yapıda oluşmasına neden olur ve üretim kalitesini etkiler.⁹⁰ Tarama aralığının ve tarama hızının katman yoğunluğu üzerine olan etkisi lazer gücünün yoğunluk üzerine olan etkisinden daha fazladır.⁹¹

2.6.5. Katman Kalınlığı

Her bir katman için makinanın pistonunun seviyeleme derinliğidir. Parça silindirinden üretim sahasına sürülen toz tabakasının kalınlığını belirlemektedir. Üretim süresi ile yakından ilişkilidir. Üretilen parçanın dayanıklılığının, katman kalınlığı ile arasında ters orantı vardır. Yüzey kalitesi katman kalınlığından büyük oranda etkilenir. Sıvı faz sinterizasyonu esnasında ergiyen malzemenin akışkanlığının ve ıslanabilirliğin iyi olması, düzgün, homojen ve ince katmanlar elde edebilmek için gereklidir.^{87,92}

2.6.6. Lazer Demetinin Tarama Hızı ve Gücü

Lazer demetinin tarama hızı ve gücü malzemenin özelliklerine bağlı olarak önceden belirlenmelidir.⁹¹

Metal tozlarının eritilmesi için gerekli olan lazer gücü polimer tozları için gerekli olan lazer gücünden daha fazladır. Yüksek güçte olan lazer demeti ile kullanılan yavaş tarama neticesinde elde edilen malzemelerin yoğunlukları da yüksek olur. Bu nedenle metal sinterizasyonu için yüksek lazer gücü ve düşük tarama hızı tercih edilmelidir. Fakat çok yüksek enerjiler tekrarlanan sinterizasyon ile sonuçlanır. Bu nedenle üretilen malzemenin nihai özelliklerinde düşüş gözlemlenir. Genellikle sinterlenen katmanın yüzey pürüzlülüğü artmış tarama hızı ve yüksek lazer gücü ile birlikte artış gösterir.⁹³

2.6.7. Tarama Hızı

Lazer demetinin toz yatağının üzerinde ilerleme hızını ifade eder. Yüksek bir tarama hızı kullanıldığında, toz yatağının üzerindeki malzeme arasındaki etkileşim kısa süreli olur. Bu şekilde erime gerçekleşir ancak sinterlenen bölgede oluşan ısı artışı yüksek olmaz.⁸⁷

Laoui ve ark.⁹³ tarama hızı, partikül boyutu ve toz içeriğinin iki boyutlu yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerini incelerken, Amol ve Richard⁹¹ aynı zamanda, lazer gücü, katman kalınlığı, parçanın oryantasyonu ve tarama çizgilerinin uzunluğunun SLS işleminde yüzey kalitesi üzerine etkilerini incelemiştir. H. H. Zhu ve arkadaşları, Cu esaslı metal tozu ile lazer tarama hızının ve tarama aralığının yüzey morfolojisi ve mikroyapı üzerine etkilerini incelemiştir. Tarama hızı ve aralığındaki bir azalmanın parça yoğunluğunu artırdığını belirtmişlerdir.⁹⁴

2.7. Korozyon ve Korozyon Hızı Ölçüm Teknikleri

2.7.1. Korozyon

Metal veya metal alaşımların içerisinde bulundukları mevcut kimyasal ortamlar arasındaki etkileşimle oluşan, materyalin yüzeyinde başlayan ve devam eden elektrokimyasal / kimyasal süreçlerdir. Bu süreçte materyalin mikro yapısında değişiklikler, iyon salınımı ve bileşik oluşumu görülür.⁹⁵

ISO 10271 de ise korozyon tanımı bir metal ya da alaşımın çevresi ile arasında meydana gelen, materyalin yapısında kısmen ya da tamamen bozulmasına ve özelliklerinde değişimlerin meydana gelmesine sebep olan fizikokimyasal etkileşim olarak tanımlanmaktadır.⁹⁶

Korozyonun meydana gelebilmesi için malzeme, ortam ve ara yüzey gibi bazı şartların olması gerekmektedir. Gerekli şartlar sağlandığında korozyon mekanizması oluşacak ve malzeme ile ortam reaksiyona girecektir. Korozyon elektrokimyasal bir reaksiyon olduğundan potansiyel fark bulunmalı, yük transferi reaksiyonu olmalı ve sürekli bir akım iletim yolu bulunmalıdır.⁹⁷

Korozyon ürünü olarak ortaya çıkan kimyasal bileşikler ortam şartlarında kararlı halde olduğunda malzemeyi koruyabilse de zaman zaman bazı süreçler sonucunda çukurcuklanmalara sebep olarak bozulma sürecini hızlandırabilirler.⁹⁸ Amalgam restorasyonlarda oluşan korozyon ürünleri restorasyonun marjinde tıkanma meydana getirmekte ve bu bariyer yapı da ağız sıvılarının ve bakteri girişinin sızmasını önlemektedir.⁴⁴

Metalin bulunduğu ortama göre korozyon iç kısımlarda da görülebilmektedir. Zamanla artan bu bozulmalar metalden kütle kayıplarına ve stres sonucunda kırılmalara sebep olabilmektedir.⁹⁹

2.7.2. Korozyon Mekanizmaları

Korozyonun oluşmasında çevresel şartlarla birlikte malzemenin yapısı da önem taşımaktadır. Yüksek sıcaklık korozyonu haricindeki korozyon olayları dışında her zaman bir miktar suya (nem) ve elektrolit ortamın sağlanması için iyonlara gereksinim vardır. Metalin mikro-yapısal faz özellikleri, soyluk derecesi, yüzey özellikleri ve ortam koşulları (pH, sıcaklık, elektrolitin kimyasal içeriği, stres, nem) korozyon mekanizmasını ve hızını belirlemede önemli parametrelerdir. Aynı zamanda ortamın neminin artması, ortamın pH sınırın düşük olması yani asidik ortamın varlığı korozyonu artıracaktır. Tükürükte bulunan su, oksijen ve klor iyonlarının artması korozyonda artışa neden olacaktır.⁹⁹

Korozyonun oluşmasında kuru korozyon ve yaş korozyon olmak üzere iki süreçten bahsetmek gerekir.^{44,98}

Kuru korozyon; metal ve alaşımların gaz ortamların içerisinde oksitlenme göstermesidir. Gümüş – bakır oksidasyon ürününün cıva ile karıştırılması neticesinde elde edilen dental amalgamlar diş hekimliği alanında kuru korozyona en yaygın örnek olarak gösterilebilir.³⁵

Metal ve alaşımların sulu ortamda bozulmaları ise elektrokimyasal korozyon veya sulu ortam korozyonu olarak tanımlanır.⁹⁵

2.7.3. Korozyonun Elektrokimyasal Doğası

Islak korozyon olarak da adlandırılan elektrokimyasal korozyon sulu veya elektrolit sıvı ortamında elektrik akımı ile oluşmaktadır.⁴⁴

Elektrokimyasal hücrenin 3 temel bileşeni vardır bunlar; anot, katot ve elektrolittir. Elektrolit iyonik iletkenlik özelliği gösteren sıvı çözeltidir. Katot elektrokimyasal olarak daha soy olan metale denir. Eğer metaller arasında potansiyel fark mevcut değilse bir uçtan diğer uca elektrik akımı geçişi olmaz. Bu potansiyel farka ise elektromotor kuvveti denilmektedir. Yüzeyinde indirgemenin olduğu elektrot katodu, yükseltgenerek çözünme gösteren elektrot ise anodu temsil eder. İki metal iletkenin elektrolit içerisinde temasta olması sonucu daha elektronegatif olan metal anodik davranış gösterir ve korozyona uğrar, çözünme hızı ise hücreden geçen akım ile doğru orantılı gösterir.^{100,101}

2.7.4. Korozyonun Sınıflandırılması

Korozyon sınıflandırması korozyon mekanizmalarına göre:¹⁰²

1. Homojen dağılımlı korozyon
2. Çukurcuk korozyonu
3. Aralık korozyonu
4. Seçici korozyon
5. Galvanik korozyon
6. Taneler arası korozyon
7. Tane içi korozyon
8. Kazımalı korozyon
9. Tabakalaşma korozyonu
10. Mekanik zorlamalı korozyon çeşitleri
 - a) Gerilmeli korozyon
 - b) Hidrojen gevrekliği
 - c) Yorulmalı korozyon
 - d) Erozyonlu korozyon
 - e) Kavitasyon

2.7.4.1. Homojen Dağılımlı Korozyon

Metal yüzeyinin her noktasında korozyon aynı hızda olmaktadır. Korozyona uğrayan metalde uniform bir kalınlık azalması görülür. Korozyona uğrayan metaller uzun süre kırılmadan ve delinmeden kalır bu nedenle en az zarar veren korozyon şeklidir.¹⁰²

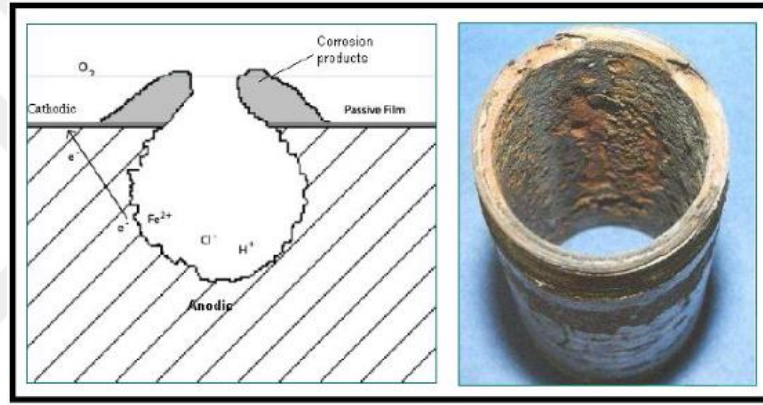
2.7.4.2. Çukurcuk Korozyonu

Malzemenin pasif filmi nedeniyle korozyon boşluklarının veya çukurların oluşmasına neden olan bölgesel korozyon şeklidir (Şekil 2-4). En yaygın deniz yapılarında olmakla birlikte paslanmaz çelik, alüminyum, titanyum, bakır, magnezyum ve nikel alaşımlarında görülebilmektedir. Oldukça tehlikeli ve tahrip edici bir korozyon türüdür.¹⁰³

Çukurcuk korozyonunda anot ve katot bölgeleri birbirinden net bir biçimde ayrılmaktadır. Anot bölgesi, malzemenin korozyona uğrayan yüzeyindeki herhangi bir bölgede açılan çukurun içerisindeki dar bir bölge olarak, katot ise çukurun çevresindeki çok geniş bir bölge olarak ayrılır. Süreç içerisinde çukur gittikçe büyüyerek, o bölgedeki deformasyonun artmasına ve ince parçaların o bölgeden delinmesine neden

olmaktadır.¹⁰⁴ Çukurcuk korozyonu, yüksek sıcaklıklarda ve yüksek klor konsantrasyonu bulunan ortamlarda aktif hale gelmektedir.¹⁰⁵ Çukurcuk potansiyeli ve çukurlaşma direnci, artan pH klorür konsantrasyonu ile birlikte yükselmektedir. Ayrıca yüzey pürüzlüğü de, çukurcuk korozyonunu etkileyen faktörlerden biridir.¹⁰² Bu nedenle dış hekimliğinde kullanılan tüm metaller çok iyi cilalanmalıdır.

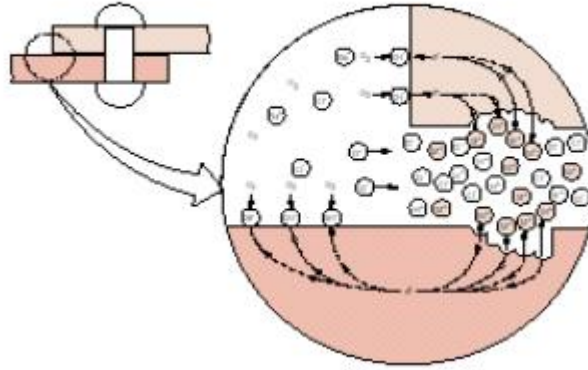
Çukur korozyonu en tehlikeli korozyon türüdür. Malzeme kaybı azdır ancak buna rağmen ekipman kısa sürede devre dışı kalabilmektedir. Oluşan çukurların içinin korozyon ürünleri ile dolu olduğu görülür bu durum ise çukur sayısının ve derinliğinin belirlenmesini zorlaştırmaktadır. Noktasal derin oyuklar belirgin göstergesidir. Genellikle parça delindiğinde korozyon oluşumu fark edilir.¹⁰⁶



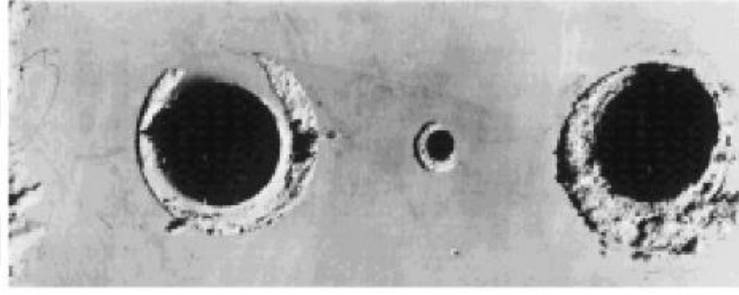
Şekil 2-4: Çukur korozyonu¹⁰⁶

2.7.4.3. Aralık Korozyonu

Conta altlarında, raptiye başlıklarında, vida ve kelepçe altlarında bölgesel noktalarda görülür (Şekil 2-6). Birbiri ile iyi temas etmeyen iki yüzey arasında kalan aralıkta oksijenin farklı miktarlarda olmasından doğar. Parça yüzeyi ile bu korozyonun olduğu yer arasında farklı bir havalandırma, bir oksijen farklılığı olursa, anodik etki meydana gelir (Şekil 2-5). Bu da aralık (crevice) korozyonun doğmasına neden olur.¹⁰⁶



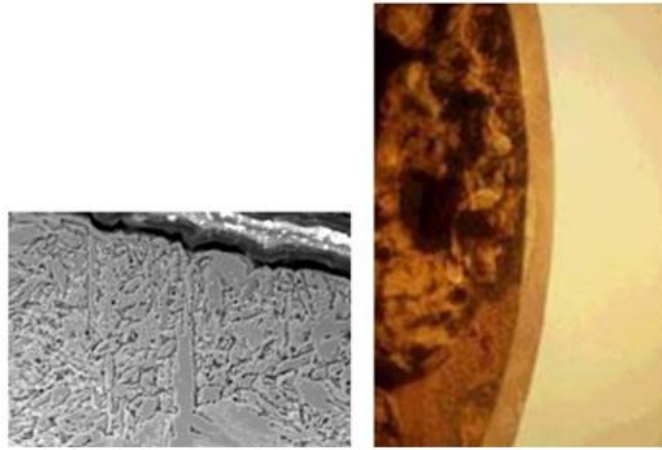
Şekil 2-5: Perçinlenmiş iki tabaka arasında aralık korozyon mekanizmasının şematik gösterimi¹⁰⁶



Şekil 2-6: Suyla temas eden bir parçada meydana gelen aralık korozyonu¹⁰⁶

2.7.4.4. Seçici Korozyon

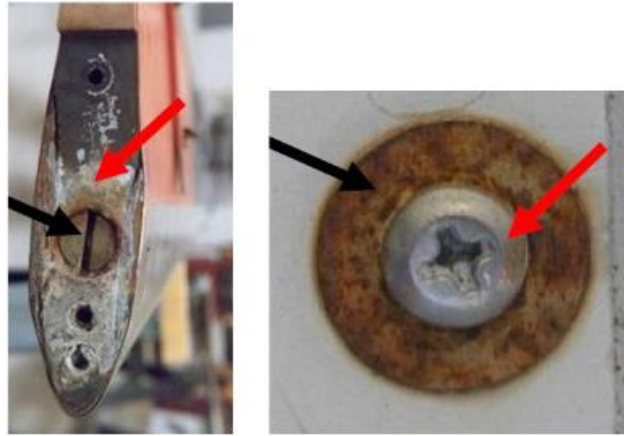
Seçici korozyon, alaşım içerisindeki bir elementin veya fazın daha önce çözülmesi sonucu, diğer elementin süngerimsi yapıda kalması ile oluşan korozyon türüdür (Şekil 2-7). Pirinç ve lamel grafitli dökme demirlerde daha çok meydana gelmektedir. Cu-Zn (pirinç) malzemelerde, %15'i geçen Zn miktarı ile çinkosuzlaşma olayı meydana gelmekte ve dolayısıyla da, korozyon sonucu oluşan ürün ile çevrelenmiş bakır kalmaktadır. Ferritik lamel grafitli dökme demirlerde, grafit ile ferrit arasında potansiyel fark oluşmaktadır. Meydana gelen bu potansiyel fark ile ferrit anodik ve grafit ise katodik özellik göstermektedir. Ferrit ile grafit arasında, galvanik hücre oluşmaktadır. Bunun sonucunda, katodik özellik gösteren grafit, anodik özellik gösteren ferriti eriterek, süngerimsi (grafit iskelet) bir yapı oluşturmaktadır. Seçici korozyona uğramış bölgeler, korozyon ürünleri veya başka birikintilerle kaplıdır. Bu şekilde bileşen doğal şeklini koruduğu için, saldırıların fark edilmesi zordur. Bu nedenle, bu korozyon ciddi bir malzeme hatası oluşmadan meydana gelebilmektedir.¹⁰²



Şekil 2-7: Seçici korozyon¹⁰⁶

2.7.4.5. Galvanik Korozyon

Potansiyelleri farklı olan iki değişik metal veya alaşım temas ettirildiğinde iki metal arasında bir potansiyel açığa çıkar (galvanik korozyon için genellikle en az 50 mV fark olmalıdır) (Şekil-2-8). Anot durumdaki metalden katoda doğru elektron akışı gerçekleşir ve bunun sonucunda ise anot durumdaki metalde korozyon olur.⁹⁵

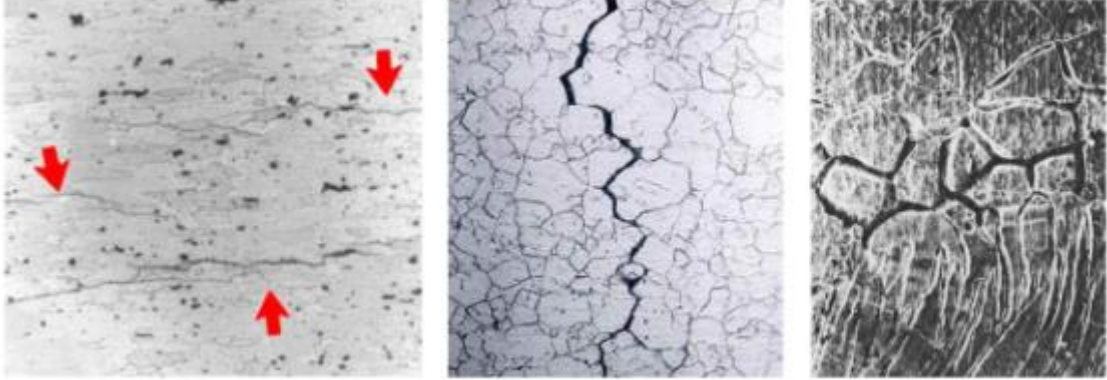


Şekil 2-8: Galvanik korozyon¹⁰⁶

2.7.4.6. Taneler Arası Korozyon

Malzemede taneler arasında meydana gelen korozyon türüdür (Şekil 2-9). Amorf yapılı olan tane sınırlarında potansiyelin düşük olması, bu korozyonun temel sebebidir. Taneler arasında bu potansiyel farktan dolayı, ağırlık kayıpları oluşmaktadır.

Çok fazla ağırlık kayıpları görülmemesine rağmen, tane sınırlarındaki korozyon miktarının fazla olması, büyük hasarlara neden olabilmektedir.¹⁰⁷



Şekil 2-9: Taneler arası korozyon¹⁰⁶

2.7.4.7. Tane İçi Korozyon

Tane içinde meydana gelen korozyon şekli olup, anot ve katot taneler ve tane sınırı arasında oluşmaktadır. Tane içi anot olarak davranırken, tane sınırı ise katot olarak davranmaktadır. Korozyon oluşumu ise anot görevi üstlenen tane içinde meydana gelmektedir.¹⁰⁷

2.7.4.8. Kazımalı Korozyon

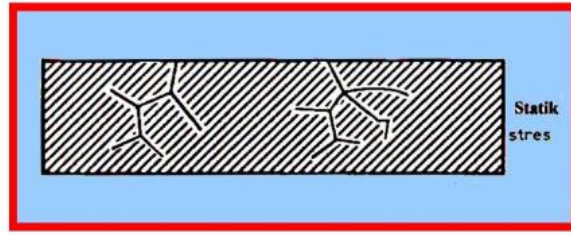
Yük altında çalışan iki metal parçanın titreşim ve sürtünmesi sonucunda birbirli yüzeyinde kazınan bölgede oluşan korozyon türüdür. Korozyon, ortamda O_2 'in varlığı ile oksit parçacıklarının oluşumu ile gerçekleşmektedir.¹⁰⁷

2.7.4.9. Tabakalaşma Korozyonu

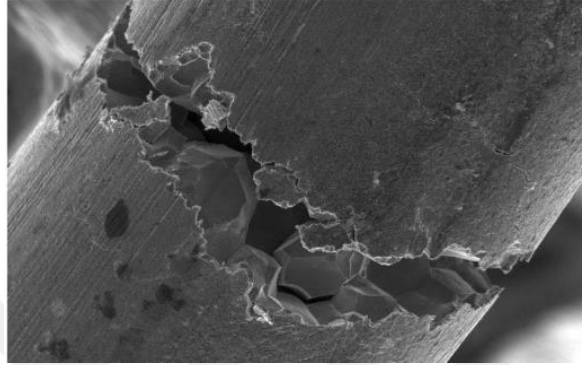
Metal malzemenin yapı içerisinde, nem etkisi ile haddelme yönünde uzamış tane sınırlarında meydana gelen ve iki tabakanın birbirinden ayrılması şeklinde ortaya çıkan korozyon şeklidir. Endüstriyel sistemlerde ve deniz uygulamalarında (özellikle Al ve alaşımlarında) görülmektedir.¹⁰⁷

2.7.4.10. Mekanik Zorlamalı Korozyon Türleri

a) Gerilmeli Korozyon: Genellikle gerilim altında çalışan ve yapısında mikro çatlaklar bulunan malzemelerde görülmektedir (Şekil 2-10,11). Malzemeye uygulanan gerilimin azaltılması, ortamın nötr olarak ayarlanması ve malzeme seçimi gerilmeli korozyonun önlenmesinde önemli rol oynamaktadır.¹⁰⁷

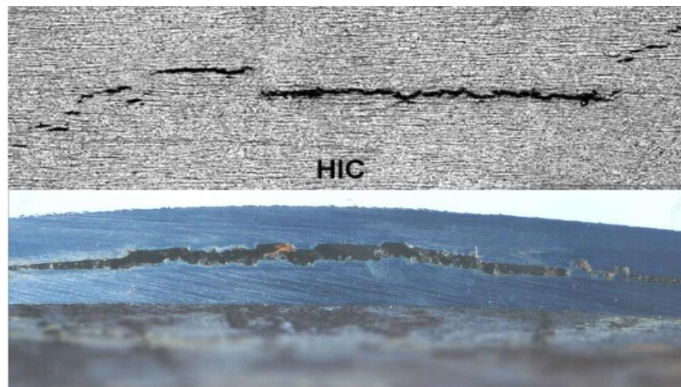


Şekil 2-10: Gerilmeli korozyon çatlak başlangıcı¹⁰⁶



Şekil 2-11: Paslanmaz Çelik Bir Telde Meydana Gelen Taneler Arası Gerilme Korozyonunun SEM Görüntüsü¹⁰⁶

b) Hidrojen Gevrekliği: Daha sık olarak kafes yapısı hacim merkezli kübik olan metallerde görülen korozyon şeklidir. Petrol ve kimya endüstrisinde kullanılan malzemelerde rastlanmaktadır. Katot reaksiyonu sonucunda malzemede açığa çıkan hidrojen, malzemede basınç bölgeleri oluşmasına sebep olur, bunun sonucunda da oluşan basınç iç gerilmelere ve çatlamalara (Şekil 2-12) neden olmaktadır.¹⁰⁷

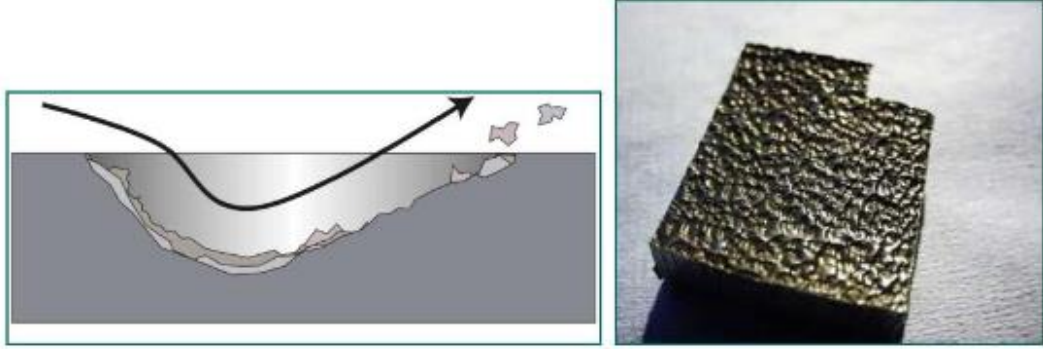


Şekil 2-12: Hidrojen gevrekliği korozyonu¹⁰⁶

c) Yorulmalı Korozyon: Değişen yük altında çalışan malzemelerde daha fazla rastlanılan tane içi bir korozyon türüdür. Malzemelerin uzun süre çalışması neticesinde

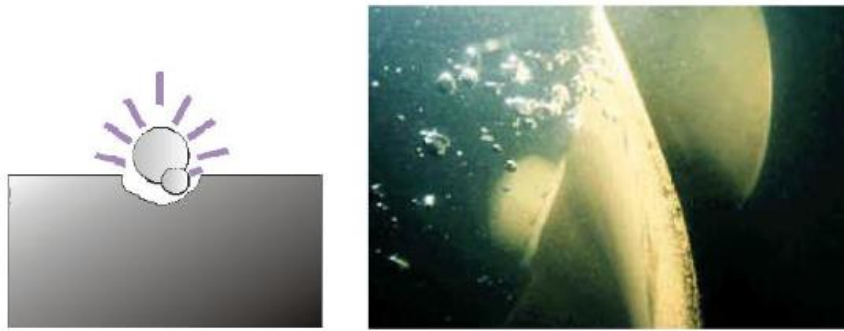
meydana gelen yorgunluk sebebiyle malzeme daha küçük gerilmeler altında çatlayabilmektedir. Özellikle raylı sistem kullanılan tekerleklerde görülmektedir.¹⁰⁷

d) Erozyon Korozyonu: Akışkan ortamında çalışan malzeme ve akışkanın bağıl hızının yüksek olduğu durumlarda oluşan korozyon şeklidir (Şekil 2-13). Sıklıkla sıvının yön değiştirdiği boru dirseklerinde ve pompalarda rastlanılmaktadır.¹⁰⁷



Şekil 2-13: Erozyon korozyonunun şematik gösterimi¹⁰⁶

e) Kavitasyon: Sıvı içerisinde bulunan malzemenin yüzeyinde oluşan korozyon türüdür. Sıvının akışı esnasında akışkan içerisindeki herhangi bir sebepten dolayı oluşan hava kabarcıkları, malzeme yüzeyine temas ettiğinde patlaması sonucunda malzeme yüzeyinde hasar oluşturmaktadır (Şekil 2-14). Kavitasyon hem malzemenin, hem de ortamın hareketli olduğu durumda meydana gelmektedir.¹⁰⁷



Şekil 2-14: Kavitasyon erozyonu¹⁰⁶

2.7.5. Korozyon Hızını Ölçme Yöntemleri

2.7.5.1. Elektrokimyasal Olmayan Yöntemler

Metal yüzeyinde korozyonun düzgün dağılım göstermesi durumunda kütle kaybını belirlenmesi korozyon hızının bulunması için yeterli olmaktadır. Kütle kaybının bulunması ile yüzeydeki incelme hızı da elde edilebilmektedir. Metal yüzeyinde oluşan korozyon ürünlerinin uzaklaştırılmasının zor olduğu durumlarda ise korozyon hızı kütle kaybı olarak değil de kütle kazancı olarak da ifade edilebilir. Yüksek sıcaklık altındaki sistemlerde görülen bu gibi durumlarda oluşan oksitlerin yaklaşık bileşimini bilmekle artan kütle miktarının ne kadar metal çözünmesine karşılık olduğu belirlenebilir. Kütle kaybı ile belirlenen korozyon hızına benzer diğer bir yol ise çözelti analizleridir. Korozyon sonucunda çözünen metal kütlesi, çözelti içerisinde farklı korozyon ürünleri şeklinde bulunmaktadır. Oluşan bu korozyon ürünleri doğru şekilde analiz edildiği takdirde, ne kadar metalin çözüldüğü ve çözünen miktarı belirlemek mümkün olur. Çoğu zaman kullanılmakta olan bu yöntem için öncelikli olarak tüm korozyon ürünlerinin çözeltiye geçmesi ya da çözeltiye alınabilmesi gerekmektedir. Öte yandan, çözeltide hangi korozyon ürünlerinin olabileceği, metalik malzemenin bileşimine ve ortam bileşimine bağlı olduğu için bu parametreler önceden belirlenmelidir (örneğin ICP-MS analizleri).⁹⁹

2.7.5.2. Elektrokimyasal Yöntemler

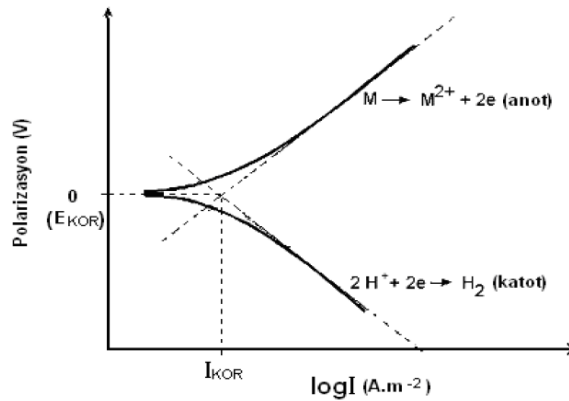
2.7.5.2.1. Tafel Ekstrapolasyon Yöntemi¹⁰⁸

Korozyon, metal ile çözelti arasında karşılıklı iki elektrokimyasal reaksiyonun dengeye gelmesi sonucu oluşur. Reaksiyonlarından biri metalin çözünmesiyle oluşan anodik reaksiyon, diğeri çözelti ortamında bulunan O₂ veya H⁺ iyonlarının indirgenmesi ile oluşan katodik reaksiyondur. Hem anodik hem de katodik Tafel bağıntıları Stern-Geary bağıntısı ile birleştirildiğinde aşağıdaki bağıntı elde edilir:

$$i = i_{KOR} \{ \exp[2,303(E_A - E_{KOR})] - \exp[2,303(E_K - E_{KOR})] \}$$

E – logI polarizasyon eğrilerinde, uygulanan dış akım belirli bir değere eriştikten sonra polarizasyon eğrileri lineer hale gelmektedir. Aşırı gerilim ile uygulanan dış akımın logaritmasının lineer olarak değiştiği bu bölgelere Tafel Bölgesi denir. Tafel

Doğrusunun eğimi deneysel olarak elde edilerek korozyon hızının belirlenmesinde kullanılır. Korozyona uğrayan elektrotta anodik ve katodik reaksiyonlar elektrot yüzeyinde aynı anda yürürler. Bu durumda elektrot potansiyeli bir karma potansiyel değerine (E_{corr}) erişir. Bu potansiyele karşı gelen akıma da korozyon akımı (I_{corr}) denir. Tafel Ekstrapolasyonu yönteminde korozyona uğrayan metal için anodik ve katodik Tafel doğruları elde edilir ve bunların doğrusal kısımları uzatılarak kesim noktalarından korozyon hızı I_{corr} ve korozyon potansiyeli E_{corr} bulunur (Şekil 2-15). Belirlenen bu korozyon akımı, metalin korozyona uğrama hızına eşit alınır. Asitli bir ortama daldırılan M metali H_2 çıkararak korozyona uğruyorsa, yüksek dirençli bir voltmetre kullanılarak korozyon potansiyeli ölçülebilir. Bu potansiyelden başlayarak metale anodik akım verilirse M metalinin yükseltgenmesini karşılayan pozitif eğimli Anodik Tafel Doğrusu elde edilir. Korozyon potansiyelinden başlayarak katodik akım verilirse negatif eğimli Katodik Tafel Doğrusu elde edilir.



Şekil 2-15: Anodik - Katodik Tafel Doğruları.²⁰

Bir korozyon hücresinde net akım yoğunluğu ile aşırı voltaj (η) arasındaki bağıntı aşağıdaki gibidir.

$$i = i_0 \left[\exp \left(- \frac{\alpha z F \eta}{R T} \right) - \exp \left(\frac{(1 - \alpha) z F \eta}{R T} \right) \right]$$

Net katodik davranış.

$$i = i_0 \exp \left(- \frac{\alpha z F \eta}{R T} \right)$$

$$\eta = \frac{2.303 R T}{\alpha z F} \log i_0 - \frac{2.303 R T}{\alpha z F} \log i$$

$$a_c = \frac{2.303 R T}{\alpha z F} \log i_0$$

$$b_c = \frac{2.303 R T}{\alpha z F}$$

$$\eta_c = a_c - b_c \log i$$

Net anodik davranış

$$-i = i_0 \exp \left(\frac{(1 - \alpha) z F \eta}{R T} \right)$$

$$\eta = - \frac{2.303 R T}{(1 - \alpha) z F} \log i_0 + \frac{2.303 R T}{(1 - \alpha) z F} \log |i|$$

$$a_a = - \frac{2.303 R T}{(1 - \alpha) z F} \log i_0$$

$$b_a = \frac{2.303 R T}{(1 - \alpha) z F}$$

$$\beta_c = \frac{2.303 R T}{\alpha z F}$$

$$\beta_a = \frac{2.303 R T}{(1 - \alpha) z F}$$

$$\eta_a = a_a + b_a \log |i|$$

Aktivasyon aşırı gerilimi ile akım yoğunluğu arasındaki bağıntıları veren bağıntılara Tafel Bağıntıları denir. Tafel sabitleri olarak ifade edilen a_a , a_c , β_a , ve β_c elektrotta yürüyen olaylara ve elektrodun bulunduğu ortama göre değişirler. Tafel

doğrularının eğimleri β_a ve β_c ye bağlıdır. β_a ve β_c , transfer katsayısına (α) ve alınıp verilen elektron sayısına (z) bağlıdır.

2.7.5.2.2. Polarizasyon Direnci Yöntemi (Potansiyodinamik Polarizasyon)

Elektrokimyasal olmayan yöntemler korozyon hızının belirlenmesinde metal yüzeyin yapısını değişmemesi açısından daha güvenilir sonuçlar verebilir ancak daha hızlı sonuç almak için elektrokimyasal yöntemlerin kullanılması kaçınılmazdır. Diğer yöntemlere kıyasla polarizasyon direnci yöntemi metal yüzeyin doğasını en az değiştiren yöntemdir. Akım potansiyel eğrilerinin korozyon potansiyeli dolayında, anodik ve katodik dala ait katkılar birbirine yakındır. İki üstel fonksiyonun yaklaşık eşit katkılı olduğu bu bölgedeki toplam eğri, çok küçük bir potansiyel aralığında doğrusaldır. Stern-Geary'ye göre polarizasyon eğrisinin doğrusal olduğu potansiyel aralığı $\pm 5-7$ mV kadardır. Bu aralık metal ve ortama bağlı olarak $\pm 10-15$ mV'a adar çıkabilmektedir. Doğrusal bölgede deneysel olarak belirlenecek birkaç akım ve potansiyel değeri yardımıyla korozyon hızı belirlenmesi yöntemi "Polarizasyon Direnci Yöntemi" olarak bilinir. Ölçülecek akım ve potansiyel değerleri ile korozyon hızı arasındaki matematiksel ilişkiyi Butler-Volmer bağlantısı yardımıyla veya Tafel doğrularının yaklaşık olarak elde edilebildiği sistemlerde Tafel sabitlerinin değerlendirilmesi yolu ile belirlenir.⁹⁹

2.7.5.2.3. Alternatif Akım Empedansı Yöntemi (Elektrokimyasal İmpedans Spektroskopisi (EIS))

Son yıllarda uygulanmakta olan bu yöntemde metal yüzeyin polarize edildiği koşullarda bile net bir Faradaik yük geçişinin olmadığı kabul edilmektedir. Bu yöntemde metal yüzeyine alternatif potansiyel uygulanarak alternatif akım geçişi sağlanmakta ve sürekli yön değiştiren akım yüzeyde belirli bir yönde polarizasyonun olmasını engellemektedir. Böylece yüzey hem polarize olmakta, hem de net bir akım geçişi gerçekleşmediği için yüzeyin yapısı değişmemektedir. Yüzeye uygulanan alternatif potansiyel ve bunun yanıtı olarak alınan alternatif akım değerleri ile tasarlanan elektronik devrenin empedansı ölçülmektedir.⁹⁹

EIS korozyon direncinin ya da yatkınlığının analizinde kullanılan güçlü bir yöntemdir.^{109,110} Bu işlem sırasında açık devre potansiyeli ya da daha önceden belirlenmiş bir aktif potansiyelden başlanarak ± 10 mv gibi küçük bir aralıkta 0.01 Hz ile 10 kHz gibi geniş bir frekans aralığında sinüsoidal bir tarama yapılarak akım voltaj cinsinde ölçülür.^{35,98}

2.8. Sertlik ve Sertlik Ölçüm Yöntemleri

Sertlik; materyalin yüzeyine çentik açılması veya kuvvet uygulanması durumunda materyalde meydana gelen direnç olarak tanımlanmaktadır.³⁵

Sertlik ölçüm testlerin çoğunda materyal yüzeyine belirli bir kuvvet uygulanması sonucu iz oluşur ve oluşan izin alanının tespitine göre materyalin sertliği tespit edilir. İzin büyük olması yumuşaklığı, küçük olması ise materyalin sert olmasını belirtir.^{35,111,112}

2.8.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Materyal Sertlik Ölçüm Yöntemleri

2.8.1.1. Brinell Sertlik Testi

En eski sertlik ölçüm yöntemi olan bu yöntemde genellikle metal ve metal alaşımları test edilmekte olup, kırılğan ve elastik yapıdaki materyaller için uygun değildir. Materyal yüzeyine 1,6 mm çapında tungsten karbid ya da çelik yuvarlak uç ile 123 N kuvvet in 30 saniye ile uygulanması sonucunda oluşan yuvarlak izin çapının ölçümü ile bulunur. Birimi BHN'dir (Brinell Hardness Number).^{35,113,112}

2.8.1.2. Vickers Sertlik Testi

Dar yüzeyli materyallerin tespitinde kullanılır.¹³⁶ 0 açılı piramit şekilli elmas uç yardımıyla ölçülen bu yöntemde elmas uç belirli bir süre materyal yüzeyine batırılır. Yükün kaldırılmasından sonra yüzeyde oluşan kare ya da piramit şeklinde oluşan çentiğin köşegen uzunluklarının ölçülüp ortalamalarının alınması sertlik değerini verir.^{114,113,115} Uygulanan yük değeri 0,025-120 kg arasında değişim gösterebilmektedir. Birimi VHN (Vickers Hardness Number) olarak ifade edilir.¹¹⁴

2.8.1.3. Knoop Sertlik Testi

Diş dokusu, metal ve alaşımların sertlik ölçümlerinde kullanılan bu yöntemde kullanılan uç Vickers testindeki uca benzemektedir, tek farkı ise yük uygulanması sonucu materyal yüzeyinde oluşan köşegenlerden birinin diğerinden daha uzun

olmasıdır. Bu sertlik ölçüm yönteminde uzun olan köşegen esas alınır. Birimi KHN'dir (Knoop Hardness Number).^{35,113}

2.8.1.4. Rockwell Sertlik Testi

Bu ölçüm yöntemi viskoelastik materyallerin sertliğinin tespitinde kullanılır. Materyal yüzeyine çelik top ya da koniler ile yük uygulaması yapılır. Yüzeyde oluşan izin derinliğinin ölçümü sertlik değerini verir. Uzun zaman alan bu yöntemde yükün kaldırılmasından sonra izin kaybolma durumu vardır.^{35,114}

2.8.1.5. Shore A Sertlik Testi

Kauçuk ve yumuşak plastiğin sertlik ölçümlerinde kullanılır. Ölçüm 0-100 arası bir değerle ifade edilir. 0 değerinde materyal yüzeyine tam penetrasyon gerçekleşirken, 100 değeri ise hiç penetrasyon olmadığını ifade eder.^{116,117}

2.8.1.6. Nano Sertlik Testi (Nano- Indentation Test):

Materyallere çok fazla yük uygulayan makro ve mikro sertlik testleri, çoğunluğu mikro yapıda olan diş hekimliği materyallerine her zaman uygunluk göstermemektedir.¹¹⁸ Nano sertlikte çok daha küçük boyutlarda izin oluşumu ile daha hassas ölçümler yapılabilmektedir.^{44,119}

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda 4 grup olmak üzere CAD-CAM frezeleme tekniği ve lazer sinterleme tekniği ile üretimi yapılmış olan Ti6Al4V ve Co-Cr alaşım numuneleri değerlendirildi.

CAD-CAM frezeleme tekniği ile metal alaşım numunelerin üretimi için, Co-Cr esaslı disk şeklindeki metal blok (Yenadent, İstanbul, Türkiye) ve Ti6Al4V disk şeklindeki metal blok (Kera Ti5-disk, Eisenbacher Dentalwaren ED GmbH) kullanıldı. Lazer sinterleme tekniği ile numune üretimi için ise Co-Cr alaşım tozu (Cobalt Chrome SP2, EOS, EOS GmbH, Münih, Almanya) ve Ti6Al4V alaşım tozu (EOS Titanium Ti64, EOS GmbH, Krailling, München) kullanıldı.

Numuneler ISO 10271:2011 standartları çerçevesinde 12 mm çapında ve 5mm yüksekliğinde olacak şekilde (Şekil 3-8) tasarlanıp üretildi.⁹⁶ Çalışmamızda G*Power programı kullanılarak yapılan Power analizi sonucunda iyon salınımı için effect size d (etki boyutu):0.764 ve SD:41 alındığında Power:0.80 ve α :0.05 için tespit edilen örneklem sayısı her grup için minimum n:6 olarak saptandı. Her bir grupta 6 adet olmak üzere toplamda 24 adet numune kullanıldı. Çalışmamızda kullanılan metal alaşımları ve içerikleri Tablo 3-1,2,3,4 te gösterilmiştir. Çalışmalar 4 ana başlık altında incelendi;

1. Yüzey sertliği (Vickers Hardness) ölçümü
2. Korozyon çalışmaları
3. İyon salınımı çalışmaları
4. Mikroyapı (SEM) inceleme

Tablo 3-1: Lazer Sinterleme tekniğinde kullanılan Co-Cr alaşım tozu içeriği

	Co	Cr	Mo	W	Si	Fe	Mn
EOS Co-Cr SP	63,80%	24,70%	0,10%	5,40%	1,00%	0,50%	0,10%

Tablo 3-2: CAD/CAM frezeleme tekniğinde kullanılan Co-Cr alaşım blok içeriği

	Co	Cr	Nb	W	Diğer (Si,Mo,Fe)
Co-Cr metal blok	65%	29%	2%	2%	2%

Tablo 3-3: Lazer sinterleme tekniğinde kullanılan Ti6Al4V alaşım tozu içeriği

	Al (wt%)	V (wt%)	O	N	C	H	Fe	Ti
EOS Titanium Ti64	5.5- 6.75	3.5-4.5	<2000ppm	<500ppm	<800ppm	<150ppm	<3000ppm	Balance

Tablo 3-4: CAD-CAM frezeleme tekniğinde kullanılan Ti6Al4V alaşım blok içeriği

	Al	V	Fe	O	C	N	H
Kera Ti5-Disc	5,70%	4,10%	0,20%	0,08%	0,01%	0,01%	0,00%

3.1.1. Lazer Sinterleme Tekniği ile Co-Cr Numunelerin Üretilmesi

Lazer sinterleme tekniği ile üretilen Co-Cr örnekler özel diş laboratuvarında (Setdent Dental Labor) ISO 22674 nolu standartta uygun STL formatlı dosyanın EOSINT M 270 (EOS GmbH, Munich, Germany) (Şekil 3-1) cihazına veri girişi yapılmasıyla hazırlanmıştır. EOSINT M 270 cihazında hazırlanan örnekler için kullanılan üretim parametreleri sırası ile lazer gücü 200W, lazer demetinin çapı 0.200 mm, tarama hızı 7.0 m/s, üretim hızı 2-20 mm³/s, katman kalınlığı 0.020 mm ve koruyucu atmosfer max % 1.5 oksijen olacak şekilde ayarlanmıştır. EOSINT M 270 cihazı Yb-fiber lazer donanımlıdır. Cihazın, üretim stratejisi her tabakanın 4mm'lik karelere ayrılması ve her bir kare üzerinde lazerin belirlenen vektörler üzerinde ilerlemesi şeklindedir. Bu şekilde yönlendirilmiş her bir katman bir önce sinterlenen tabakaya göre 25° döndürülerek işlem sonuçlanana kadar süreç devam eder. Daha sonra üretilen parçalara uygulanan ısıtma işlemi 5 aşamadan oluşmaktadır:

- Aşama 1: Sinterlenmiş olan materyal üzerinde durduğu levhadan ayrılmadan 400°C de 45 dakika fırınlanmaktadır.
- Aşama 2: Sıcaklık 400°C de 30 dakika boyunca korunmaktadır.
- Aşama 3: Sıcaklık dakikada 15°C yükseltilerek 290°C dan 590°C ye yükseltilmektedir.
- Aşama 4: Sıcaklık 60 dakika içinde 400°C den 620°C ye çıkartılmaktadır.

- Aşama 5: Fırın (Şekil 3-2) kapağı açılır ve oda sıcaklığına kadar soğumaya bırakılır.



Şekil 3-1: EOSINT M 270 cihazı



Şekil 3-2: Isıl işlem için kullanılan fırın

3.1.2. Lazer Sinterleme Tekniği İle Ti6Al4V Numunelerin Üretilmesi

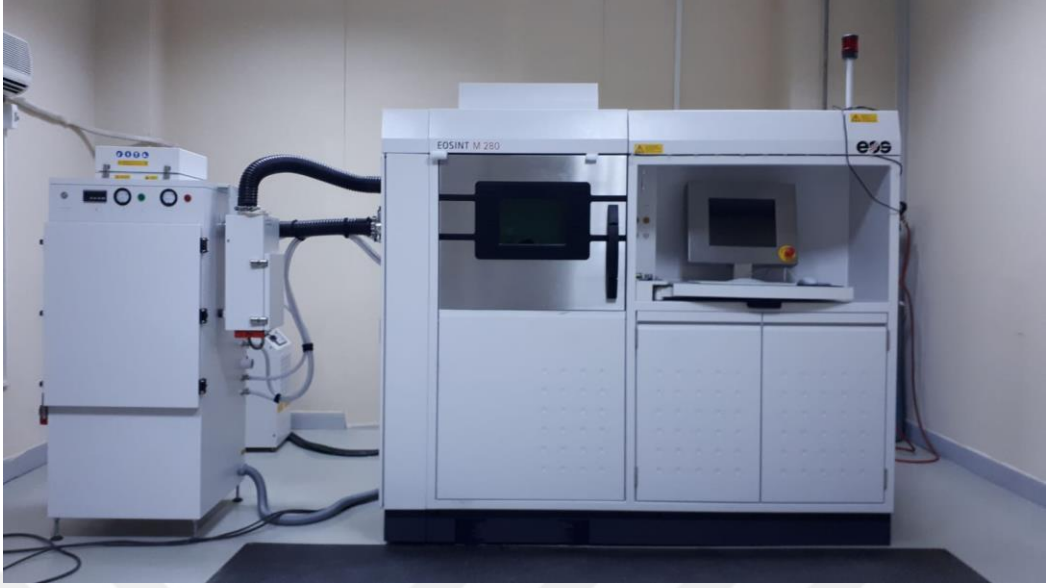
Lazer sinterleme tekniği ile numuneler özel üretim yapan bir fabrikada (+90 3B Dijital Fabrika) EOSINT M 280 (EOS GmbH, Munich, Germany) (Şekil 3-3) cihazında üretildi (Şekil 3-5). Üretim aşamaları ise aşağıda belirtilen şekildedir.

1. Tasarlanan parça STL formatında kaydedilir.
2. STL dosyası Magics programına yüklenerek parça pozisyonu ve oryantasyonu ayarlanır. Parça oryantasyonu eklenmesi gereken destek elemanlar gözetilerek belirlenir. Oryantasyon belirlenmesinde özellikle düzgün ve son işlem görmesi istenmeyen yüzeyler dikkate alınarak belirlenir.
3. Varsa üst üste binen veya kesişen üçgenler açısından tamir edilir. Onarılan STL dosyası kaydedilir.
4. Destek yapıları eklenerek kaydedilir.
5. Kaydedilen parça ve destekleri RP-Tools programı ile slice yani dilimlere bölünür. “.sli”formatında kaydolur.
6. .sli formatındaki dosyalar lazer sinterleme tezgâhına yüklenir.
7. Parçaların tablaya yerleşimi ve üretim parametreleri ayarlanarak üretim gerçekleştirilir.
8. Üretilen parçalar tabladan ayrılmadan gerilim giderme için ısıtma işlemi gerçekleştirilir.
9. Parçalar tabladan tel erozyon ile ayrılır.
10. Destek yapılarının temizleme işlemi gerçekleştirilir.
11. Yüzeyler temizlendikten sonra kumlama işlemi yapılır.

3.1.2.1. Isıl İşlemler

İmal edilen parçalar platformdan ayrılmadan gerilme giderme tavlama işlemi gerçekleştirilir. Tavlama sıcaklıkları ve süreleri aşağıda maddeler halinde verilmiştir.

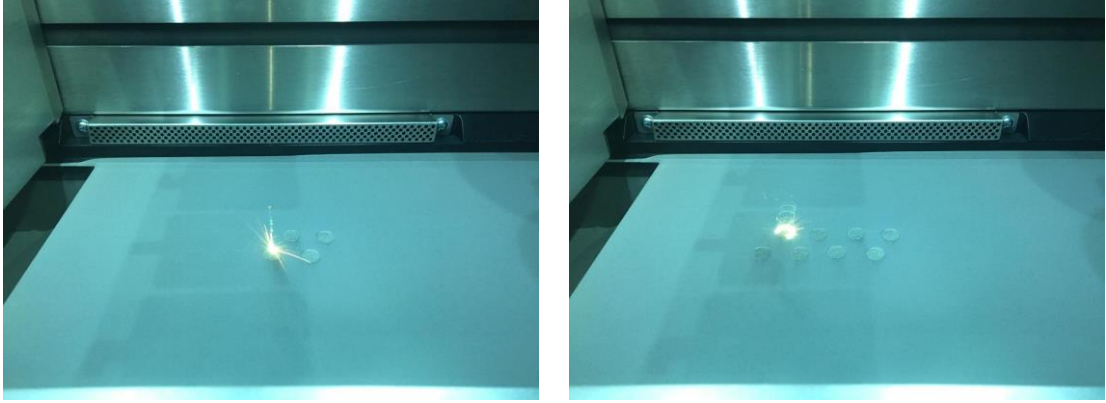
- 1- Fırın (Şekil 3-4) 1 saatte 650 °C sıcaklığa ulaştırılır.
- 2- 650 °C de 3 saat süreyle bekletilir.
- 3- Fırın kapağı açılarak parça doğal soğumaya bırakılır.



Şekil 3-3: EOSINT M 280 cihazı



Şekil 3-4: Isıl işlem için kullanılan fırın



Şekil 3-5: DMLS yöntemi ile Ti6Al4V numunelerin üretim aşamaları

3.1.3. Cad-Cam Frezeleme Tekniği İle Co-Cr ve Ti6Al4V Numunelerin Üretilmesi

Deney örneklerinin üç boyutlu tasarımı için Mayka Expert 7,5 (Picasoft, Vierzon, Fransa) programı kullanıldı. 12 mm çapında 5 mm kalınlığında olan deney örneklerinin tasarımı hazırlandıktan sonra STL formatında CAM ünitesine aktarıldı. Blokların frezelenme işlemi özel diş laboratuvarında (Setdent Dental Labor) beş eksenli aşındırma yapabilen CAD-CAM cihazı (Yena D40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) ile gerçekleştirildi (Şekil 3-6). Metal alaşımların üretimi için, Co-Cr esaslı disk şeklindeki metal blok (Yenadent, İstanbul, Türkiye) ve Ti6Al4V disk şeklindeki metal blok (Kera Ti5-disk, Eisenbacher Dentalwaren ED GmbH) kullanıldı.



Şekil 3-6: CAD-CAM yöntemi ile numunelerin üretildiği cihaz

3.2. Numuneleri Cilalama İşlemi

Numuneler üzerindeki oksit filmlerin ve tortunun giderilmesi amacıyla kumlama işlemi uygulandı. Cilalama ve bitirme işlemleri hafif basınç altında ve standart şartlarda, ıslak zeminde 300 ila 3000 gritli SiC zımpara kâğıtları (Rhynowet, Redline; Indasa) ile yüzey muamelesine tabi tutuldu, sonrasında cila makinesinde (Rotaks; Rotaks-Dent) 1 µm luk elmas pasta ile parlatıldı. Örnekler daha sonra ethanolde 5 dakika ultrasonik olarak temizlendi ve deiyonize su ile yıkandı.¹²⁰

3.3. Sertlik Ölçümleri

Numunelerin sertlik değerleri İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında Vickers hardness test cihazında (Şekil 3-7) her numunenin 4 ayrı bölgesinden ölçüm alınıp, bu değerlerin ortalaması hesaplanarak yapıldı. Numunelere 10 sn boyunca 50 gr kuvvet uygulandı.¹²¹



Şekil 3-7: Vickers Hardness ölçüm cihazı

3.4. Elektrolit Solüsyonun Hazırlanması

Elektrolit solüsyonu olarak pH değeri 5.5 olan Fusuyama yapay tükürük çözeltisi kullanıldı.¹²² Öncelikle 600 ml damıtılmış su, 1000 ml'lik bir beher içine konularak oda ısısında yapıldı. Damıtılmış suya kimyasal reaktiflerin eklenmesinin ardından, çözelti beherden hacimsel bir şişeye aktarıldı. Toplam hacmi 1000 ml'ye ayarlamak için çözeltiye damıtılmış su eklendi.

1 L yapay tükürük çözeltisi için kimyasal reaktif miktarları belirtilen miktarlardadır:

0.40 g / L NaCl,

0.795 g / L CaCl₂.2H₂O,

0.40 g / L KCl,

0.005 g / L Na₂S.9H₂O,

0.69 g / L NaH₂PO₄.2H₂O

1.00 g / L üre

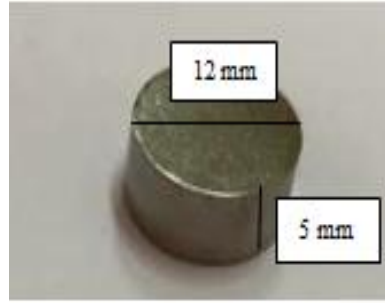
3.5. Elektrokimyasal Korozyonun Değerlendirilmesi

3.5.1. Elektrokimyasal Korozyon Testi

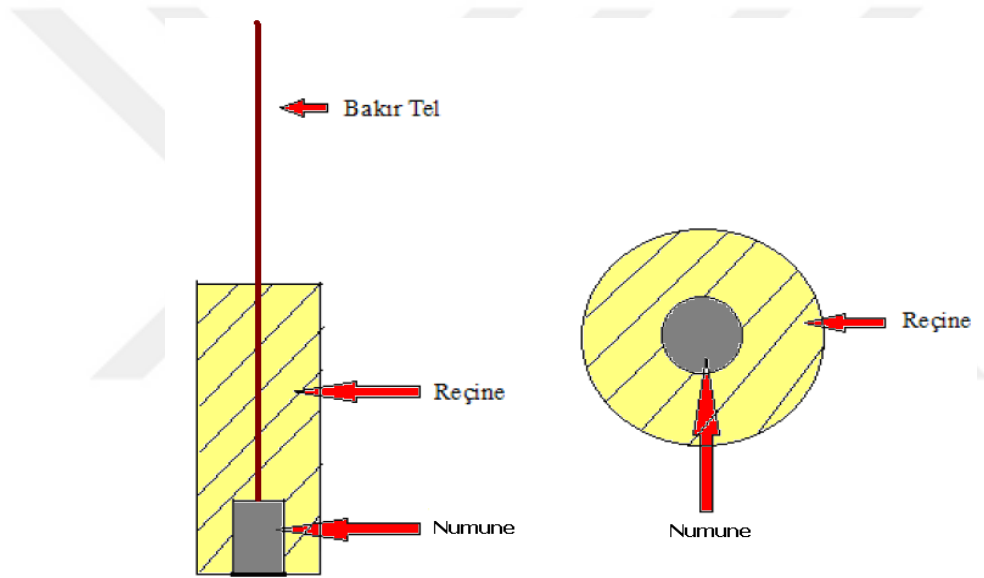
Elektrokimyasal korozyon testi İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Metalurji ve Malzeme Laboratuvarında yapay tükürük içerisinde potansiyostat (Interface 1000, Gamry, USA) yardımıyla gerçekleştirildi. Hücre düzeneği olarak 3-elektrotlu elektrokimyasal korozyon ölçüm hücresi kullanıldı. Karşı elektrot olarak yüksek yoğunluklu grafit, referans elektrot olarak doymuş standart kalomel elektrot (SCE), çalışma elektrodu olarak numune kullanıldı. 1000 mL hacminde cam korozyon test hücresi kullanıldı. Örnekler epoksi reçine içerisinde kaba alındı bu nedenle numunelerin çapı olan 12 mm lik dairesel bir alan çözeltiye maruz bırakıldı (Şekil 3-9,10,11). Korozyon verilerinin elde edilmesi ve analizi bilgisayar programı (Framework, Echem, Gamry, USA) yardımıyla gerçekleştirildi. Deneyler oda sıcaklığında gerçekleştirildi.

Korozyon testlerini gerçekleştirmeden önce açık devre potansiyeli (OCP) ölçümü yapıldı. OCP testi potansiyel değeri kararlı hale gelene kadar yaklaşık 2-3 saat devam ettirildi. Ardından Tafel deneyleri gerçekleştirildi. Tafel eğrileri, numunelerin OCP değerinden -250 ve 250 mV değerlerinde polarize edilmesi ile elde edildi. (Tafel eğrilerinin çizimi esnasında tarama hızı 1.0 mV/s değerinde gerçekleştirildi. Ayrıca, polarizasyon direnci ve korozyon hızı değerlerinin belirlenmesi amacıyla lineer polarizasyon direnci (LPR) testi gerçekleştirildi. Numunelerin bölgesel oyuk (pitting) korozyonuna karşı dayanımlarını belirlemek için çevrimsel polarizasyon testleri yapıldı. Çevrimsel polarizasyon testinde numuneler -500 mV den bir maksimum (apex) potansiyeline polarize edilip daha sonra polarizasyon ters yönde polarize edildi. İleri ve

geri polarizasyon eğrilerinde görülen kapalı ilmek, oyuklaşma korozyonunun belirtisi olarak değerlendirildi.



Şekil 3-8: Örnek numunelerin boyutları



Şekil 3-9: Elektrokimyasal korozyon testinin şematik gösterimi

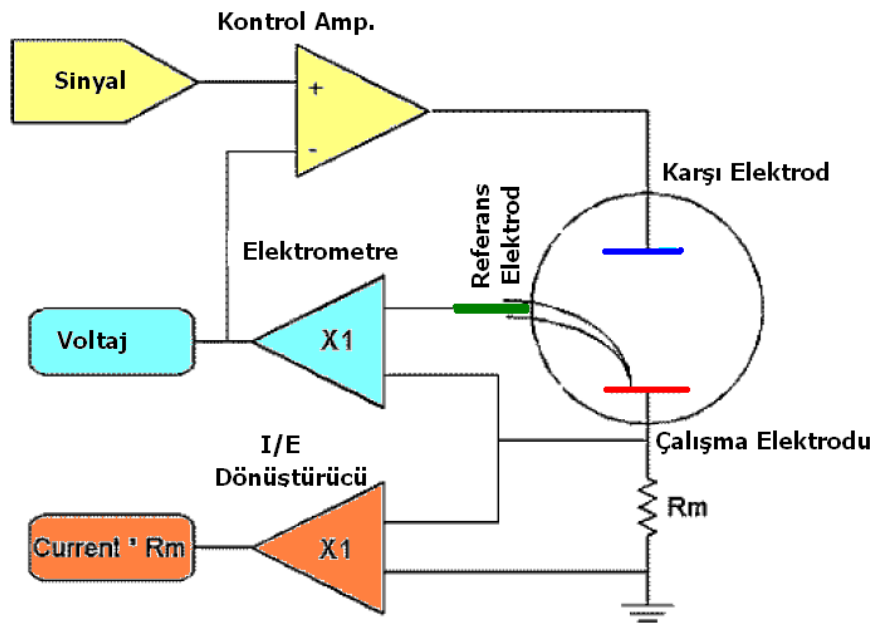


Şekil 3-10: Elektrokimyasal korozyon testlerinde kullanılan numuneler

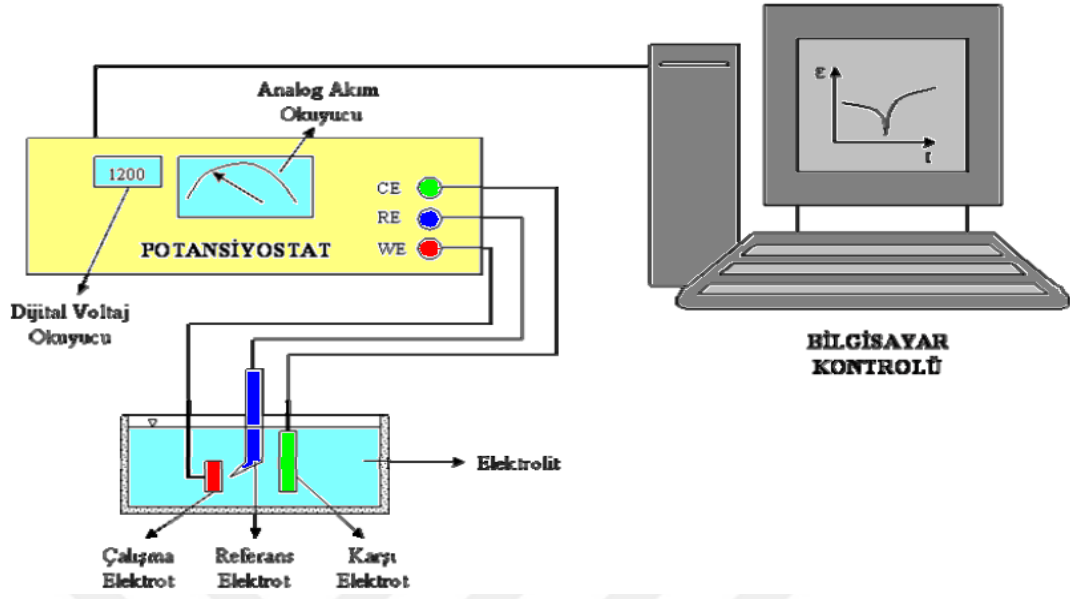
a)



b)



c)



d)



Şekil 3-11: Elektrokimyasal korozyon testi a) hücrenin fotoğrafı, b) elektriksel şema, c) düzenek, d) potansiyostat

3.6. Statik Daldırma Testi

Statik daldırma testi İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Proje Teknoloji Ofisi, Merkez Laboratuvarında (MERLAB) yapıldı. Örnekler 14 günlük süre boyunca yapay tükürük çözeltisinde bekletildi (Şekil 3-12). Endüktif olarak eşleşmiş plazma kütle spektrometresi, ICP-MS (Thermo Scientific), metal iyonlarının salımını ölçmek için kullanıldı. Numune daldırılmamış çözelti referans olarak kullanıldı. Ağırlık kaybı değerleri gravimetrik (kuru ağırlık ölçümü) yöntemi ile belirlendi.



Şekil 3-12: Statik daldırma testlerinde kullanılan numuneler

3.7. Örneklerin SEM Görüntülerinin Alınması

Numunelerin SEM fotoğrafları İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Kimya Mühendisliği Bölümü Proses ve Reaktör Tasarımı Anabilim Dalı'nda bulunan SEM cihazı (FEI, Quanta Feg 450) ile yüksek büyütme (1000x) ve düşük büyütme (200x) olacak şekilde araştırıldı.



Şekil 3-13: SEM Cihazı

3.8. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov Smirnov ve Shapiro Wilks testleri ile değerlendirildi ve parametrelerin normal dağılım göstermediği saptandı. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Bonferroni Düzeltmeli Mann Whitney U test kullanıldı ve ikili karşılaştırmalardaki anlamlılık düzeyi $p < 0.008$ olarak kabul edildi. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı. Çalışmanın genel anlamlılığı $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Korozyon testi sonrası numunelerin resimleri Şekil 4-1,2,3,4 te gösterilmektedir.



Şekil 4-1: Korozyon testi sonrası CAD/CAM frezeleme ile üretilen Co-Cr örnekler



Şekil 4-2: Korozyon testi sonrası lazer sinterleme ile üretilen Co-Cr örnekler



Şekil 4-3: Korozyon testi sonrası lazer sinterleme ile üretilen Ti6Al4V numuneler



Şekil 4-4: Korozyon testi sonrası CAD-CAM frezeleme ile üretilen Ti6Al4V numuneler

4.1. Numunelerin Vickers Sertlik Testi Ölçüm Sonuçları

Vickers sertlik testi sonuçları Tablo 4-1 de gösterilmektedir.

Tablo 4-1: Vickers Sertlik Testi Sonuçları

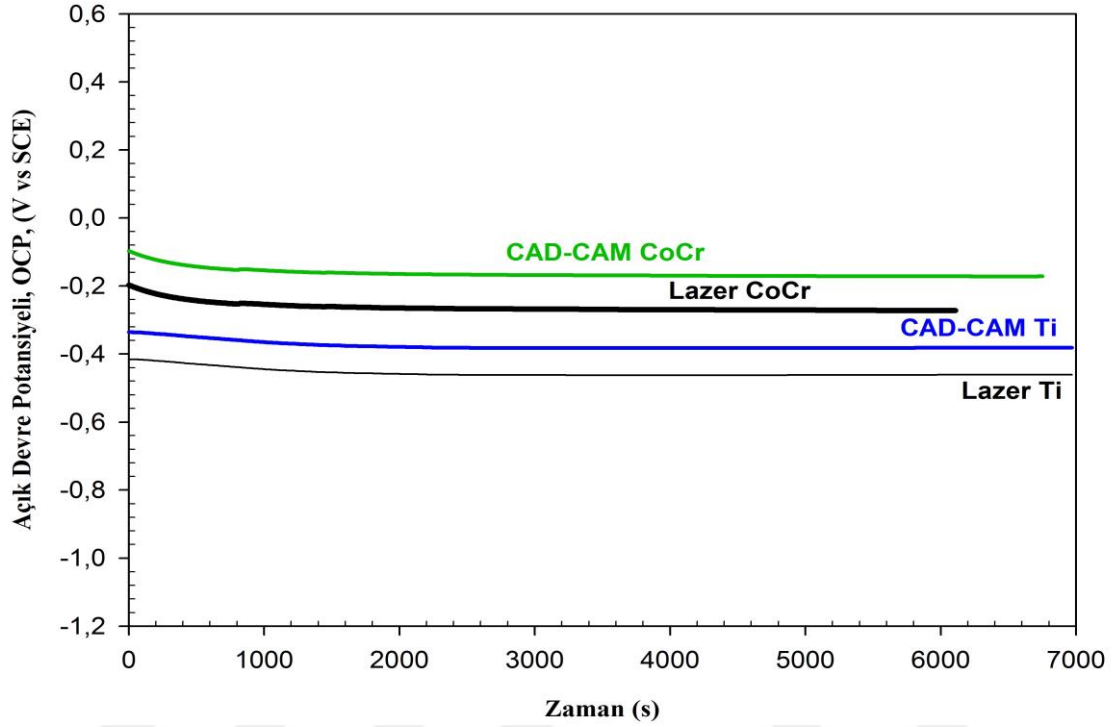
Vickers Hardness; HV	Titanyum Lazer sinterleme	Titanyum kazıma	Kobalt sinterleme	Kobalt kazıma
Numune 1	412,25	355,75	389,94	348,54
Numune 2	446,25	300,48	393,48	340,76
Numune 3	488,25	260,09	386,54	349,52
Numune 4	463,00	271,12	396,37	347,18
Numune 5	469,75	281,52	431,5	363,54
Numune 6	456,5	297,75	407,54	389,12

4.2. Elektrokimyasal Korozyon Testi Sonuçları

4.3. Açık Devre Potansiyeli (OCP)

Şekil 4-5’de malzemelerin açık devre potansiyel (OCP) eğrileri karşılaştırmalı olarak topluca görülmektedir. Açık devre potansiyeli (OCP), devreden akım geçmediğinde, numune yüzeyinin potansiyelidir. Açık devre potansiyelinin (OCP) yüksek (pozitif) değerde olması, malzemenin korozyon direncinin yüksek olması anlamındadır. Görüldüğü gibi en yüksek (en soy davranış) potansiyel CAD-CAM frezeleme yöntemi ile üretilen Co-Cr alaşım numunelerinde, en düşük değer (aktif davranış) ise lazer sinterleme yöntemi ile üretilen Ti6Al4V numunelerde elde edilmiştir.

CAD-CAM ile üretilmiş numunelerin potansiyeli lazer sinterleme ile üretilmiş numunelerin potansiyelinden bir miktar daha yüksektir.



Şekil 4-5: Malzemelerin açık devre potansiyel (OCP) eğrileri

Tablo 4-2’de tüm numunelerin açık devre potansiyel (OCP) değerleri topluca görülmektedir.

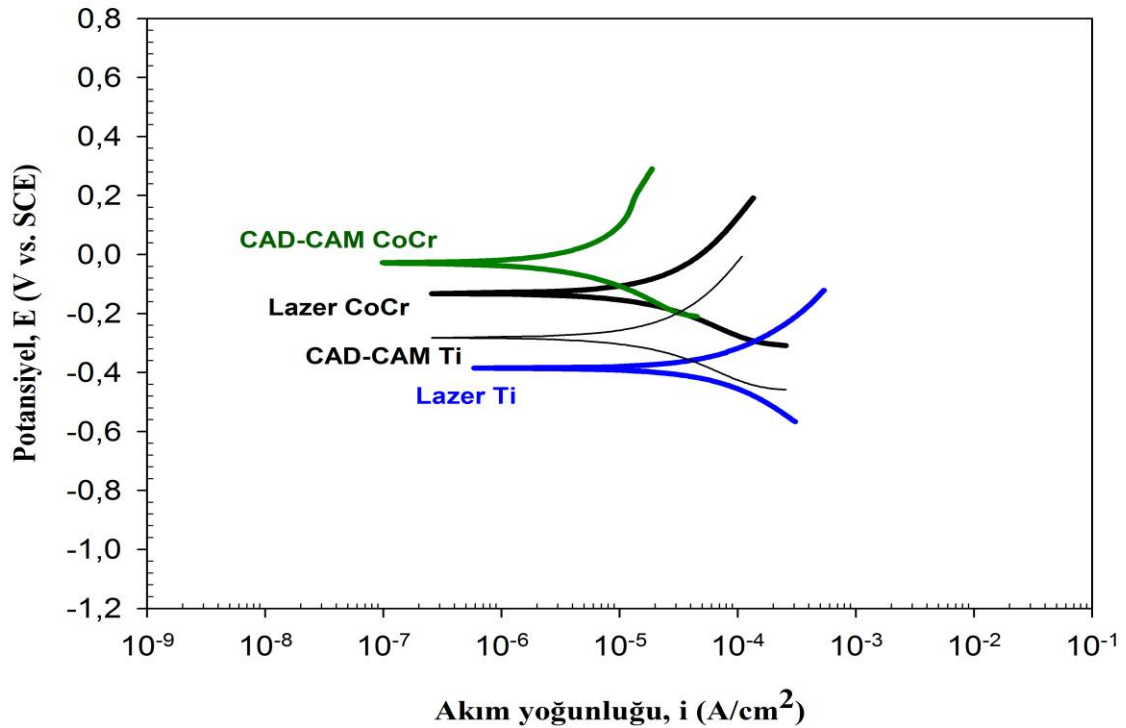
Tablo 4-2: Malzemelerin açık devre potansiyel (OCP) değerleri

Alaşım	Numune	OCP (V vs SCE)
CAD-CAM CoCr	1	-0,12
	2	-0,14
	3	-0,14
	4	-0,15
	5	-0,12
	6	-0,16
Lazer CoCr	1	-0,24
	2	-0,25
	3	-0,29
	4	-0,23
	5	-0,21
	6	-0,24
CAD-CAM Ti	1	-0,36
	2	-0,37
	3	-0,38
	4	-0,36
	5	-0,35

	6	-0,36
	1	-0,44
	2	-0,47
Lazer Ti	3	-0,53
	4	-0,42
	5	-0,49
	6	-0,45

4.4. Tafel Eğrileri

Şekil 4-6'da malzemelerin Tafel polarizasyon eğrileri karşılaştırmalı olarak topluca görülmektedir. En yüksek potansiyel ve en düşük akım yoğunluğu CAD-CAM frezeleme yöntemi ile üretilen Co-Cr alaşım numunelerinde, en düşük değer potansiyel ve en yüksek akım yoğunluğu ise lazer sinterleme yöntemi ile üretilen Ti6Al4V numunelerde elde edilmiştir. CAD-CAM ile üretilmiş numunelerin akım yoğunluğu değerleri lazer sinterleme ile üretilmiş numunelerin akım yoğunluğundan bir miktar daha düşüktür.



Şekil 4-6: Malzemelerin Tafel polarizasyon eğrileri

Tablo 4-3'de numunelerin Tafel testi ile bulunan korozyon parametreleri (korozyon potansiyeli (V_{corr}) ve korozyon akım yoğunluğu (I_{corr})) değerleri görülmektedir.

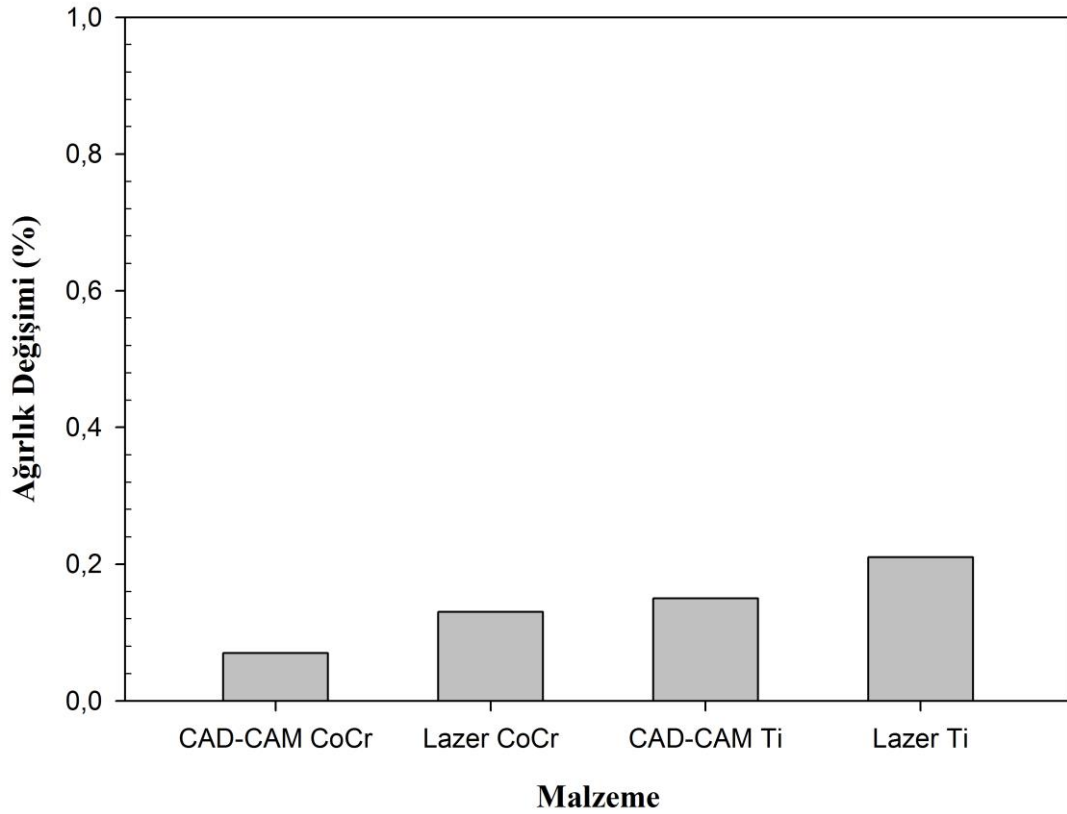
Tablo 4-3: Malzemelerin Tafel testleri ile bulunan korozyon parametreleri.

Alaşım	Numune	V_{corr} (V)	I_{corr} (A/cm ²)
CAD-CAM CoCr	1	-0,1	$5, 10^{-5}$
	2	-0,11	$7, 10^{-5}$
	3	-0,14	$9, 10^{-5}$
	4	-0,15	$5, 10^{-5}$
	5	-0,09	$6, 10^{-5}$
	6	-0,16	$4, 10^{-5}$
Lazer CoCr	1	-0,21	$1, 10^{-5}$
	2	-0,25	$9, 10^{-4}$
	3	-0,29	$5, 10^{-5}$
	4	-0,2	$9, 10^{-4}$
	5	-0,21	$2, 10^{-5}$
	6	-0,24	$1, 10^{-5}$
CAD-CAM Ti	1	-0,39	$4, 10^{-4}$
	2	-0,37	$5, 10^{-4}$
	3	-0,38	$7, 10^{-4}$
	4	-0,39	$8, 10^{-4}$
	5	-0,35	$6, 10^{-4}$
	6	-0,36	$4, 10^{-4}$
Lazer Ti	1	-0,42	$9, 10^{-4}$
	2	-0,45	$8, 10^{-4}$
	3	-0,5	$5, 10^{-4}$
	4	-0,47	$8, 10^{-4}$
	5	-0,45	$9, 10^{-4}$
	6	-0,49	$8, 10^{-4}$

4.5. Statik Daldırma Testi Sonuçları

4.6. Ağırlık Değişimi

Şekil 4-7’de malzemelerde statik daldırma testi sırasında meydana gelen ağırlık değişimi (%) değerleri görülmektedir. Genel olarak, numunelerde çok yüksek bir elektrokimyasal korozyon hızının bulunmadığı söylenebilir. En düşük ağırlık değişimi, CAD-CAM Co-Cr malzemesinde elde edilmiştir.



Şekil 4-7: Malzemelerin statik daldırma testi ile bulunan ağırlık değişimi değerleri

Tablo 4-4’de numunelerde statik daldırma testi sırasında meydana gelen ağırlık değişimi (%) değerleri görülmektedir.

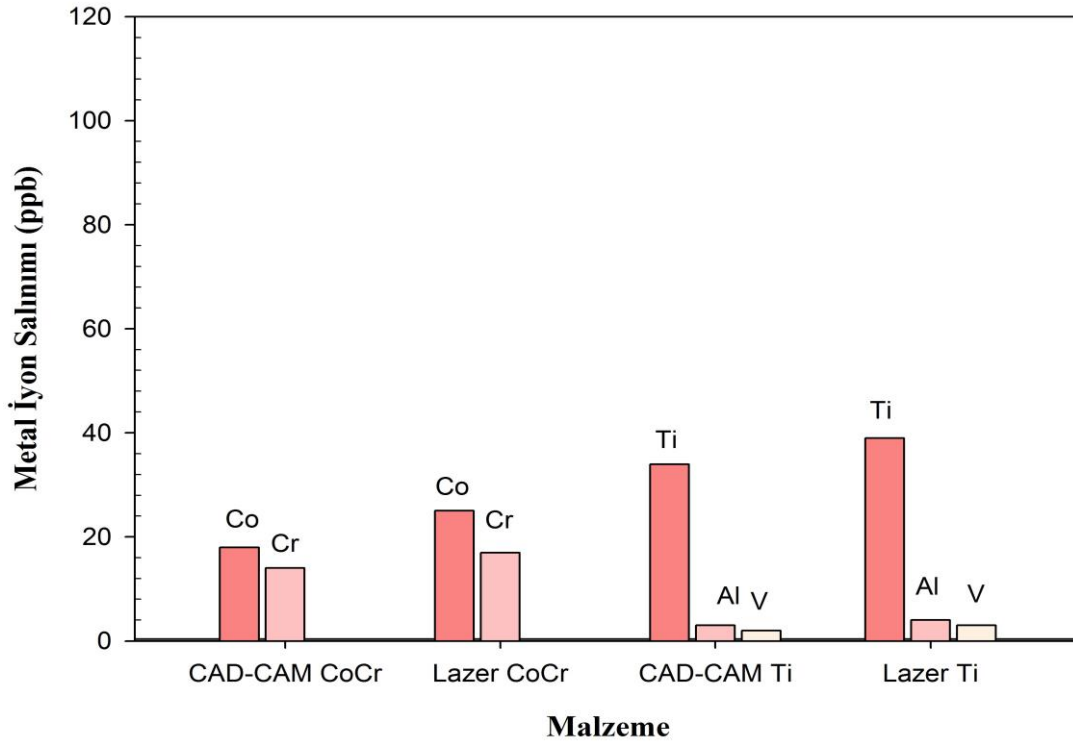
Tablo 4-4: Alaşımların ağırlık değişimi (%) değerleri

Alaşım	Numune	Ağırlık değişimi (%)
CAD-CAM CoCr	1	0,08
	2	0,07
	3	0,06
	4	0,06
	5	0,08
	6	0,07
Lazer CoCr	1	0,12
	2	0,13
	3	0,13
	4	0,12
	5	0,11
	6	0,14
CAD-CAM Ti	1	0,15
	2	0,14

Lazer Ti	3	0,16
	4	0,16
	5	0,17
	6	0,15
	1	0,25
	2	0,24
	3	0,26
	4	0,30
	5	0,22
	6	0,19

4.7. Metal İyon Salınımı

Şekil 4-8’de numunelerin statik daldırma testi sırasında çözeltiye geçen ve ICP-MS yöntemiyle belirlenen metal iyon salınımı değerleri görülmektedir. İncelenen elementler için belirlenen metal iyonu salınımı değerleri, ilgili elementler için toksik seviyelerin altındadır.



Şekil 4-8: Malzemelerin statik daldırma testi ile bulunan metal iyon salınımı değerleri

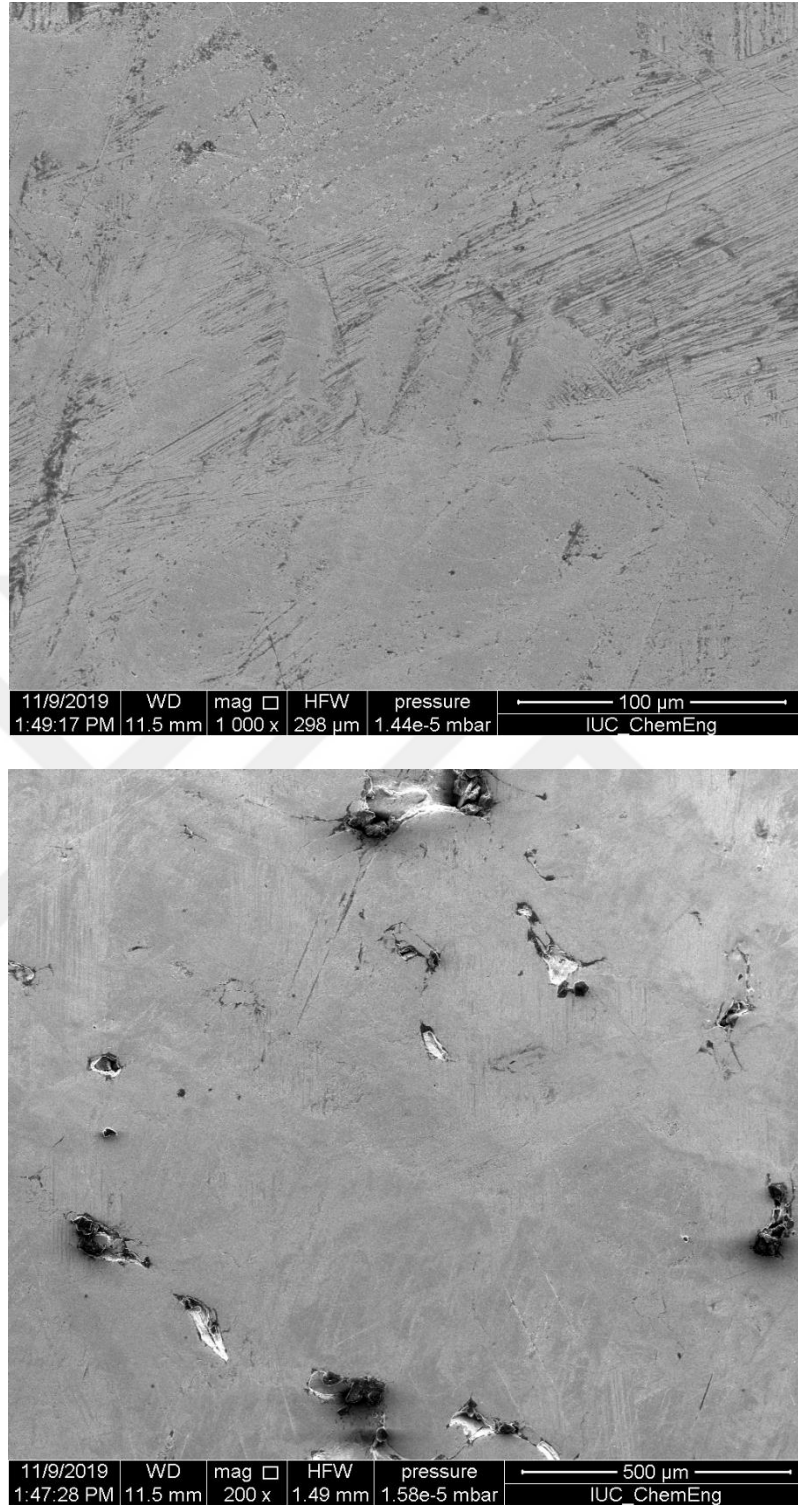
Tablo 4-5’de incelenen numunelerin statik daldırma testi sırasında çözeltiye geçen ve ICP-MS yöntemiyle belirlenen metal iyon salınımı değerleri görülmektedir. İncelenen elementler için belirlenen metal iyon salınımı değerleri, ilgili elementler için toksik seviyelerin altındadır.

Tablo 4-5: Malzemelerin statik daldırma testi ile bulunan metal iyon salınımı değerleri

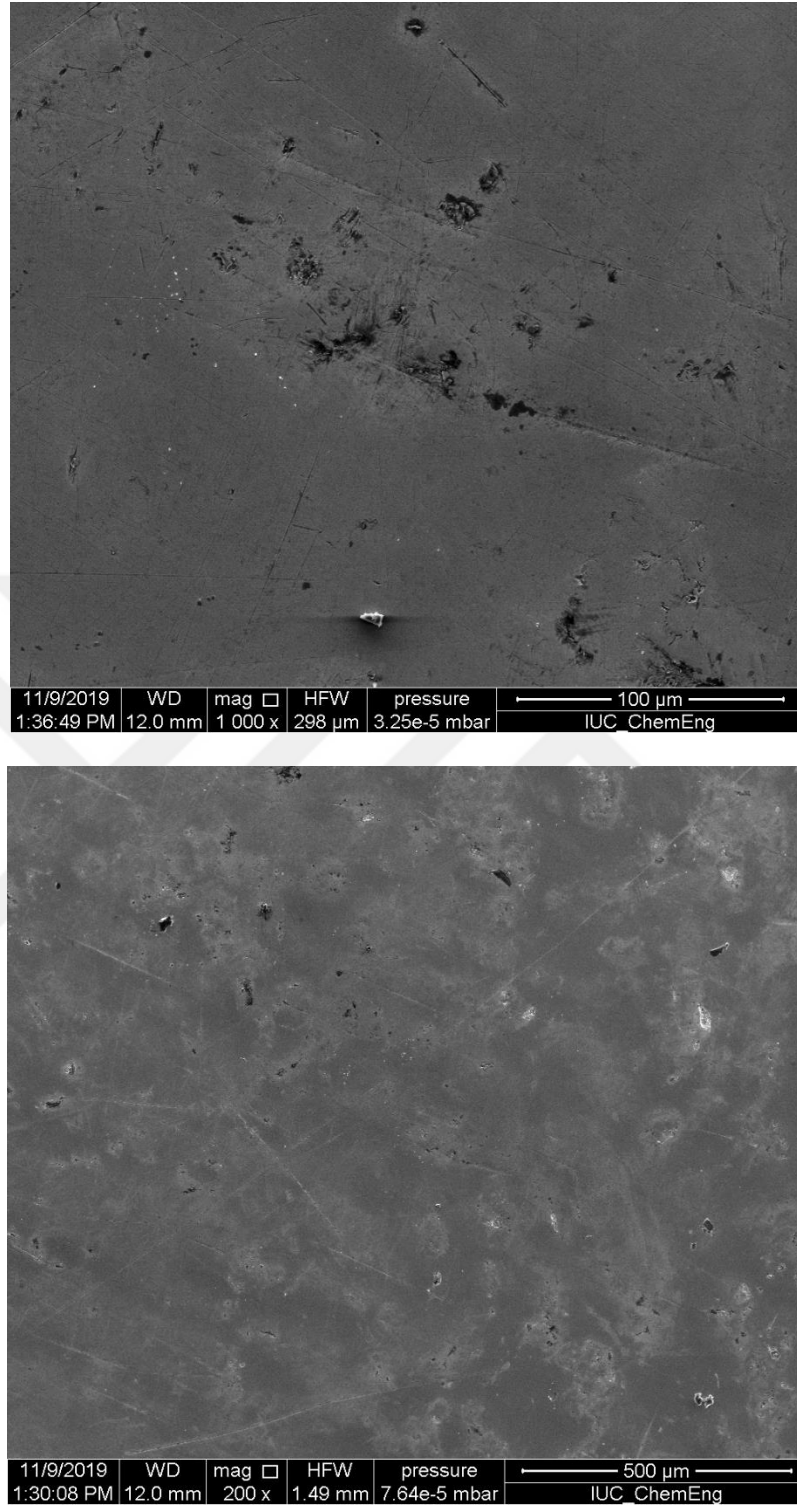
Alaşımların metal iyon salım değerleri (ICP-MS cihazı ile tespit edilmiştir)						
Alaşım	Numune	Element				
		Co (ppb)	Cr (ppb)	Ti (ppb)	Al (ppb)	V (ppb)
CAD-CAM CoCr	1	18	16			
	2	17	14			
	3	18	13			
	4	19	14			
	5	16	15			
	6	17	16			
Lazer CoCr	1	22	18			
	2	22	17			
	3	24	16			
	4	23	15			
	5	24	16			
	6	24	19			
CAD-CAM Ti	1			33	3	1
	2			32	2	2
	3			33	3	2
	4			29	2	1
	5			29	2	3
	6			34	3	2
Lazer Ti	1			37	1	2
	2			37	5	3
	3			43	4	2
	4			39	2	5
	5			39	2	2
	6			46	4	3

4.8. Mikroyapı (SEM) İnceleme Sonuçları

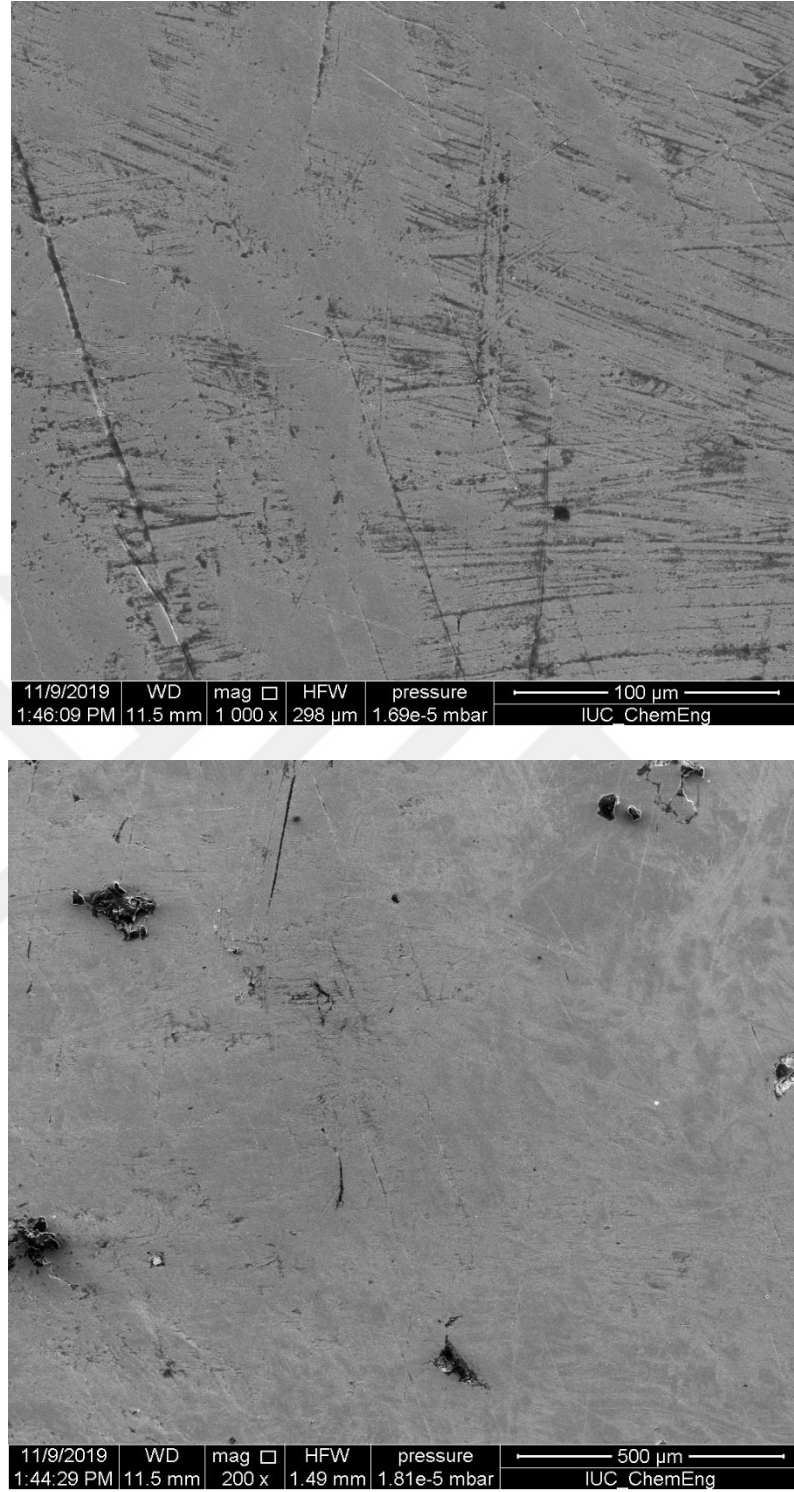
Çalışmamızda numunelerin mikroyapıları taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yüksek büyütme (1000x) ve düşük büyütme (200x) olacak şekilde araştırılmıştır (Şekil 4-9,10,11,12). Numunelerin genel olarak yeterli bir sinterlenmeye uğradıkları görülmüştür. CAD-CAM frezeleme tekniği ile üretilen numunelerde lazer sinterleme tekniği ile elde edilen numunelere göre daha az mikrogözenek ve mikroçatlak görülmesi CAD-CAM frezeleme tekniğinin daha hatasız bir mikroyapı sergilemesi sonucunu ortaya koymuştur



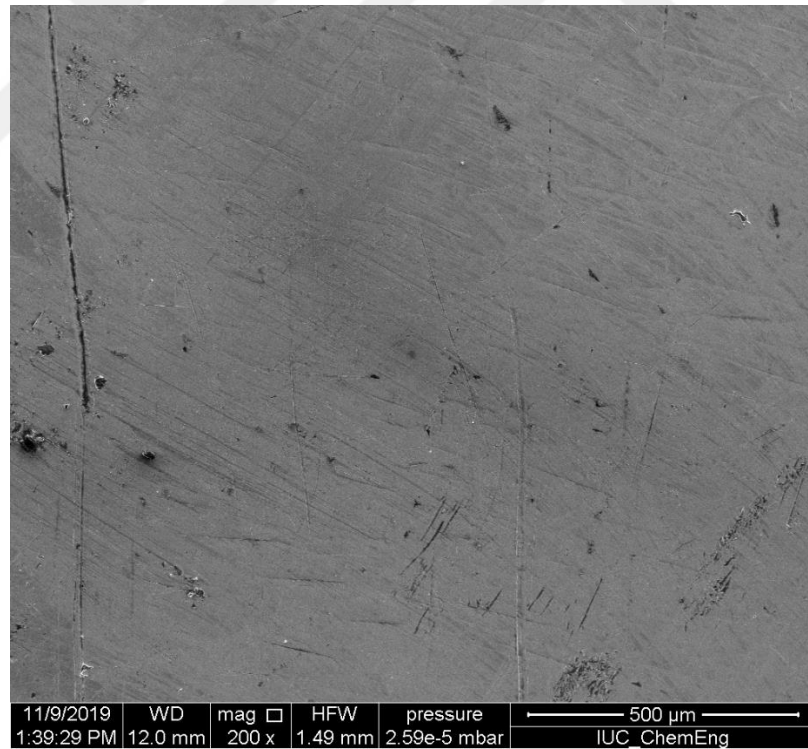
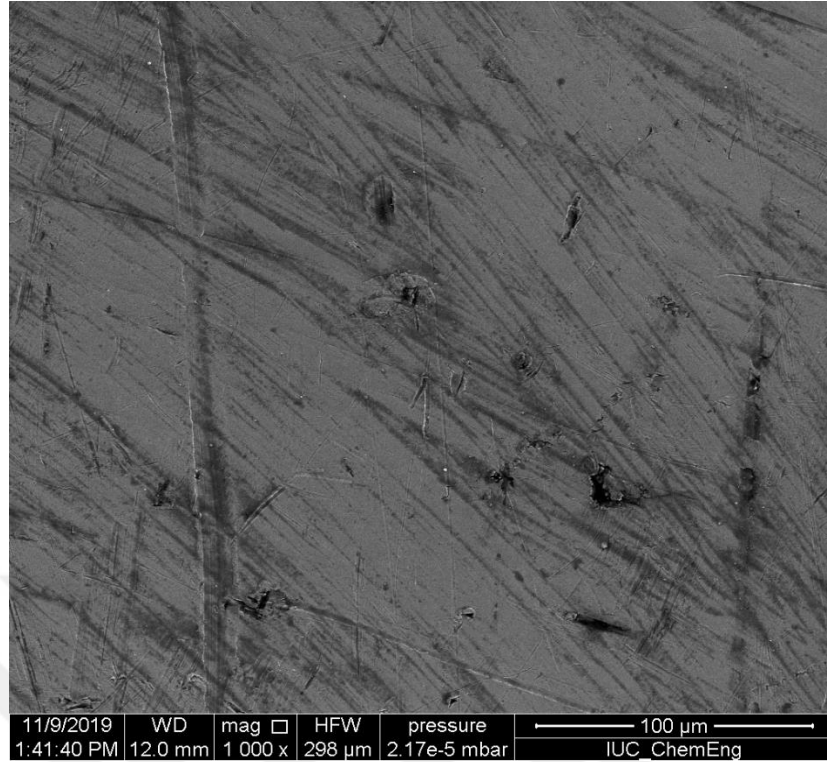
Şekil 4-9: CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş Co-Cr numunelerin SEM fotoğrafları
a) yüksek büyütme (1000x), b) düşük büyütme (200x)



Şekil 4-10: CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş Ti6Al4V numunelerin SEM fotoğrafları
a) yüksek büyütme (1000x), b) düşük büyütme (200x)



Şekil 4-11: Lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş Co-Cr numunelerin SEM fotoğrafları
a) yüksek büyütme (1000x), b) düşük büyütme (200x)



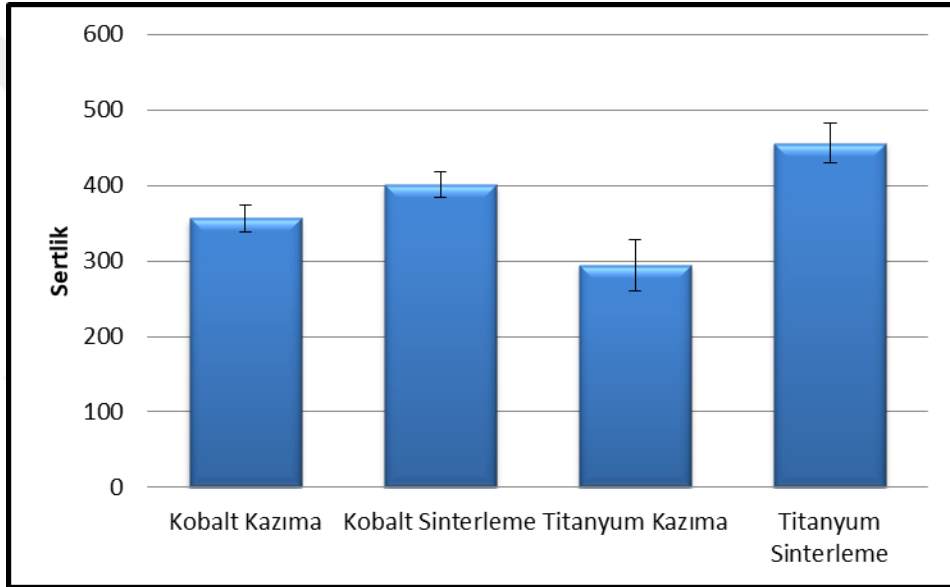
Şekil 4-12: Lazer sinterleme yöntemiyle üretilmiş Ti6Al4V numunelerin SEM fotoğrafları
a) yüksek büyütme (1000x), b) düşük büyütme (200x)

Tablo 4-6: Grupların sertlik açısından değerlendirilmesi

	Sertlik (HV)	Post Hoc
	Ort±SS (medyan)	
^A Kobalt Kazıma	356,44±17,67 (349)	D>A-B-C
^B Kobalt Sinterleme	400,9±16,63 (394,9)	B>A-C
^C Titanyum Kazıma	294,45±33,76 (289,6)	A>C
^D Titanyum Sinterleme	456±25,64 (459,8)	
p	0,000*	

Kruskal Wallis Test

Post Hoc:Bonferroni Düzeltmeli Mann Whitney U Test *p<0.05



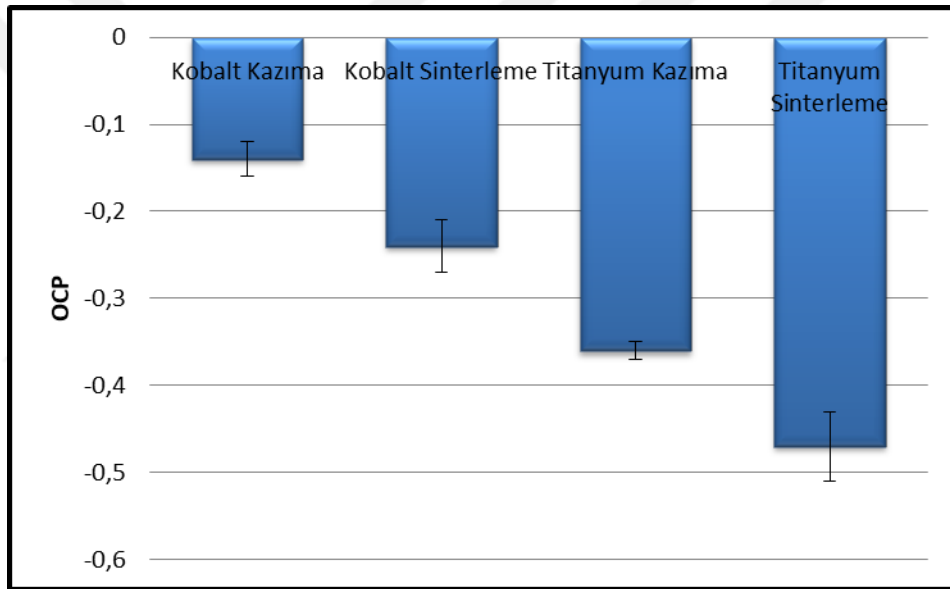
Gruplar arasında sertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U Test yapılmış ve anlamlılık düzeyi $p<0.008$ olarak kabul edilmiştir. Buna göre titanyum sinterleme grubunun sertlik düzeyi, kobalt kazıma, kobalt sinterleme ve titanyum kazıma gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p_2:0.006$; $p_3:0.004$; $p<0.008$). Kobalt sinterleme grubunun sertlik düzeyi, kobalt kazıma ve titanyum kazıma gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.006$; $p_2:0.004$; $p<0.008$). Kobalt kazıma grubunun sertlik düzeyi, titanyum kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.005$; $p<0.008$) (Tablo 4-6).

Tablo 4-7: Grupların OCP düzeyleri değerlendirilmesi

	OCP (V vs SCE)	Post Hoc
	Ort±SS (medyan)	
^A Kobalt Kazıma	-0,14±0,02 (-0,1)	D<A-B-C
^B Kobalt Sinterleme	-0,24±0,03 (-0,2)	C<A-B
^C Titanyum Kazıma	-0,36±0,01 (-0,4)	B<A
^D Titanyum Sinterleme	-0,47±0,04 (-0,5)	
p	0,000*	

Kruskal Wallis Test

Post Hoc: Bonferroni Düzeltmeli Mann Whitney U Test *p<0.05

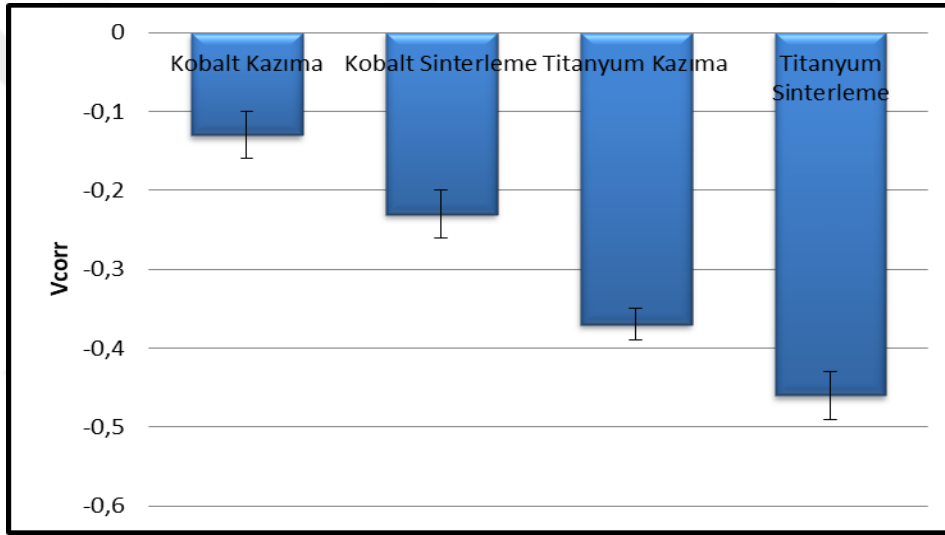


Gruplar arasında OCP düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Titanyum sinterleme grubunun OCP düzeyi, kobalt kazıma, kobalt sinterleme ve titanyum kazıma gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p_2:0.004$; $p_3:0.004$; $p<0.008$). Titanyum kazıma grubunun OCP düzeyi, kobalt kazıma ve kobalt sinterleme gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p_2:0.004$; $p<0.008$). Kobalt sinterleme grubunun OCP düzeyi, kobalt kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p<0.008$) (Tablo 4-7).

Tablo 4-8: Grupların V_{corr} düzeylerinin değerlendirilmesi

	V_{corr} (V)	Post Hoc
	Ort $\pm$ SS (medyan)	
^A Kobalt Kazıma	-0,13 $\pm$ 0,03 (-0,1)	D<A-B-C
^B Kobalt Sinterleme	-0,23 $\pm$ 0,03 (-0,2)	C<A-B
^C Titanyum Kazıma	-0,37 $\pm$ 0,02 (-0,4)	B<A
^D Titanyum Sinterleme	-0,46 $\pm$ 0,03 (-0,5)	
p	0,000*	

Kruskal Wallis Test

Post Hoc: Bonferroni Düzeltmeli Mann Whitney U Test * $p<0.05$ 

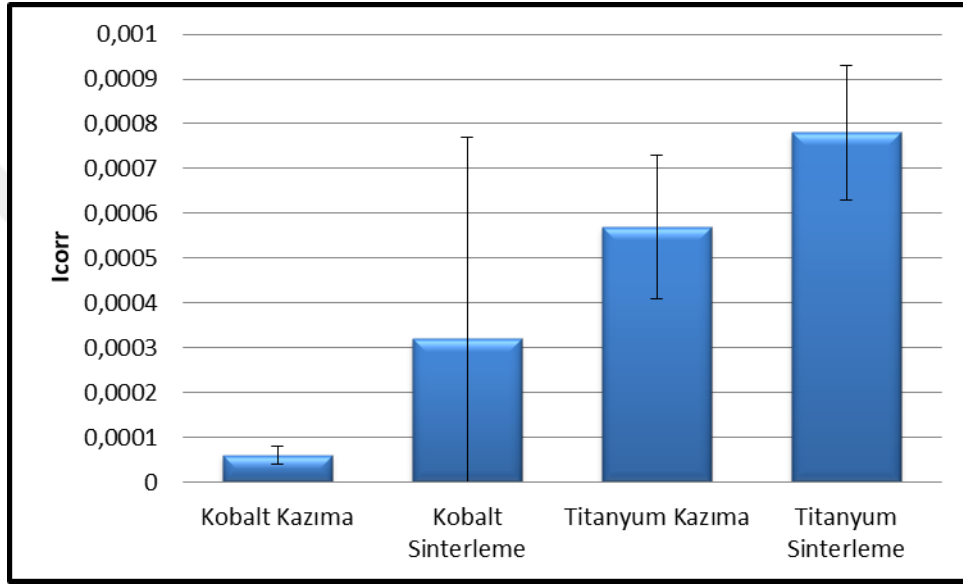
Gruplar arasında V_{corr} değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Titanyum sinterleme grubunun V_{corr} düzeyi, kobalt kazıma, kobalt sinterleme ve titanyum kazıma gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p_2:0.004$; $p_3:0.004$; $p<0.008$). Titanyum kazıma grubunun V_{corr} düzeyi, kobalt kazıma ve kobalt sinterleme gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p_2:0.004$; $p<0.008$). Kobalt sinterleme grubunun V_{corr} düzeyi, kobalt kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p<0.008$) (Tablo 4-8).

Tablo 4-9: Grupların I_{corr} düzeylerinin değerlendirilmesi

	I_{corr} (A/cm ²)	
	Ort±SS (medyan)	Post Hoc
^A Kobalt Kazıma	0,00006±0,00002 (0,00006)	A<B-C
^B Kobalt Sinterleme	0,00032±0,00045 (0,00004)	
^C Titanyum Kazıma	0,00057±0,00016 (0,00055)	
^D Titanyum Sinterleme	0,00078±0,00015 (0,0008)	
p	0,018*	

Kruskal Wallis Test

Post Hoc:Bonferroni Düzeltmeli Mann Whitney U Test *p<0.05



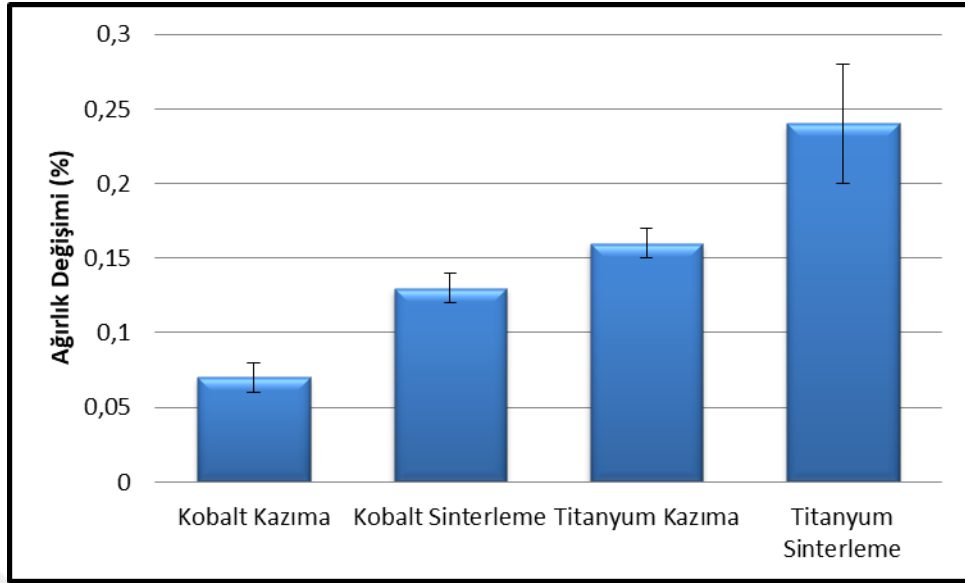
Gruplar arasında I_{corr} değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.018$; $p<0.05$). Kobalt kazıma grubunun I_{corr} düzeyi, titanyum kazıma ve titanyum sinterleme gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p_2:0.004$; $p<0.008$). Diğer gruplar arasında I_{corr} düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.008$) (Tablo 4-9).

Tablo 4-10: Grupların ağırlık değişimi (%) düzeyleri değerlendirilmesi

	Ağırlık Değişimi (%)	
	Ort±SS (medyan)	Post Hoc
^A Kobalt Kazıma	0,07±0,01 (0,1)	D>A-B-C
^B Kobalt Sinterleme	0,13±0,01 (0,1)	C>A-B
^C Titanyum Kazıma	0,16±0,01 (0,2)	B>A
^D Titanyum Sinterleme	0,24±0,04 (0,2)	
p	0,000*	

Kruskal Wallis Test

Post Hoc:Bonferroni Düzeltmeli Mann Whitney U Test *p<0.05



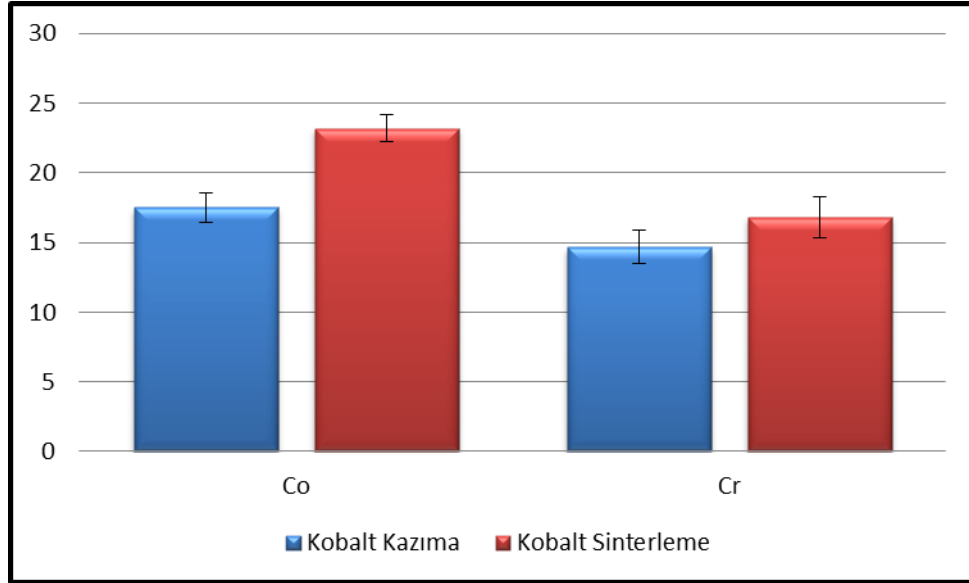
Gruplar arasında ağırlık değişim yüzdeleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Titanyum sinterleme grubunun ağırlık değişimi yüzdesi, kobalt kazıma, kobalt sinterleme ve titanyum kazıma gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p_2:0.004$; $p_3:0.004$; $p<0.008$). Titanyum kazıma grubunun ağırlık değişimi yüzdesi, kobalt kazıma ve kobalt sinterleme gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p_2:0.005$; $p<0.008$). Kobalt sinterleme grubunun ağırlık değişimi yüzdesi, kobalt kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p<0.008$) (Tablo 4-10).

Tablo 4-11: Kobalt Kazıma ve Kobalt Sinterleme Gruplarının iyon salınım düzeylerinin değerlendirilmesi

	Co (ppb)	Cr (ppb)
	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)
Kobalt Kazıma	17,5±1,05 (17,5)	14,67±1,21 (14,5)
Kobalt Sinterleme	23,17±0,98 (23,5)	16,83±1,47 (16,5)
p	0,004*	0,027*

Mann Whitney U Test

* $p<0.05$

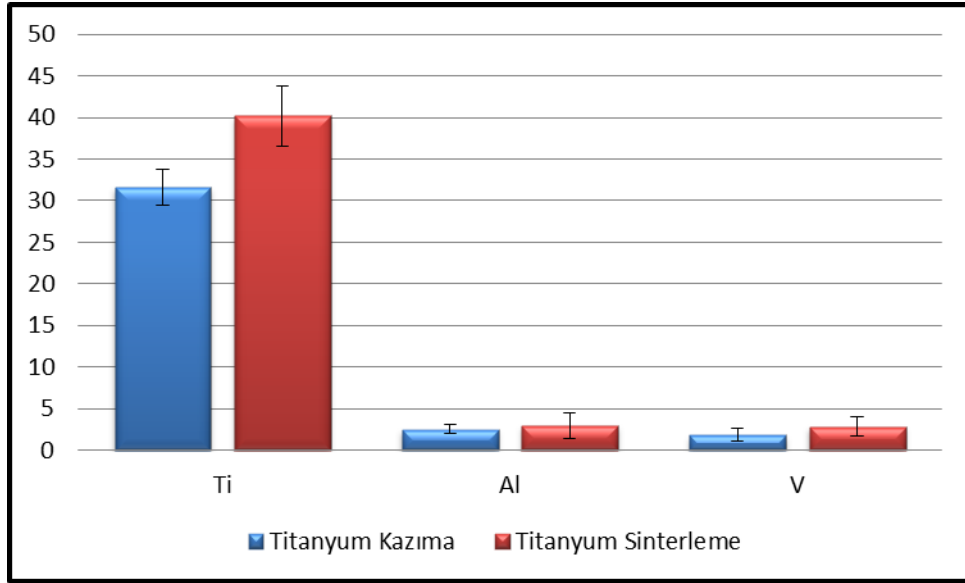


Kobalt sinterleme grubunun Co salınım miktarı, kobalt kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.004$; $p<0.05$). Kobalt sinterleme grubunun Cr salınım miktarı, kobalt kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.027$; $p<0.05$) (Tablo 4-11).

Tablo 4-12: Titanyum Kazıma ve Titanyum Sinterleme gruplarının iyon salınım düzeylerinin değerlendirilmesi

	Ti (ppb)	Al (ppb)	V (ppb)
	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)
Titanyum Kazıma	31,67±2,16 (32,5)	2,5±0,55 (2,5)	1,83±0,75 (2)
Titanyum Sinterleme	40,17±3,6 (39)	3±1,55 (3)	2,83±1,17 (2,5)
p	0,004*	0,615	0,101

Mann Whitney U Test * $p<0.05$



Titanyum sinterleme grubunun Ti salınım miktarı, titanyum kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0.004$; $p<0.05$). Titanyum kazıma ve titanyum sinterleme grupları arasında Al ve V salınım miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4-12).

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

5.1.1. Ti6Al4V ve Co-Cr Alaşımları

Saf titanyum ve titanyum alaşımları üstün biyouyumluluk özellikleri, korozyona karşı olan dirençleri, yüksek dayanıklılık, düşük yoğunluk göstermeleri ve ekonomik olmaları sebebiyle genel tıpta, kemik içi implantlarda ve farklı protez uygulamalarında oldukça yaygın bir kullanım alanı bulmuştur.¹²³ Literatürde titanyumun diş hekimliğinde dental implant materyali olarak, yüzey kaplamasında, sabit, parsiyel ve total protezlerde, ortodontik tellerde ve endodontik döner aletlerin yapımında kullanım alanı olduğu belirtilmektedir.^{34,124,125}

Titanyum sahip olduğu mekanik ve biyolojik özellikleri bakımından tercih edilmekle birlikte, sabit protezlerin altyapılarında ve hareketli protezlerde iskelet yapımında kullanılan bazı metal ve alaşımlara karşı gelişen alerjik reaksiyonların varlığında iyi bir alternatif oluşturmaktadır.¹²⁶

Titanyumun hareketli ve sabit protezler için kullanımı hemen hemen dental implantların geliştirilmesiyle aynı dönemde görülmektedir. Titanyumun düşük yoğunluk, yüksek direnç ve mükemmel biyouyumluluk gibi etkileyici özelliklere sahip olması ve sabit protezlerin yapımında kullanılan alaşımların galvanik etkiler oluşturmaması, diş hekimliğinde titanyuma olan ilgiyi artırmıştır.²⁸

Titanyumun birçok metal ile alaşımlanması sonucu, direncinin artırılması, akma direncinin yükseltilmesi ve dökülebilirlik gibi özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmaktadır.³⁴

Titanyumun alüminyum ve vanadyum ile alaşımlanması ise mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilemektedir. Daha yumuşak ve fleksibl olan α -fazı ile daha sert ve güçlü olan β -fazının karışımı olan Ti6Al4V alaşımlarında, parsiyel protezler gibi yüksek stres direnç gerektiren durumlarda da kullanılmayı sağlayan yüksek gerilim özelliklerine ($\sim 1030\text{MPa}$) ulaşmak CpTi'ye göre daha kolaydır.²⁸ α - ve β -fazlarının oranlarının değiştirilmesi sonucunda ise mekanik özellikler de büyük ölçüde değiştirilebilmektedir.¹⁰

Ti6Al4V alaşımı (grade 5) ticari saf titanyumla (grade 2) karşılaştırıldığında fiziksel ve mekanik olarak daha üstün özelliklere sahiptir.¹⁰ Ti6Al4V; sertlik değerinin yüksek olması, yüksek eğilme ve yorgunluk direnci gibi özelliklere sahip olması nedeniyle en çok tercih edilen titanyum alaşımıdır.^{127,123}

Co-Cr alaşımları, üstün fiziksel özelliklerinden dolayı literatürde “süper alaşımlar” olarak tanımlanmaktadır.¹²⁸ Bu alaşımların, gerilme ve yorulma dayanımlarıyla biyouyumluluklarının iyi ölçüde olması biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmalarını sağlamıştır.¹²⁹

Co-Cr alaşımları elastikiyet katsayısının yüksek olması ve creep direnci sayesinde eğilmelere ve bükülmelere karşı çok dirençlidirler ve bu özellikleri sayesinde uzun gövdeli köprülerde kullanılabilirler. Co-Cr alaşımları seramik ile bağlantı kurulabilmekte ve soy alaşımlara göre daha ince hazırlanabilmektedir. Co-Cr alaşımlarının ucuz olması da diğer bir avantajdır. Bu avantajlarına karşın hassas döküm elde etmek zordur. Kuru kenarlarında pürüzler olabilir. Meydana gelen kalın oksit tabakası nedeniyle seramik bağlantısında problemlere ve seramikte renklenmeye neden olabilmektedir. Tesviye işlemleri sertliği nedeniyle zordur.⁴¹

Berilyum ve nikel içeren alaşımların oluşturabileceği potansiyel sağlık sorunları nedeniyle alternatif bir baz metal alaşım olan Co-Cr alaşımları geliştirilmiştir.¹³⁰ Co-Cr alaşımlarının Ni-Cr alaşımlarından daha sert olması sonucunda restorasyon bitimlerinin önceki alaşımlara göre daha zor olabileceği belirtilmektedir. Co-Cr alaşımlarının diğer alaşımlarla kesin karşılaştırmalarının yapılamaması ise karmaşık metalürjik özelliklerine bağlanmaktadır.²⁶

Temel metal alaşımları, kıymetli metal bulundurmamaları sebebiyle korozyon dirençlerini diğer kimyasal özellikleri yoluyla elde ederler. Gözle görülemeyen, ince bir kromoksit tabakası, alaşım yüzeyini pasifleştirerek, yüzeyi bütünüyle örten ve geçirgen olmayan bir film tabakasıyla kaplar. Bu tabaka çok ince olduğu için yüzey parlaklığı üzerinde olumsuz bir etki oluşturmaz.¹¹³

Çalışmamızdaki örneklerimiz diş hekimliğinde yaygın kullanım alanlarına sahip olan Co-Cr alaşımı ve Ti6Al4V dan hazırlandı.

5.1.2. CAD-CAM Frezeleme ve Lazer Sinterleme Üretim Yöntemleri

Dijital üretim, kayıp balmumu tekniğinde görülen zaman ve işçilik gibi sorunları büyük ölçüde azaltmıştır.^{8,131}

Dijital üretim teknolojileri, eksiltme ve ilave üretim şeklinde sınıflandırılabilir. Doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) gibi ilave metal üretim teknolojileri ile hareketli bölümlü protezler (HBP)^{132,133,134} implant dayanakları¹³⁵ kuron ve köprü alt yapıları¹³⁶ kat kat üretilmektedir. İlave üretim teknolojilerindeki son gelişmeler, geleneksel üretim teknikleriyle yapılması neredeyse imkansız olan karmaşık geometrilerin üretimine olanak vermektedir.¹³⁵

Mum eliminasyonu ve kullanılmayan malzemelerin geri dönüşümü, ilave üretim tekniğinin, frezeleme ve mum eritme tekniğine kıyasla avantajları arasında gösterilebilir.¹³⁶

Baz metal alaşımların dökümü soy metal alaşımlarla kıyaslandığında yüksek erime sıcaklıkları ve oksidasyon nedeniyle daha zor olmaktadır. Manşete alınan eriyik haldeki metal alaşımın soğuma sırasında büzölmeye uğraması uyum problemleri oluşturabilmektedir.⁵³ Yüksek hassasiyet gerektiren döküm işlemleri esnasında gereken teknik hassasiyet sağlanmadığında ise altyapı üzerinde distorsiyon, yüzey düzensizlikleri, porözite ve eksiklikler meydana gelebilmektedir. Görülen bu başarısızlık ise zaman israfı ve ekonomik kayıplarla neticelenir.¹³⁷

Titanyum restorasyonların yapımında basınç/vakum tekniği; eritme ve döküm ayrı bölmelerde (Castmatic, Dentaaurum), basınç/vakum tekniği; tek bölmede (Cyclarc, J Morita), vakum/santrifüj tekniği (Tycast, Jeneric vs) olmak üzere özel üç farklı döküm sistemi kullanılabilmektedir. Konvansiyonel yöntemlerle yapılan döküm sonrasında titanyum ve türevlerinde revetmanla etkileşim ve yüksek ergime noktası sebebiyle ciddi problemler oluşabilmektedir.^{10,138}

Titanyumun, aşırı reaktif bir metal olması ve oksijen, hidrojen gibi atmosferik gazlarla çok hızlı bir şekilde etkileşime girmesi nedeniyle tüm döküm işlemlerinin, özel döküm sistemi gerektiren, argon veya helyumla vakumlanmış ortamda veya inert atmosferde yapılması gerekmektedir.^{15,28}

Son yıllarda kıymetsiz metal alaşımların dökümü esnasında meydana gelen sıkıntılar, porözlü ve kusurlu metal altyapıların elde edilmesi, soğuma esnasında

metalde meydana gelen büzülmeye bağlı olarak protezin uyumunun bozulması, kıymetsiz metal alaşımların tesviye, polisaj gibi bitim işlemlerinin zor olması,^{139,137} diğer yandan komplike yapıdaki protetik restorasyonların elde edilmesinde döküm yönteminden ideal sonuçlar alınamaması,⁴⁹ üreticileri yeni üretim yöntemleri arayışına sürüklemiştir. Bu durum yeni 3-boyutlu (3-D) tarayıcılar ile protez tasarımı için yazılım modüllerinin piyasaya sunularak 3-D yazıcı teknolojisiyle birleştirilmesi ile tamamen değişmeye başlamıştır.¹⁴⁰

Son yirmi yılı aşkın süredir CAD-CAM teknolojisiyle titanyum ve alaşımlarının, sabit ve hareketli protezlerin yapımında kullanıldığı görülmektedir.¹⁴¹

Literatürde DMSL ile üretim sayesinde geleneksel döküm yönteminde olan birçok aşamanın ortadan kaldırıldığı, bunun yanında çeşitli avantajlarının olduğu, verimliliği ve hassasiyeti arttırdığı ve insan kaynaklı hatalardan kaçınılmasına olanak sağladığı belirtilmektedir.¹⁴²

Yun-Jung Choi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada lazer sinterleme teknolojisinin restorasyonların kalitesini koruyabilen ve üretim sürecinde insan kaynaklı hataları en aza indirebilme avantajına sahip olduğu belirtilmiştir. Yine imalat maliyetlerini de büyük ölçüde azaltılabileceği belirtilmiştir.¹⁴³

Yapılan diğer bir çalışmada elde edilen verilere dayanarak, DMLS ile üretilen Co-Cr dental alaşımlarının dental cihazlar için geleneksel döküm alaşımlarına umut verici bir alternatif olarak kabul edilebileceği sonucuna varılabileceği belirtilmiştir.¹⁴⁴

Lazer sinterleme teknolojisi kullanılarak üretilen tek kuronlar, üç üniteli sabit protezler ve implant altyapıları için başarılı sonuçlar elde edildiği literatürde belirtilmiştir.^{145,84,131,146}

Döküm yöntemiyle elde edilen Co- Cr numunelerle SLM yöntemiyle elde edilen Co-Cr alaşımlarının karşılaştırıldığı çalışmalarda; SLM yöntemiyle elde edilen örneklerin daha yüksek akma direnci, maksimum çekme dayanımı, korozyon direnci ve biyouyumluluk gösterdikleri bununla birlikte CAD-CAM teknolojisinin hareketli bölümlü protezlerin üretim süresini kısalttığı, daha az iş gücü gerektirdiği ve çok az hata kaynağı oluşturduğu bildirilmiştir.^{147,20,148}

Literatürde Co-Cr ve titanyum alaşımlarının CAD-CAM frezleme tekniği ile üretilmesi sonucu nihai restorasyonlarda oluşabilecek döküm hatalarının en aza indiği

belirtilmiştir. CAD-CAM frezeleme tekniği ile aynı zamanda yumuşak yapıda olan Co-Cr alaşımlarının mum gibi frezelendiği daha sonra ise argon gazı ortamında sinterlenmesinin mümkün olduğu bildirilmiştir. Zor olan estetik vakalarda titanyum blokların istenilen renklere anotlanması sonucu CAD-CAM frezeleme yöntemi ile kişisel implant dayanakların üretimi mümkün olmaktadır. DMLS teknolojisi ile Co-Cr üretiminde döküm sırasında meydana gelen büzülme gibi zorlukların ortadan kalktığı ve frezeleme yönteminde görülen yüksek kuvvet uygulanması gibi durumların oluşmadığı, malzeme israfının olmaması ve bu durumun özellikle kıymetli alaşımlarda önemli olduğu belirtilmiştir.¹⁴⁹

Çalışmamızda Co-Cr ve titanyum alaşımları diş hekimliğinde hızla gelişmekte ve kullanılmakta olan CAD-CAM kazıma ve lazer sinterleme teknikleri kullanılarak elde edilmiştir.

5.1.3. Isıl İşlem Uygulaması

Lazer sinterleme teknolojisinde, ürünlerin oluşumunu takiben artık iç streslerin serbest bırakılması amacıyla ısıtılma işlemi uygulanmaktadır. Lazerle sinterlenmiş alaşımdaki artık iç gerilmenin, gerilimi oluşturduğu ve ürünün doğruluğunu etkilediği bildirilmiştir.^{150,151} Isıl işlem uygulanması ile oluşan bu artık gerilmeler serbest bırakılabilir, ancak mikro yapıda değişikliğin olduğu, ısıtılma işlemi sonrası lazer sinterlenmiş alaşımların mikro yapısı ve mekanik özellikleri üzerinde daha fazla inceleme yapılması gerektiği bildirilmektedir.¹⁴³ Çalışmamızda üreticinin belirttiği şekilde lazer sinterleme tekniği ile üretilen numunelere ısıtılma işlemi uygulanmıştır.

5.1.4. Numune Sayısı

Literatüre bakıldığında iyon salınımı, korozyon, yüzey sertliği ve mikroyapı incelenmesi için farklı sayılarda numune kullanıldığını görmekteyiz.

Xian-zhen Xin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada korozyon için 5, yüzey sertliği için 6, mikroyapı incelemesi için 1 tane örnek üzerinde çalışılmıştır.¹²¹

Yapılan farklı bir çalışmada yüzey sertliği değerlendirmesi için 5 adet numune kullanılmıştır.¹⁴⁴

Yun-Jung Choi ve arkadaşları Co-Cr alaşımını 3 farklı yöntemle elde etmişler ve yüzey sertliği ölçümünde 12 adet numune kullanmışlardır.¹⁴³

Yapılan bir diğer çalışmada Vickers hardness ölçümü için Co-Cr-Mo tozları ile iki ayrı SLM parametresi kullanılarak tip1 ve tip2 numunelerinden 3'er adet kullanılmıştır.¹⁵²

Souza ve arkadaşları ağız ortamını taklit eden farklı konsantrasyonlarda florür içeren yapay tükürük solüsyonunda saf titanyum ve Ti6Al4V alaşım numunelerinin elektrokimyasal davranışını incelemişler ve deneyler için 5 adet disk şeklinde numune kullanmışlardır.¹²²

Lucchetti ve ark. geleneksel döküm yöntemi ve CAD-CAM teknolojisi ile üretilmiş olan Co-Cr alaşımlarından kobalt, krom ve demir iyonlarının salınımını inceledikleri çalışmada 10 adet disk şeklinde numune kullanmışlardır.¹⁵³

Tuna ve arkadaşları içeriği farklı 8 Co-Cr alaşımının korozyon davranışını incelemek için her gruptan 4 adet numune elde etmişlerdir.¹²⁰

Çalışmamızda G*Power programı kullanılarak yapılan Power analizi sonucunda iyon salınımı için effect size d (etki boyutu):0.764 ve SD:41 alındığında Power:0.80 ve α :0.05 için tespit edilen örneklem sayısı her grup için minimum n:6 olarak saptandı.

5.1.5. Cilalama İşlemi

Dental restorasyonlarda, protezlerde ve dental implant sistemlerinde retantif alanların varlığının korozyon ürünlerinin birikimi için uygun yerler olduğu literatürde belirtilmiştir.^{154, 155, 156}

Çalışmamızda retantif alanların ortadan kaldırılması amacıyla literatüre uygun şekilde numunelerin cilalama işlemleri yapıldı.

5.1.6. Fusuyama Yapay Tükürük Solüsyonu

Literatürde baktığımızda elektrokimyasal element salınımı deneylerinde pH değerleri ve içerikleri farklı solüsyonların kullanıldığını görmekteyiz.^{157, 158, 139} Bizim bu çalışmada amacımız farklı materyallerde farklı üretim tekniklerinin korozyona olan etkisini incelemek olduğu için elektrolit solüsyonu olarak sadece Fusuyama yapay tükürük solüsyonunu tercih ettik. Daha sonraki çalışmalarda farklı üretim yöntemleri ve farklı korozyon ortamları oluşturularak korozyona olan etki değerlendirilebilir.

5.2. Bulguların Tatışılması

5.2.1. Sertlik ölçüm sonuçlarının değerdendirilmesi ve literatürle karşılaştırılması

Vickers sertlik değerdinin ölçümü bir alaşım sisteminin akma (yield) dayanımı hakkında bilgi edinmemizi sağlar ve alaşımın kompozisyonu, dayanımı ve mikroyapısı arasındaki ilişkilendirmede yardımcı olur.¹⁵⁹ Pratikte, sertlik değerdinin 125 kg/mm^2 den düşük olması alaşımın kendisinin aşınmaya meyilini artırırken, minenin sertlik derecesinden (340 kg/mm^2) daha yüksek değerdere sahip olması varolan dişlerin aşınmasına yol açabilmektedir.¹¹⁵ Bir restorasyonun uygun fonksiyon gösterebilmesi için çiğneme kuvvetleri karşısında sağlam, bükülmez/rijit ve uygun sertlikte olması gerekmektedir.¹⁶⁰ Alaşımın sahip olduğu sertlik okluzal kuvvetlere karşı koyabilmeli ancak karşıt dişleri aşındırmamalıdır.¹⁵ Sertlik, bir alaşımın okluzal yük altında lokal daimi deformasyona karşı koyma yeteneğinin iyi bir göstergesidir.¹¹⁵

Yapılan bir çalışmada döküm ve DMSL yöntemleri ile üretilen Co-Cr numunelerin Vickers sertlik ölçümleri DMSL örneklerinde ortalama olarak 439,84 HV iken geleneksel döküm yöntemi ile elde edilen örneklerde bu değerdler yaklaşık olarak 373,76 HV aralığında bulunmuştur.¹⁴⁴

Co-Cr alaşımlarının geleneksel döküm ve SLM teknikleri ile üretimi yapılan numunelerin vickers sertlik testinde SLM tekniğinde ortalama olarak 458,3 HV, döküm yönteminde ise ortalama olarak 384,8 HV bulunmuştur. İstatistiksel olarak bu fark anlamlı bulunmuştur.¹²¹

Co-Cr alaşım numunelerinin geleneksel döküm yöntemi, 3-D printing laser sinterleme ve CAD-CAM kazıma yöntemleri ile elde edilmesi sonucunda yapılan Vickers sertlik ölçümlerinde; en sert değerdler ortalama olarak 455,88 HV ile döküm grubunda daha sonra sırasıyla lazer sinterleme 413,10 HV ve CAD/CAM kazıma grubunda 243.40 HV olarak bulunmuştur.¹⁴³

Yapılan bir tez çalışmasında döküm Co-Cr, döküm Ni-Cr ve DMSL yöntemi ile elde edilen Co-Cr numunelerin Vickers sertlik değerdleri kıyaslandığında; döküm yolu ile elde edilen Co-Cr numunelerde ortalama sertlik değeri $279 \pm 1,6$ HV iken, döküm Ni-Cr örneklerde $180 \pm 1,4$ HV, lazer sinterizasyon yöntemi ile elde edilen Co-Cr örneklerde ise $379 \pm 1,6$ olarak bulunmuş ve üç grup arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir.¹⁶¹

Farklı enerji yoğunlukları ile üretilen 4 tane Ti6Al4V numunesinde mikro (100gr) ve makro (10 kg) sertlik ölçümleri değerlendirilmiştir. Enerji yoğunluğunun artmasıyla azalan porozite sonucunda sertliğin de arttığı, özellikle gözeneksiz bölgelerde mikroyoğunluk olarak % 99'dan daha yüksek parça yoğunluğuna sahip numuneler için değişmediği belirtilmektedir. Aynı zamanda SLM numunelerin sertliğinin işlem esnasında eriyik havuzun lazer ışını geçtikten sonra çok hızlı bir şekilde soğumasına bağlı olarak daha yüksek olduğu belirtilmektedir.¹⁶²

Çalışmamızda Vickers sertlik testi için numune yüzeylerine 4 farklı noktadan 10 sn boyunca 50 gr kuvvet uygulandı. Ölçüm sonuçları ortalama olarak; en yüksek 459,8 HV değeri ile titanyum sinterleme grubunu sırasıyla 394,9 HV değeri ile Co-Cr sinterleme grubu, 349 HV değeri ile Co-Cr kazıma grubu ve 289,6 HV değeri ile titanyum kazıma grubu takip etti. İstatiksel olarak gruplar arasında anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak belirlendi, buna göre gruplar arasında anlamlı bir fark bulundu. Anlamlılığın hangi gruplar arasında olduğunun tespiti için Bonferroni Düzeltmeli Mann Whitney U Test yapıldı ve anlamlılık düzeyi $p < 0.008$ olarak belirlendi. Buna göre titanyum sinterleme grubu diğer 3 gruptan anlamlı olarak farklılık ifade ederken, kobalt sinterleme grubunun Co-Cr kazıma ve titanyum kazıma grubuna göre anlamlı bir farklılık ifade ettiği görüldü. Co-Cr kazıma grubu ise titanyum kazıma grubuna göre anlamlı bir fark oluşturdu.

Üretim teknikleri ve gruplar arasında değerlendirme yapacak olduğumuzda sinterleme ile üretilmiş numuneler CAD-CAM kazıma teknolojisi ile üretilen numunelere göre daha sert yapı gösterdi. Titanyum alaşımı ise sinterlemede daha sert yapı gösterirken, CAD-CAM kazıma tekniğinde en düşük ölçümü verdi.

Literatüre bakıldığında Co-Cr ve Ti6Al4V alaşımının Vickers sertlik ölçümlerinin birbirlerinden farklı olduğu görülmektedir.^{143,144,121,163,161} Bizim çalışmamızın ve literatürde belirtilen sonuçlardaki farklılığın sebebi kullanılan alaşım blokların içeriklerinin farklı olmasından ve üretim parametrelerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

5.2.2. Korozyon sonuçlarının ve grafiklerin değerlendirilmesi ve literatürle karşılaştırılması

Metal alaşımlar, diş hekimliği kliniğinde uzun dönem ağızda kalan protezlerde kullanılmaktadırlar.¹⁶⁴ Bundan dolayı materyaller ağız içerisinde devamlı olarak

mukoza, tükürük, periodontal dokular ile temas halinde bulunmaktadır. Kullanılan bu alaşımların kimyasal ve fiziksel özellikleri ve biyokompatabilite ölçümleri hastaların güvenliği için önem arz etmektedir.¹⁶⁵ Oral kavite ortamı, tükürük, mikroorganizmalar ve pH değişikliklerinden dolayı korozyona özellikle yatkındır.¹⁵³ Korozyon esnasında açığa çıkan metal iyonları hastalarda ciddi hasarlara neden olabilmekte¹⁶⁶ alerjiler, oral lezyonlar, tuzlu veya metalik tat gibi sonuçlar doğurabilmektedir.¹⁶⁷ Metal dental proteze sahip hastaların tükürüklerinde belirli olarak metal iyon konsantrasyonlarında artışın olduğu görülmektedir.^{168, 169} Bunun nedeni ise tükürük, asidik bakteri plağı, pH daki değişimler, gıda ve içecek alımına bağlı olarak sıcaklığın değişmesi ve ilaç tedavileri sonucu oluşan değişiklikler olarak gösterilebilir.^{170,171} Alaşımın tipi, kimyasal yapısı, konsantrasyonu ve dokularla temas süresi ise bu süreçte etkili olmaktadır.^{172,173}

Korozyona direnç metalik biyomateryallerin sahip olması gereken en önemli özelliklerdendir.¹⁷⁴ Korozyon protezlerin bozulmasında ve aynı zamanda protezlerden potansiyel olarak toksik ve alerjik parçaların salınımında etkili olmaktadır. CpTi ve Ti6Al4V, korozyona karşı direnci yüksek materyaller olarak yüksek bir ilgiye sahiptir. Titanyumun korozyona dirençli olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur.^{36,37,38}

Titanyum oksit tabakası asidik koşullarda yok olabilmekte, bu da oral dokular için toksik olabilecek iyonların salınımına neden olmaktadır.^{175, 176} Oral çevrede koroziv maddeler olarak laktik asit, hidrojen peroksit, sitrik asit, hidroklorik asit, hidroflorik asit farklı konsantrasyonlarda birikebilmektedir. Cl⁻, F⁻ ve H⁺ dental materyallerde korozyon oluşturan ana ajanlardır.^{177,178} Tükürükte konsantre florürlü ajanların çözünmesi sonucu yüksek konsantrasyonlarda hidroflorik asit oluşabilmektedir. Önemli ölçüde F⁻ konsantrasyonu içeren solüsyonlar veya asidik florid solüsyonlarında hidroflorik asit 30 ppm in üzerinde olabilir ve titanyumun lokal korozyonunu desteklemesiyle Ti iyonlarının salınımına neden olabilir.¹⁷⁷

Titanyumun aşınması estetiğin bozulmasına, fiziksel özelliklerin bozulmasına veya inflamasyonda artışa neden olabilir.¹⁷⁹ Korozyonun şiddetli olması durumunda iyon salınımı sonucu dental implantların çevresinde renk değişimi ve enflamasyon görülebilir.¹⁸⁰ Dokulara salınan metalik iyonlar toksik, mutajenik ve/veya kanserojen reaksiyonları uyandırabilir.¹⁸¹

Titanyumun biyoyumluluğu ile ilgili yapılmış olan in vivo, in vitro ve hayvan deneyleri bulunmaktadır.¹⁸² Literatürde titanyuma ait korozyon ürünlerinin, oluşmakta

olan trabeküler kemikte ve implant çevresindeki kan damarlarında bulunabileceği, bunun yanı sıra sistemik dolaşım ile karaciğer, dalak ve abdominal lenf nodlarına dağıtılabilirliği belirtilmektedir.^{183, 184} Bunun yanı sıra titanyuma karşı alerjik reaksiyon geliştiğini gösteren çalışmalar da vardır.^{185,186} Literatürde titanyum iyon ve partiküllerinin sitotoksik olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur.^{187, 188}

Açık devre potansiyeli (OCP) taraması volt materyalin zamana karşı potansiyel değişiminin izlenmesidir. Açık devre potansiyeli alaşımın belli bir çevrede oluşan kendi potansiyelidir ve yıkıcı değildir.⁴⁴ Çalışmamızda OCP her bir alaşım için kararlı hale gelene kadar yaklaşık olarak 3 saat devam ettirildi. OCP değeri bizim pasif oksit tabakanın zaman içerisinde göstermiş olduğu dayanıklılığı hakkında bilgi sahibi olmamızı sağlamaktadır. Bu bilgi ışığında ise dental alaşımın ağız ortamında herhangi bir etki olmaksızın nasıl bir davranış sergileyeceği tahmin edilebilir. Pasif oksit tabakanın stabilitesi ise korozyon direnci için olumlu bir özelliktir. OCP analizinde iki parametre önemlidir: Birinci parametre grafikte eğri ne kadar yüksek değer gösterirse korozyon direncinin o kadar yüksek olacağıdır. Negatif değerler için de eğrinin sıfır noktasına yakın olması korozyon direncinin yüksek olacağı anlamına gelmektedir. Diğer önemli parametre ise uzun süreli sabit potansiyelin izlenmesi metal alaşımın çözünmeye olan mukavemetini göstermektedir. 3 saatlik zaman periyodunda dört grupta stabil plato görüntüsüne kavuşmuştur. OCP değerini devreden akım geçmediği zaman numune yüzeyinin sahip olduğu potansiyel olarak tanımlanmak da mümkündür. OCP değerinin yüksek (pozitif) değerde olması malzemenin korozyona direncinin yüksek olduğunu gösterir. Çalışmamızda CAD-CAM Co-Cr frezeleme grubu en yüksek (en soy davranış) potansiyeli gösterirken, en düşük değer (aktif davranış) titanyum lazer sinterleme grubunda görüldü. İstatistiksel değerlendirmede $p < 0.05$ anlamlılık düzeyine göre gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulundu. Gruplar arasında anlamlılık düzeyi $p < 0.008$ e göre; titanyum sinterleme grubu diğer üç gruptan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunurken, titanyum kazıma grubu Co-Cr kazıma ve titanyum kazıma gruplarından, kobalt sinterleme grubu ise kobalt kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulundu.

Sonuç olarak Co-Cr ve Ti6Al4V alaşımları üretim tekniklerine göre değerlendirildiğinde CAD-CAM teknolojisi ile üretilen numunelerin potansiyeli lazer sinterleme ile üretilenlerden daha yüksek bulundu. Gruplar arası değerlendirmede ise

Co-Cr numuneleri Ti6Al4V alaşım numunelerinden daha yüksek potansiyel gösterdi. Buna göre Co-Cr numuneleri her iki üretim teknolojisiyle titanyum numunelerine göre daha yüksek korozyon direnci sergilemiştir. CAD-CAM frezeleme tekniği ile üretilen örneklerin ise lazer sinterleme ile üretilen örneklerden korozyona karşı daha dirençli olduğunu söylemek mümkündür.

Tafel eğrilerinde, uygulanan dış akım belirli bir değere eriştikten sonra eğriler lineer hale gelmektedir. Gerilim ile uygulanan akımın logaritmasının lineer değiştiği bu bölgelere Tafel bölgesi denir.

Tafel doğrusu korozyon hızının belirlenmesinde kullanılır. Korozyona uğrayan elektrotta anodik ve katodik reaksiyonlar elektrot yüzeyinde aynı anda yürürler. Bu durumda elektrot potansiyeli bir karma potansiyel değerine (V_{corr} veya E_{corr}) erişir. Bu potansiyele karşı gelen akıma da korozyon akımı (I_{corr}) denir. Tafel Ekstrapolasyonu yönteminde korozyona uğrayan metal için anodik ve katodik Tafel doğruları elde edilir ve bunların doğrusal kısımları uzatılarak kesim noktalarından korozyon hızı I_{corr} ve korozyon potansiyeli E_{corr} bulunur. Belirlenen bu korozyon akımı, metalin korozyona uğrama hızına eşit alınır. Tafel eğrileri bir malzemenin belirli bir korozif ortamda elektrokimyasal korozyon hızı hakkında kalitatif ve kantitatif bilgiler verir. V_{corr} değeri malzemelerin elektrokimyasal korozyon hızları hakkında kantitatif bilgi verir. V_{corr} değerinin pozitif değer olarak yüksek olması bu malzemenin soy olduğu ve elektrokimyasal korozyon yatkınlığının az olduğunu göstermektedir. V_{corr} değeri daha büyük olan malzemenin elektrokimyasal korozyon direncinin daha yüksek olduğunu söyleyebiliriz. I_{corr} değeri malzemelerin elektrokimyasal korozyon hızları hakkında bilgiler verir. I_{corr} değerinin büyük olması malzemenin elektrokimyasal korozyon hızının büyük olması anlamına gelir. Korozyona uğrayan metal için anodik ve katodik bölgelerin doğrusal kısımları uzatılarak kesişim noktası bulunur. Kesişim noktalarından korozyon hızı I_{corr} (x eksenini kestiği nokta) ve y eksenini kestiği noktada korozyon potansiyeli V_{corr} (veya E_{corr}) bulunur.¹⁰⁸

Örneklerin Tafel testleri ile bulunan korozyon parametrelerine baktığımızda en yüksek potansiyel değeri ile en düşük akım yoğunluğu değeri CAD-CAM frezleme Co-Cr grubunda görüldü. En düşük değerdeki potansiyel ve en yüksek akım yoğunluğu ise titanyum lazer sinterleme grubunda görüldü. İstatiksel olarak grupların V_{corr} ölçümleri değerlendirildiğinde $p < 0.05$ anlamlılık düzeyine göre gruplar arasında anlamlı bir fark

bulundu. $p < 0.008$ anlamlılık düzeyine göre; titanyum sinterleme grubunun V_{corr} düzeyi, kobalt kazıma, kobalt sinterleme ve titanyum kazıma gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulundu. Titanyum kazıma grubunun V_{corr} düzeyi, kobalt kazıma ve kobalt sinterleme gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulundu. Kobalt sinterleme grubunun V_{corr} düzeyi, kobalt kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulundu.

Grupların I_{corr} düzeyleri istatistiksel olarak $p < 0.05$ anlamlılık düzeyine göre farklılık göstermektedir. Buna göre; kobalt kazıma grubunun I_{corr} düzeyi, titanyum kazıma ve titanyum sinterleme gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulundu ($p_1:0.004$; $p_2:0.004$; $p < 0.008$). Diğer gruplar arasında I_{corr} düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.008$).

Alaşımları kendi aralarında değerlendirdiğimizde CAD-CAM ile üretilen numunelerin akım yoğunluğu değerleri lazer sinterleme ile üretilen numunelerden bir miktar daha düşük bulundu. Bununla birlikte her iki grup değerlendirildiğinde ise Co-Cr grubu Ti6Al4V alaşım grubuna göre daha düşük akım yoğunluğu sergilemiştir.

Lazer sinterleme yöntemiyle üretilen numunelerin CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş numunelerle kıyaslandığında, CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş numunelerin nispeten hatasız bir mikroyapı, en düşük miktarda mikrogözenek en düşük miktarda mikroçatlak bulundurması elektrokimyasal korozyon hızlarında görülen farklılığı doğrulamaktadır.

OCP ölçümleri ve değerlendirmeleri yüzey malzemesinin korozyona ve pasifleşmeye olan eğilimini ortaya koymaktadır. Korozyon oranının değerlendirilmesi ise potansiyodinamik polarizasyon eğrilerinin ve empedans spektrumlarının analizini gerektirmektedir.¹²²

Yapılan bir çalışmada metalik malzemelerin korozyonu iyon salınımına göre 3 sınıfa ayrılmıştır.¹⁸⁹

Sınıf I: Haftada $10 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ veya daha az

Sınıf II: Haftada $10-100 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ veya daha az

Sınıf III: haftada $100-1000 \mu\text{g}/\text{cm}^2$

Bu çalışmaya dayanılarak sınıf III alaşımlarının yüksek iyon salınımı nedeniyle hastalarda olumsuz bir biyolojik yanıt oluşturabileceği söylenebilmektedir. Bununla birlikte, Al iyonlarının salınımı toksik bir element olarak kabul edilirken, V iyonları mutajenik ajan olarak kabul edilmektedir.^{190, 189} Ayrıca bazı çalışmalarda α - fazının Al ile zenginleştirilmesinin pasifliğe zarar verebileceğinden ve dolayısıyla Ti alaşımlarının korozyon direncini azaltabileceğinden bahsedilmiştir.^{190,154,191}

Literatürde Ti alaşımlarına olumlu anlamda mekanik özellikler kazandıran Al ve V iyonlarının salınımının pasif film tabakasının çözülmesinde etkili olduğu belirtilmiştir.¹⁹⁰

Monofazik alaşımlara sahip olan baz metal alaşımlara sahip diş protezleri çok fazlı alaşımlara kıyasla daha az sitotoksiktir ve insan hücrelerindeki büyümeyi daha az inhibe etmektedir.^{168,192} Literatürde Co-Cr alaşımlarının, Cr oranının ağırlıkça 25% ten fazla olması dolayısıyla iyi mekanik ve biyolojik özellikler sergilediği ve yüksek korozyon direncine sahip olduğu belirtilmektedir.¹⁹³ Krom elementinin 50-200 mg/gün dozlarında alımı insan metabolizması için önem arz ederken, vücut ağırlığı dikkate alınarak belirlenen 50-70 mg/kg doz seviyesi öldürücü olabilmektedir.^{194,195}

Vanadyum, alüminyum, kobalt, krom ve nikel gibi partiküllerin yüksek konsantrasyonlarda sitotoksik olduğu ve kobaltın hücre ölümüne neden olduğu belirtilmektedir.^{196,197}

Çalışmamızda metal iyon salınımları ve ağırlık kaybı ölçümleri yapay vücut sıvısı içerisinde statik daldırma testleri ile incelenmiştir. Alaşım elementi ilavesinin korozyon direncine etkisi incelenmiştir. Metal iyon salınım değerleri insan vücudu için olan limit değerlerin altında olup, toksik etkiye neden olacak seviyede değildir. Gruplar arasında ağırlık değişim yüzdeleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.05$). Titanyum sinterleme grubunun ağırlık değişimi yüzdesi, kobalt kazıma, kobalt sinterleme ve titanyum kazıma gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p < 0.008$). Titanyum kazıma grubunun ağırlık değişimi yüzdesi, kobalt kazıma ve kobalt sinterleme gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p < 0.008$). Kobalt sinterleme grubunun ağırlık değişimi yüzdesi ise, kobalt kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p < 0.008$). Ağırlık değişimi üretim teknikleri açısından değerlendirildiğinde CAD-CAM kazıma

grubunda daha düşük, alaşım grupları değerlendirildiğinde ise Co-Cr grubunda daha düşük görüldü.

Çalışmamızda Ti, Al, V ve Co, Cr element salınım ölçümleri endüktif olarak eşleşmiş plazma kütle spektrometresi, ICP-MS (Thermo Scientific) kullanılarak yapıldı. Buna göre metal iyon salınımları incelendiğinde Co-Cr alaşımı için; kobalt sinterleme grubunun Co salınım miktarının, kobalt kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu görüldü ($p<0.05$). Kobalt sinterleme grubunun Cr salınım miktarının ise, kobalt kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu tespit edildi ($p<0.05$).

Ti6Al4V alaşımı için sonuçlara baktığımızda ise; titanyum sinterleme grubunun Ti salınım miktarının, titanyum kazıma grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulundu ($p<0.05$). Titanyum kazıma ve titanyum sinterleme grupları arasında Al ve V salınım miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). İncelenen elementler için metal iyon salınım değerleri ilgili elementler için toksik seviyelerin altında bulundu. Her iki grupta da CAD-CAM frezleme tekniğinin lazer sinterleme tekniğinden daha düşük değerler sergilediği görülmektedir.

Lazer sinterleme yöntemiyle üretilen numunelerin CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş numunelerle kıyaslandığında, CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş numunelerin nispeten hatasız bir mikroyapı, en düşük miktarda mikrogözenek en düşük miktarda mikroçatlak bulundurması metal iyon salınım ve ağırlık değişimi hızlarında görülen farklılığı doğrulamaktadır. Yapay vücut sıvısı içerisinde gerçekleştirilen statik daldırma testleri sırasında numune yüzeyinde oluşan apatit-benzeri beyaz çökeltiler alaşımın in vivo biyoaktivite göstereceğinin bir göstergesidir.

Farklı F konsantrasyonları içeren saf titanyum ve Ti6Al4V numunelerinin karşılaştırıldığı çalışmada potansiyostat yardımıyla elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) gerçekleştirilmiş olup, potansiyodinamik polarizasyona bağlı olarak çözeltilerdeki iyon salınımı, indüktif olarak bağlanmış plazma kütle spektrometresi (ICP-MS) cihazı ile analiz edilmiştir. Deneyler ağız boşluğunun normal sıcaklığını simüle eden bir termostatik su banyosunda 37 °C de yapılmıştır. Yapay tükürük olarak Fusuyama soluyonu kullanılmış, florürsüz (pH:5,5), 20 ppm F (pH:5,5), 30 ppm F (pH:5,5) , 227 ppm F (pH:5,5) ve 12.300 ppm F (pH:6,5) ilave edilerek farklı

konsantrasyonlar elde edilmiştir. Testler 1, 24, 48, 120 ve 168 saat aralıklarla izlenmiştir. Bu çalışmanın OCP sonuçlarına baktığımızda saf titanyum 1.5 saat daldırma sonrasında florürsüz solüsyon, 20 ppm ve 30 ppm F içeren solüsyonlarla yaklaşık olarak -0.4 V değeri ile benzer sonuçlar vermiştir. Ti6Al4V ise aynı durumda florürsüz solüsyonla 30 ppm F içeren solüsyonla yine -0.4 V değeri ile benzer sonuçlar vermiştir. Ancak 12,300 ppm F içeren solüsyonun stabilize olması her iki grupta 2 saat sonra ciddi bir düşüş ile -1.2 V değeri ile olmuştur. OCP değerleri EIS testlerinden önce 7. günün sonunda tekrar değerlendirildiğinde ise saf titanyum numunesinin 12,300 ppm F solüsyonunda 7 gün sonra -0.85 ± 0.02 V değerle stabil olduğu görülürken, Ti6Al4V numunelerinin aynı solüsyonda -0.6 V değerle 48 saat sonra stabil olduğu görülmüştür. Diğer solüsyonlarda ise 7 gün sonunda yaklaşık -0.3 V değerle benzer sonuçlar görülmüştür. Literatürde OCP ölçümlerinin test ortamına ve daldırma sürelerine bağlı olduğu belirtilmektedir.¹²² Yine literatüre dayanarak düşük pH ile yüksek F içeren solüsyonların titanyumun kimyasal aktivitesinde artışa neden olduğu söylenebilir.^{198,199}

Çalışmamızda farklı üretim yöntemleri ile elde etmiş olduğumuz Ti6Al4V numunelerinin pH 5.5 de oda sıcaklığında yaklaşık olarak 3 saat boyunca OCP ölçümleri yapıldı. Solüsyon içeriği yapılan çalışma ile aynı olup (fusuyama yapay tükürük solüsyonu) içeriğine F ilavesi yapılmadı. Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlarla bu çalışmanın sonuçlarını karşılaştırdığımızda florürsüz, 20 ppm F içeren ve 30 ppm F içeren solüsyonla benzer sonuçlar alındığı görülmektedir. pH ların aynı değerde olması dikkate alınarak düşük F konsantrasyonunun ve oda sıcaklığının OCP değeri üzerinde ciddi bir etki oluşturmadığı söylenebilir. Çalışmamızda solüsyon içeriği ve ortam şartlarından ziyade üretim şekillerinin korozyon üzerine olan etkisini incelediğimizden daha az parametre ile ölçümleri gerçekleştirdik.

Ölçüm sonuçlarına bakacak olursak çalışmamızda lazer sinterleme ile elde edilen numunelerin OCP değerleri diğer üretim yöntemleri ile elde edilmiş numunelerden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p < 0.008$).

Bizim çalışmamızda yaklaşık olarak 15. dakikadan itibaren numunelerin OCP değerleri stabilize olmuştur.

SLM ve döküm yöntemi ile elde edilen Co-Cr numunelerin pH 7 olan yapay tükürük solüsyonunda potansiyodinamik testlerle yapılan korozyon akımı (I_{corr}) ve

polarizasyon direnci (R_p) ölçülmüştür. Numunelerin korozyon özelliklerinin karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.¹²¹

Yapılan bir çalışmada döküm, CAD-CAM frezeleme ve lazer sinterleme teknikleri ile üretilen Co-Cr numunelere krom, kobalt ve demir iyon salınımlarının değerlendirilmesi amacıyla 3 farklı Ph ortamında ve *Eikenella corrodens* bakterisinin varlığında korozyon testi uygulanmıştır. 15 ve 30 gün olarak yapılan ölçümler sonucunda en fazla salınımın 30 gün sonra döküm alaşımında olduğu görülmüş, asidik koşullar altında döküm alaşımı haricinde, bakterilere maruz kaldıktan sonra bile önemli farklılıklar bulunmadığı belirtilmiştir.¹⁵³

Tuna ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada¹²⁰ 8 farklı içeriği olan Co-Cr alaşımının CAD-CAM frezeleme, lazer sinterleme ve döküm yöntemi ile elde edilerek korozyon davranışları incelenmiştir. Cila işleminden sonra numuneler 37 °C de pH değeri 5.3 olan yapay tükürük solüsyonunda (Fusayama-Meyer) atmosfere açık ortamda bekletilmiştir. Tüm örnekler elektrokimyasal empedans spektroskopisine (EIS) tabi tutulmuştur. Daha sonra ise iyon salınımı ICP-MS yardımıyla ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre Co-Cr alaşımlarının korozyon dirençlerinin farklı üretim yöntemlerinden etkilendiği belirtilmiştir. Korozyon akımı verilerinin karşılaştırılması, frezeleme ve lazer sinterleme yöntemleri arasında istatistiksel olarak önemli bir fark olmadığını gösterirken; döküm yönteminin diğer 2 teknikle kıyaslandığında anlamlı derecede farklı olduğu görülmüştür. Yöntemler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değilken, malzeme grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu çalışmada bir malzemenin iyon salımı ile korozyon derecesi arasında genellikle doğrusal bir ilişki olduğu varsayıldığı; ancak bu varsayımın yalnızca aynı malzemeler için geçerli olduğu, bazı malzemelerin daha fazla korozyona maruz kalsa da, ortama daha az iyon sızdığı; bunun nedeninin ise malzeme yüzeyine yapışan ve pasif tabaka oluşturan korozyon ürünleriyle ilgili olduğu belirtilmiştir. Farklı içeriklere ve mikro yapılara sahip malzemelerin korozyon direncinin değerlendirilmesinde, ortamdaki iyon salınımının dikkate alınmasının doğru olmadığı vurgulanmıştır. Aynı yöntemle üretilen Co-Cr numunelerinin korozyon direnci açısından birbirinden farklı olduğu bulunmuş, bu farklılıklar, alaşım bileşimlerindeki varyasyonlarla bağlantılı olabileceği belirtilmiştir. Deney sonuçlarına göre frezeleme ve lazer sinterlemenin, geleneksel döküm örneklerinden daha yüksek korozyon direncine sahip olduğu

belirtilmiştir. Bizim çalışmamıza baktığımızda Co-Cr alaşımlarının içeriklerinde farklılıklar varken, Ti6Al4V alaşımının benzer içerikte olduğu görülmektedir. Yapılan bu çalışmada CAD-CAM frezeleme yöntemi ile elde edilen numunelerin OCP değeri -0.380 V olarak ölçülürken bizim çalışmamızda bu değer ortalama olarak -0.1 V olarak ölçüldü. Bu farklılık çalışmada belirtilen içerik farklılığının korozyon üzerindeki değişkenliğini doğrular niteliktedir. Lazer sinterleme yöntemi ile üretilen numunelere baktığımızda hem kullanılan tozun hem de üretimi gerçekleştirilen cihazın aynı firmaya ait olduğu olduğu ancak üretim parametreleri ile ilgili olarak detaylı bilgi verilmediğini görmekteyiz. OCP değerleri açısından karşılaştırdığımızda -0.260 V olarak bulunan değer bizim çalışmamızda -0.2 V olarak ölçülmüştür. Bir malzemenin yüksek korozyon akımı, düşük korozyon direncine sahip olduğu anlamına gelirken, düşük korozyon akımı, malzemenin yüksek korozyon direncine sahip olduğu anlamına gelmektedir. Korozyon akım değerlerini karşılaştıracak olursak çalışmamızda CAD-CAM frezeleme yöntemi ile elde ettiğimiz numunelerin I_{corr} değerinin 6×10^{-5} A/cm² iken, lazer sinterleme ile elde edilen numunelerin I_{corr} değerinin 4×10^{-5} A/cm² olduğu görülmekte ve istatistiksel olarak bu fark anlamlı kabul edilmektedir ($p < 0.018$). Bu çalışmanın sonucunda ise I_{corr} değerleri frezeleme grubunda 1.731×10^{-5} A/cm², iki farklı alaşım içeriği ile üretilen lazer sinterleme grubunun birinde 1.688×10^{-5} A/cm², diğer lazer sinterleme grubunda ise 2.238×10^{-5} A/cm² olarak ölçülmüştür. Yöntemlerin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken, malzeme grupları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir ($p < .05$). Bizim çalışmamızla yapılan çalışma arasındaki farklılığın nedeninin üretim parametreleri, ortam şartları ve kullanılan malzeme içeriğinden kaynaklı olabileceği kanaatindeyiz.

Mutlu-Sagesen ve arkadaşları yaptıkları çalışmada en yüksek Ti salınımını pH 2.3 te yapay tükürük solüsyonunda, en düşük Ti salınımını ise pH 7.3 te % 0.9 salin solüsyonunda bularak alaşımlardan iyon salınımında pH'nın etkili olduğunu belirtmişlerdir.²⁰⁰

Yapılan bir çalışmada Co-Cr alaşım numuneleri geleneksel döküm yöntemi, frezeleme, lazer sinterleme ve yumuşak metal frezeleme yöntemleri ile elde edilerek numunelerin iyon salınımları ve çeşitli özellikleri incelenmiştir. Statik daldırma testi ile yapılan iyon salınım deneylerinde örneklerin borosilikat cam içerisinde 0.1 M laktik asit ve 0.1 M NaCl içeren solüsyonda 37 °C de 7 gün boyunca bekletilmesi sonucu Co, Cr

ve Mo iyon salınımları ölçülmüş ve gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiştir.²⁰¹

Bizim çalışmamızda ise gruplar arasında Co ve Cr iyonlarının salınım değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur, bunun nedeninin ise alaşım tozu içeriği farklılığı ve üretim parametrelerinden kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz.

Vandenbroucke ve ark. yaptıkları çalışmada SLM tekniği ile üretilen Ti6Al4V ve Co-Cr alaşım numunelerini pH değeri 2.3 olan 0.1 mol/l sodyum klorid ve laktik asit içeren korozyon solüsyonunda 14 gün süresince korozyon testine tabi tutulmuşlardır. Solusyon 1, 2, 7 ve 14. günlerde değiştirilmiş ve ICP-OES (Inductively Coupled Plasma-Optic Emission Spectrometry analysis) yöntemiyle iyon salınım değerleri analiz edilmiştir. Çalışmanın sonucunda az miktarda krom ve molibden tespit edildiği, Al ve V iyonlarının ise Ti a göre çok az salınım gösterdiği tespit edilmiştir. Korozyonun neredeyse tamamen yüzeyden etkilendiği belirtilmiştir. SLM test numunelerinin döküm numunelere göre daha düşük emisyon göstermesi ise sinterleme ile daha homojen yapının elde edilmesi, gözeneklerin daha az olması ve daha ince bir mikroyapıya sahip olması ile ilişkilendirilmiştir. Ti6Al4V alaşımının ise içerdiği Al un pasifleştirme davranışı sayesinde saf titanyuma göre korozyona daha dirençli olduğu belirtilmiştir.¹⁶²

Yapılan bir tez çalışmasında seçici lazer sinterizasyon yöntemi ile elde edilen Co-Cr örneklerin korozyon direnci, iyon salınımı ve biyouyumluluğu, geleneksel döküm yöntemi ile elde edilen Ni-Cr ve Co-Cr alaşımları ile karşılaştırılmış, elektrokimyasal korozyon testi sonuçları lazer sinterizasyon yönteminin alaşımın korozyon direncini arttırdığını ve iyon salınımı azalttığını göstermiştir. Elektrokimyasal testler için elektrolit olarak Fusayama ve Meyer tarafından tarif edilen 37 °C sıcaklıktaki ve pH değeri 4,9 olarak belirlenen Fusayama yapay tükürük solüsyonu kullanılmıştır. Deney sonucunda döküm Co-Cr grubunda (0.369 ppm) Co salınımı, lazer sinterize Co-Cr grubundan (0.312 ppm) daha yüksek kaydedilmiştir ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.²⁰²

Padros ve ark. Co-Cr alaşımından CAD-CAM frezeleme, döküm ve lazer sinterleme yöntemleri ile elde edilen numunelerin korozyon ve iyon salınımlarını incelemiştir.²⁰³ Elektrolit solüsyon olarak 37 °C sıcaklıkta pH 6.7 değerinde yapay tükürük solüsyonu kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda en yüksek OCP değerini yani en soy davranışı CAD-CAM frezeleme grubu sonrasında lazer sinterleme grubu

göstermiştir. Yine en yüksek potansiyel ve en düşük akım yoğunluğu CAD-CAM frezeleme yönteminde görülmüş bunu lazer sinterleme yöntemi takip etmiştir. İyon salınım değerlerine bakıldığında ise Cr iyon salınımı Co iyon salınımindan oldukça düşük bulunmuş bu da Cr-oksit tabakasından kaynaklandığı belirtilmiştir. Aynı zamanda bu filmin kararlılığının ve homojenliğinin üretim yöntemleri ile oluşturulan mikroyapıya bağlı olduğu belirtilmiştir. Diğer yandan Co ve Cr iyonlarının salınımının üretim yöntemine bağlı olarak değişiklik gösterdiği, döküm numunelerinde en yüksek salınımın olduğu bunu sırayla lazer sinterleme yönteminin ve CAD-CAM frezeleme yönteminin takip ettiği tespit edilmiştir. Bu sonuç ise hem döküm hem de lazer sinterlenmiş Co-Cr numunelerin homojen yapıda olmamasından kaynaklanmasına, kimyasal heterojenliğin iyonların bozunmasına ve çözünürlüğünü desteklemesine dayandırılmıştır. CAD-CAM frezeleme yöntemi ile elde edilen yapılarda porozite gibi defektlerin ve büzölmelerin olmaması gibi optimal üretim sonuçlarının görülmesinden dolayı diş restorasyonlarının elde edilmesi için en uygun üretim yöntemi olduğunun düşünülebileceği sonucu çıkartılmıştır. Bizim çalışmamızın sonuçları da yapılan bu çalışmanın sonuçları ile paralellik göstermekte, gerek korozyon gerek iyon salınım deneyleri sonrasında her iki materyal grubu için CAD-CAM frezeleme yöntemi daha üstün özellikler ortaya koymaktadır.

Korozyon ve iyon salınımı deneyleri birçok parametreden etkilenmektedir. pH farklılıkları, materyalin komponent içerikleri, üretim şekilleri ise bu parametrelerden bazılarıdır.^{201,204} Çalışmamızın sonuçlarını literatürle karşılaştırmak istediğimizde aynı veya benzer çalışmaların çok fazla olmadığı görülmektedir. Literatüre bakıldığında çalışmamızla benzer koşullarda lazer sinterleme ve CAD-CAM frezeleme yöntemlerinin Ti6Al4V ve Co-Cr alaşımlarının koroziv özellikleri üzerinde yapılan bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu durum ise çalışmamızı özgün kılmaktadır. Diş hekimliği materyalleri uzun dönem ağız ortamında kaldıklarından koroziv özellikleri önem taşımaktadır. Materyallerin iyon salınımları toksik etkiler oluşturabilmekte ve insan sağlığı için tehlikeli olabilmektedir. Uzun süredir kullanılmakta olan geleneksel döküm yöntemine kıyasla lazer sinterleme ve CAD-CAM frezeleme yöntemleri birçok avantaja sahiptir.^{4,21,90}

Çalışmamızda kullanılan materyal ve üretim yöntemlerinin korozyona etkisinin değerlendirilmesi sonucunda Co-Cr materyalinin CAD-CAM frezeleme yöntemiyle

üretimi üstün bulunmuştur. Bu sonucun hekimlerin materyal ve yöntem seçimlerinde etkili olacağı kanaatindeyiz. Ancak farklı ortam ve koşullarda in vivo ve in vitro deneylerin yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

5.2.3. SEM Sonuçlarının Değerlendirilmesi ve Literatürle Karşılaştırılması

Çalışmamızda numunelerin mikroyapıları taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yüksek büyütme (1000x) ve düşük büyütme (200x) olacak şekilde araştırılmıştır. Numunelerin genel olarak yeterli bir sinterlenmeye uğradıkları görülmüştür. SEM görüntülerinin incelenmesinde titanyum alfa fazı açık renkli alanları oluştururken titanyum beta fazı koyu renkli alanları oluşturmaktadır. CAD-CAM frezeleme tekniği ile üretilen numunelerde lazer sinterleme tekniği ile elde edilen numunelere göre daha az mikrogözenek ve mikroçatlak görülmesi CAD-CAM frezeleme tekniğinin daha hatasız bir mikroyapı sergilemesi sonucunu ortaya koymuştur. Korozyon testi sonuçları da CAD-CAM frezeleme yöntemi ile üretilen numunelerin lazer sinterleme tekniği ile üretilen numunelere göre daha iyi davranış sergilediğini göstermektedir. Bu bağlamda SEM sonuçları ile korozyon testi sonuçları paralellik göstermektedir. Bunun yanı sıra her iki üretim yöntemi için de Co-Cr alaşımı Ti6Al4V alaşımından korozyon açısından daha üstün sonuçlar sergilemiştir. SEM görüntülerine baktığımızda ise yüksek büyütmede görüntüler arasında çok fark izlenmezken, düşük büyütmede CAD-CAM frezeleme yönteminde daha fazla kavitasyon alanları görülmektedir. Bu alanların küçük boyutlarda olanlarını pitting korozyonu olarak yorumlarken daha büyük olanların ise malzemede görülebilen gözenekli yapı, üretim sırasında oluşabilecek hatalar veya safsızlık olabileceği kanısındayız. Nitekim bu alanların varlığı yine de numunelerin iyi olan korozyon özelliklerini doğrular niteliktedir.

Literatürde lazerle sinterlenmiş Co-Cr alaşımlarının küçük partikül ve hızlı kaynaşma sebebiyle ince bir mikroyapı sergilediği ortaya konmuştur.¹⁶¹

Geleneksel döküm yöntemi ve SLM yöntemi ile elde edilen Co-Cr alaşımlarının incelenmesi sonucunda SLM numunelerin yüzeyinin daha düzenli ve homojen olduğu aynı zamanda daha sert olduğunu gösterilmiştir. Diş hekimliği kliniğinde farklı alanlarda kullanım için daha fazla ve derinlemesine çalışmaların yapılması gerektiği vurgulanmıştır.¹²¹ Farklı bir çalışmada mikroyapının ne kadar homojen olursa yüzeyin de o ölçüde sert olacağı belirtilmiştir.¹⁹⁵

Geleneksel dökme ve CAD-CAM frezeleme teknolojisi ile karşılaştırıldığında, lazerle sinterlenmiş Co-Cr alaşımlarının, diş kliniklerinin taleplerini karşılayan uygun yüzey sertliği, çekme mukavemeti ve homojen mikroyapı sergilediği bildirilmiştir. Restorasyon üretim maliyetlerinin aynı anda çok sayıda üretim yapılabilmesiyle azaltılabileceği vurgulanmıştır.¹⁴³

Yapılan bir tez çalışmasının sonuçlarından biri olarak; mikroyapı yönünden döküm Co-Cr ve Ni-Cr alaşımların, literatür ile uyumlu beklenen mikroyapıları sergilerken SLS ile üretilen Co-Cr alaşımı sinterizasyon katmanlarının açıkça görülebildiği kendine has mikroyapı sergilediği ortaya çıkmıştır.¹⁶¹

Yapılan bir çalışmada 3 farklı üretim yöntemi (lazer sinterleme, CAD-CAM frezeleme, geleneksel döküm yöntemi) kullanılarak üretilen Co-Cr örneklerin korozyon sonrasında ve hidroklorik asit / hidrojen peroksit (80:20, v/v)'e 30 saniye boyunca tabi tutulması sonrasında SEM görüntüleri incelenmiştir. CAD-CAM ve lazer sinterleme gruplarının numunelerinin yüzeylerinin dağlama işleminden neredeyse hiç etkilenmediğini görülmüştür. Döküm numuneler ise asit uygulamasından daha fazla etkilenmiş ve daha heterojen bir yapı sergilemiş, belirgin şekilde asit erozyonu gözlemlenmiştir.²⁰⁵

Çalışmamızın SEM bulguları her iki üretim tekniği için de korozyon sonuçlarını doğrulamakta ve literatürle karşılaştırıldığında benzer sonuçlar elde edildiği görülmektedir.

Bu çalışmanın sınırlayıcı faktörleri göz önünde bulundurularak mevcut çalışmadan şu sonuçlar çıkarılabilir.

- 1- Vickers sertlik testi sonuçları Ti6Al4V ve Co-Cr alaşımları için üretim yöntemleri dikkate alındığında lazer sinterleme tekniği CAD-CAM frezeleme tekniğinden daha iyi sonuçlar verdi.
- 2- Vickers sertlik testi sonuçları materyal olarak değerlendirildiğinde ise lazer sinterleme üretim tekniği için Ti6Al4V alaşımı daha yüksek sonuçlar verirken CAD-CAM frezeleme ile üretim tekniği için Co-Cr alaşımı daha yüksek sonuçlar verdi.

- 3- Örneklerin korozyon özellikleri materyal olarak değerlendirildiğinde Co-Cr alaşım numuneleri Ti6Al4V alaşım numunelerinden daha iyi koroziv özellik gösterdi.
- 4- Örneklerin korozyon özellikleri üretim yöntemi olarak değerlendirildiğinde CAD-CAM frezeleme sistemi ile üretilen numuneler lazer sinterleme sistemi ile üretilen numunelerden daha iyi sonuçlar verdi.
- 5- Grupların ağırlık değişimlerine bakıldığında, Ti6Al4V grubu ve Co-Cr grubu için lazer sinterleme grubunda daha fazla ağırlık değişimi görüldü.
- 6- İyon salınım testi sonuçlarına göre Ti6Al4V ve Co-Cr grubunda lazer sinterleme yönteminde daha fazla iyon salınımı görüldü.
- 7- SEM bulgularının korozyon testi sonuçlarını doğruladığı görüldü.
- 8- CAD-CAM frezeleme tekniği ve Co-Cr alaşımı Vickers sertlik testi dışında tüm deneylerde lazer sinterleme tekniğinden daha iyi sonuçlar verdi.

Klinik kullanımı yaygın olan bu materyallerin seçiminde çalışmamızın sonuçlarının rehber olabileceği kanısındayız. Bununla birlikte farklı ortam ve koşullarda in vitro ve in vivo çalışmaların yapılması materyal ve üretim yönteminin seçimi açısından yol gösterici olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Huang, Z., Zhang, L., Zhu, J. & Zhang, X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J. Prosthet. Dent.* (2015) doi:10.1016/j.prosdent.2014.10.012.
2. Pimenta, M. A., Frasca, L. C., Lopes, R. & Rivaldo, E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J. Prosthet. Dent.* **114**, 223–228 (2015).
3. Kane, L. M., Chronaios, D., Sierraalta, M. & George, F. M. Marginal and internal adaptation of milled cobalt-chromium copings. *J. Prosthet. Dent.* **114**, 680–685 (2015).
4. Nesse, H., Ulstein, D. M. Å., Vaage, M. M. & Eilo, M. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J. Prosthet. Dent.* **114**, 686–692 (2015).
5. F Duret, J. D. P. CAD/CAM imaging in dentistry . *Curr Opin Dent* **1**, 150–15431 (1991).
6. Kesmezacar, B. A. & Gaucher, H. Are the Methods of Fabricating Partial Dentures Changing from Stone Age to the Digital Age. **1**, 53-9 (2015).
7. Jevremović, D. *et al.* A selective laser melted Co-Cr alloy used for the rapid manufacture of removable partial denture frameworks - Initial screening of biocompatibility. *J. Serbian Chem. Soc.* **76**, 43–52 (2011).
8. Van Noort, R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials* vol. 28 3–12 (2012).
9. Cai, Z., Shafer, T., Watanabe, I., Nunn, M. E. & Okabe, T. Electrochemical characterization of cast titanium alloys. *Biomaterials* **24**, 213–218 (2003).
10. Lautenschlager, E. P. & Monaghan, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int. Dent. J.* **43**, 245–53 (1993).
11. Leong, D. K., Chai, J. Y. & Gilbert, J. L. Marginal fit of machine-milled and cast titanium single crowns. *Northwest. Dent. Res.* **4**, 13–14 (1994).

12. Haag, P. & Nilner, K. Questions and answers on titanium-ceramic dental restorative systems: a literature study. *Quintessence Int. (Berl)*. **38**, 5–13 (2007).
13. Greig, D. G. Contact dermatitis reaction to a metal buckle on a cervical headgear. *Br. Dent. J.* **155**, 61–62 (1983).
14. Inan, Ö., Acar, A. & Halkaci, S. Effects of sandblasting and electrical discharge machining on porcelain adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* **78**, 393–400 (2006).
15. Wataha, J. C. Alloys for prosthodontic restorations. *J. Prosthet. Dent.* **87**, 351–363 (2002).
16. Akova, T., Ucar, Y., Tukay, A., Balkaya, M. C. & Brantley, W. A. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent. Mater.* **24**, 1400–1404 (2008).
17. de Vasconcellos, L. G. O. *et al.* Opaque layer firing temperature and aging effect on the flexural strength of ceramic fused to cobalt-chromium alloy. *J. Prosthodont.* **19**, 471–477 (2010).
18. Viennot, S., Dalard, F., Lissac, M. & Grosogeat, B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *Eur. J. Oral Sci.* **113**, 90–95 (2005).
19. Wu, Y., Moser, J. B., Jameson, L. M. & Malone, W. F. P. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. *J. Prosthet. Dent.* **66**, 439–444 (1991).
20. Takaichi, A. *et al.* Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **21**, 67–76 (2013).
21. Fasbinder, D. J. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of the American Dental Association* vol. 137 22S-31S (2006).
22. Wataha, J. C. & Messer, R. L. Casting alloys. *Dental Clinics of North America* vol. 48 499–512 (2004).
23. Roberts, H. W., Berzins, D. W., Moore, B. K. & Charlton, D. G. Metal-ceramic alloys in dentistry: A review. *J. Prosthodont.* **18**, 188–194 (2009).

24. Elshahawy, W. & Watanabe, I. Biocompatibility of dental alloys used in dental fixed prosthodontics. *Tanta Dent. J.* **11**, 150–159 (2014).
25. Wataha, J. C. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. *J. Prosthet. Dent.* **83**, 223–234 (2000).
26. Rosenstiel SF, Land MF, F. J. *Güncel Sabit Protezler*. (Palme Yayınevi, Ankara, 2018).
27. WP, N. *Introduction to Metal Ceramic Technology*. (Chicago: Quintessence Publishing, 1992).
28. R, V. N. *Introduction To Dental Materials*. (Edinburgh ; New York : Mosby, 2002).
29. Wang RR, F. A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int* **27**, 401–408 (1996).
30. MJ, D. *Titanium:a technical guide*. (Materials Park,OH,ASM International, 2000).
31. Roach, M. Base Metal Alloys Used for Dental Restorations and Implants. *Dental Clinics of North America* vol. 51 603–627 (2007).
32. Niinomi, M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater. Sci. Eng. A* **243**, 231–236 (1998).
33. Brown, D. All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. *Br. Dent. J.* **182**, 393–394 (1997).
34. Jackson, M. J. *et al.* Surface engineered surgical tools and medical devices. *Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices* (Springer US, 2007). doi:10.1007/978-0-387-27028-9.
35. Craig, R. *Restorative dental materials*. (Mosby, 2002).
36. Koike, M. & Fujii, H. In vitro assessment of corrosive properties of titanium as a biomaterial. *J. Oral Rehabil.* **28**, 540–548 (2001).
37. Koike, M., Cai, Z., Fujii, H., Brezner, M. & Okabe, T. Corrosion behavior of cast titanium with reduced surface reaction layer made by a face-coating method. *Biomaterials* **24**, 4541–4549 (2003).

38. Cai, Z. *et al.* In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. *Biomaterials* **20**, 183–190 (1999).
39. Kutay, G. Cad/Cam ve Konvansiyonel Döküm Yöntemleriyle Üretilen Kobalt-Krom ve Titanyum Metal Alt Yapılı Seramik Kronların Marjinal ve İnternal Uyumlarının İn Vitro Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması. (Ege Üniversitesi, 2018).
40. Al Jabbari, Y. S. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: A review of the literature. *J. Adv. Prosthodont.* **6**, 138–145 (2014).
41. Şirin, K. Seçici Lazer Sinterleme ile Oluşturulan Sabit Bölümlü Protez Kobalt Alt Yapılarının Kenar Uyumlarının İncelenmesi. (İstanbul, 2015).
42. Miyazaki, T. & Hotta, Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust. Dent. J.* **56**, 97–106 (2011).
43. SUFFERT, L. W. & MAHLER, D. B. Reproducibility of gold castings made by present day dental casting technics. *J. Am. Dent. Assoc.* **50**, 1–6 (1955).
44. Kenneth, A. Phillips' Science of Dental Materials. (2003).
45. H, Y. Metal Destekli Estetik (Veneer- Kaplama) Kronlar. (Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakülltesi Basımevi, 1996).
46. I, Çekiç Nagaş, E. G. Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. *GÜ Diş Hek Fak Derg* **25**, 51–60 (2008).
47. Strub, J. R., Rekow, E. D. & Witkowski, S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J. Am. Dent. Assoc.* **137**, 1289–1296 (2006).
48. Beuer, F., Schweiger, J. & Edelhoff, D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br. Dent. J.* **204**, 505–511 (2008).
49. Yıldırım MP, B. F. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniv Dis Hek Fak Derg* **23**, 430–435 (2013).
50. Santos, E. C., Shiomi, M., Osakada, K. & Laoui, T. Rapid manufacturing of

- metal components by laser forming. *Int. J. Mach. Tools Manuf.* **46**, 1459–1468 (2006).
51. Azeez Gheyath Munadhil, N. I. Ç. Protetik Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Üretim Tekniklerinde Güncel Gelişmeler. *EÜ Dişhek Fak Derg* **38**, 128–139 (2017).
 52. Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A. & Kremers, L. CAD/CAM - Fillings of the future? *Int. Dent. J.* **47**, 247–258 (1997).
 53. Açıkalın A, Budak EN, U. Y. Geleneksel döküm ve kopya milleme yöntemleri ile hazırlanan metal altyapıların iç uyumlarının karşılaştırılması. *Acta Odont Turc* **28**, (2011).
 54. Jo, L. Spark erosion process: An overview. *J. Dent. Implant.* **1**, 2–6 (2011).
 55. Berger, J. C. & Driscoll, C. F. Rehabilitation of a spark erosion prosthesis: A clinical report. *J. Prosthodont.* **15**, 113–116 (2006).
 56. Rübeling, G. New techniques in spark erosion: the solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. *Quintessence Int.* **30**, 38–48 (1999).
 57. Janda, R., Roulet, J. F., Latta, M. & Damerau, G. Spark erosion as a metal-resin bonding system. *Dent. Mater.* **23**, 193–197 (2007).
 58. Delikanlı K, Sofu MM, B. U. Üretim sektöründe hızlı direkt imalat sistemlerinin yeri ve önemi. *Mak Teknol Elektr Derg* **4**, 33–39 (2005).
 59. D, R. Design for additive manufacturing: Past, present, and future directions. *J. Mech Des* **136**, 1–2 (2014).
 60. Chua, C., Teh, S., Advanced, R. G.-T. international journal of & 1999, U. Rapid prototyping versus virtual prototyping in product design and manufacturing. *Int J Adv Manuf Technol* **15**, 597–603 (1999).
 61. Levy, G. N., Schindel, R. & Kruth, J. P. Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives. *CIRP Ann. - Manuf. Technol.* **52**, 589–609 (2003).
 62. ÇELİK İsmet, KARAKOÇ Feridun , ÇAKIR M. Cemal, D. A. Hızlı Prototipleme Teknolojileri ve Uygulama Alanları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilim.*

Enstitüsü Derg. **31**, 53–70 (2013).

63. Liu, Q., Leu, M. C. & Schmitt, S. M. Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. *Int. J. Adv. Manuf. Technol.* **29**, 317–335 (2006).
64. Kruth, J. P., Leu, M. C. & Nakagawa, T. Progress in additive manufacturing and rapid prototyping. *CIRP Ann. - Manuf. Technol.* **47**, 525–540 (1998).
65. Lind, J. E., Hanninen, J., Kotila, J., Nyrhila, O. & Syvanen, T. Rapid manufacturing with direct metal laser sintering. *Mater. Res. Soc. Symp. - Proc.* **758**, 17–22 (2003).
66. Apak S, Özüğür B, Korkut İ, Şeker U, D. K. Farklı hızlı prototipleme cihazlarında üretilen parçaların üretim zamanı ve maliyet açısından karşılaştırılması. in 2. *Ulusal tasarım imalat ve analiz kongresi*. 354–363 (2010).
67. Simchi, A. Direct laser sintering of metal powders: Mechanism, kinetics and microstructural features. *Mater. Sci. Eng. A* **428**, 148–158 (2006).
68. Kruth, J. P., Wang, X., Laoui, T. & Froyen, L. Lasers and materials in selective laser sintering. *Assem. Autom.* **23**, 357–371 (2003).
69. I, D. Dişhekimliğinde Metal Alaşımları. *Türkiye Klin J Prosthodont* **3**, 164–9 (2017).
70. Longhitanoa, G. A., Larosaa, M. A., Munhoza, A. L. J., De Carvalho Zavagliaa, C. A. & Ierardia, M. C. F. Surface finishes for Ti-6Al-4V alloy produced by direct metal laser sintering. *Mater. Res.* **18**, 838–842 (2015).
71. EOS Lazer Sinterleme | Turkuaz Dental. <https://www.turkuazdental.com/eos.html>.
72. Ippolito, R., Iuliano, L. & Gatto, A. Benchmarking of Rapid Prototyping Techniques in Terms of Dimensional Accuracy and Surface Finish. *CIRP Ann. - Manuf. Technol.* **44**, 157–160 (1995).
73. Strano, G., Hao, L., Everson, R. M. & Evans, K. E. Surface roughness analysis, modelling and prediction in selective laser melting. *J. Mater. Process. Technol.* **213**, 589–597 (2013).
74. Tolochko, N. K. *et al.* Balling processes during selective laser treatment of

- powders. *Rapid Prototyp. J.* **10**, 78–87 (2004).
75. Heinl, P., Müller, L., Körner, C., Singer, R. F. & Müller, F. A. Cellular Ti-6Al-4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting. *Acta Biomater.* **4**, 1536–1544 (2008).
 76. Plati, A. *et al.* Residual Stress Generation during Laser Cladding of Steel with a Particulate Metal Matrix Composite. *Adv. Eng. Mater.* **8**, 619–624 (2006).
 77. Torabi, K., Farjood, E. & Hamedani, S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *J. Dent. (Shiraz, Iran)* **16**, 1–9 (2015).
 78. Kim, M.-S., Lee, J.-Y. & Shin, S.-W. Fabricating an Obturator Using Rapid Prototyping to Design the Framework: A Case Report. *Int. J. Prosthodont.* **27**, 439–441 (2014).
 79. Hollander, D. A. *et al.* Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laser forming. *Biomaterials* **27**, 955–963 (2006).
 80. Lal, K., White, G. S., Morea, D. N. & Wright, R. F. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part I. The concept. *J. Prosthodont.* **15**, 51–58 (2006).
 81. Mangano, F. *et al.* Custom-made, selective laser sintering (SLS) blade implants as a non-conventional solution for the prosthetic rehabilitation of extremely atrophied posterior mandible. *Lasers Med. Sci.* **28**, 1241–1247 (2013).
 82. Mangano, F. *et al.* Immediate restoration of fixed partial prostheses supported by one-piece narrow-diameter selective laser sintering implants: A 2-year prospective study in the posterior jaws of 16 patients. *Implant Dent.* **22**, 388–393 (2013).
 83. Mangano, F., Luongo, F., Shibli, J. A., Anil, S. & Mangano, C. Maxillary overdentures supported by four splinted direct metal laser sintering implants: A 3-year prospective clinical study. *Int. J. Dent.* **2014**, (2014).
 84. Traini, T. *et al.* Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental

- implants. *Dent. Mater.* **24**, 1525–1533 (2008).
85. Mangano, F. G. *et al.* Immediate Loading of Mandibular Overdentures Supported by One-Piece, Direct Metal Laser Sintering Mini-Implants: A Short-Term Prospective Clinical Study. *J. Periodontol.* **86**, 192–200 (2015).
 86. Figliuzzi, M., Mangano, F. & Mangano, C. A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/CAM: Selective laser melting technology. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **41**, 858–862 (2012).
 87. Gibson, I. & Shi, D. Material properties and fabrication parameters in selective laser sintering process. *Rapid Prototyp. J.* **3**, 129–136 (1997).
 88. Senthilkumaran, K., Pandey, P. M. & Rao, P. V. M. Influence of building strategies on the accuracy of parts in selective laser sintering. *Mater. Des.* **30**, 2946–2954 (2009).
 89. Badrinarayan, B. & Barlow, J. W. Effect of Processing Parameters in SLS of Metal-Polymer Powders. in *International Solid Freeform Fabrication Symposium* 55–63 (1995).
 90. Beaman, J. J. *et al.* Solid Freeform Fabrication: A New Direction in Manufacturing. Solid Freeform Fabrication: A New Direction in Manufacturing (Springer US, 1997). doi:10.1007/978-1-4615-6327-3.
 91. Ghanekar, A., Crawford, R. & Watson, D. Optimization of SLS Process Parameters using D-Optimality. in *International Solid Freeform Fabrication Symposium* 348–362 (2003).
 92. Agarwala, M., Bourell, D., Beaman, J., Marcus, H. & Barlow, J. Direct selective laser sintering of metals. *Rapid Prototyp. J.* **1**, 26–36 (1995).
 93. Laoui T, Froyen L, K. J. Influence of powder parameters on the selective laser sintering of tungsten carbide-cobalt. in *7th European Conference on Rapid Prototyping & Manufacturing* 271–279 (1998).
 94. Zhu, H. H., Fuh, J. Y. H. & Lu, L. Microstructural evolution in direct laser sintering of Cu-based metal powder. *Rapid Prototyp. J.* **11**, 74–81 (2005).
 95. DA., J. Principles and Prevention of Corrosion. (New Jersey: Prentice Hall, 1996).

96. ISO 10271. Dental metallic materials - Corrosion testing methods. (2001).
97. BO, K. Ortodontik materyallerin farklı ortamlardaki korozyon davranışlarının incelenmesi. (Yıldız Teknik Üniversitesi, 2006).
98. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, A. L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. (Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993).
99. M, E. Korozyon İlkeler-Önlemler. (Ankara: Poyraz Ofset, 2012).
100. R, S. Corrosion volume 1. (Stoneham: Butterworth-Heineman, 1994).
101. HH, U. Corrosion and Corrosion Control. (New York: John Wiley, 1963).
102. Bardal, E. Corrosion and protection. (Springer,London, 2007).
103. Bhandari, J., Khan, F., Abbassi, R., Garaniya, V. & Ojeda, R. Modelling of pitting corrosion in marine and offshore steel structures - A technical review. *Journal of Loss Prevention in the Process Industries* vol. 37 39–62 (2015).
104. De Meo, D. & Oterkus, E. Finite element implementation of a peridynamic pitting corrosion damage model. *Ocean Eng.* **135**, 76–83 (2017).
105. Revie, R. W. & Uhlig, H. H. Corrosion And Corrosion Control An Introduction To Corrosion Science And Engineering. Fourth Edition (2008).
106. Naci, K. MMB 638- Hasar Mekanizmaları. https://avys.omu.edu.tr/storage/app/public/naci.kurgan/126929/07_Korozyon_Hasarlari.pdf.
107. İjlal, Ş. Toz Metalürjisi ile Üretilen Titanyum Alaşımı Biyomalzemelerin Korozyon ve Aşınma Davranışlarının İncelenmesi. (Karabük Üniversitesi, 2017).
108. Perez, N. Electrochemistry and corrosion science: Second edition. *Electrochemistry and Corrosion Science: Second Edition* (Springer International Publishing, 2016). doi:10.1007/978-3-319-24847-9.
109. MI, M. Corrosion, Thermodynamics of Corrosion. In: Cramer SD, BS Covino. *ASM Handbook Volume 13A: Corrosion: Fundamentals, Testing, and Protection. USA ASM Int.* 245–67 (1992).
110. Florian M, Hong S, H. G. Analysis of EIS Data for common Corrosion Processes. In: Scully JR, Silverman DC, Kending MW. *Electrochemical*

- Impedance: Analysis and Interpretation. *Fredericksbg. ASTM Pub* 37–54 (1993).
111. WJ, O. Dental Materials and Their Selection. (Kanada: Quintessence Publishing, 2008).
 112. RW, P. Skinner's Science of Dental Materials. (Philadelphia: WB Saunders Co, 1996).
 113. WJ, O. Dental Materials and Their Selection. (Quintessence Pub. Co. Inc, Chicago, 2002).
 114. Üçtaşlı, S., Wilson, H. J. & Zaimoglu, L. Variables Affecting The Fracture Toughness Of Resin-Based Inlay/Onlay Systems. *J. Oral Rehabil.* **20**, 423–431 (1993).
 115. Craig RG, P. J. Restorative dental materials. (St. Louis: Mosby, 2002).
 116. Jepson, N. J. A., McCabe, J. F. & Storer, R. Age changes in the viscoelasticity of permanent soft lining materials. *J. Dent.* **21**, 171–178 (1993).
 117. Todd, R. & Holt, J. A Kennedy class I removable partial denture with a resilient liner. *J. Prosthet. Dent.* **57**, 247–249 (1987).
 118. Raigrodski, A. J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* **92**, 557–562 (2004).
 119. V, T. Restoratif Dental Materyallerin Yüzey Mekanik Özellikleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak* **11**, 77–82 (2015).
 120. Tuna, S. H., Özçiçek Pekmez, N. & Kürkçüoğlu, I. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *J. Prosthet. Dent.* **114**, 725–734 (2015).
 121. Xin, X. zhen, Chen, J., Xiang, N. & Wei, B. Surface Properties and Corrosion Behavior of Co-Cr Alloy Fabricated with Selective Laser Melting Technique. *Cell Biochem. Biophys.* **67**, 983–990 (2013).
 122. Souza, J. C. M. *et al.* How do titanium and Ti6Al4V corrode in fluoridated medium as found in the oral cavity? An in vitro study. *Mater. Sci. Eng. C* **47**, 384–393 (2015).

123. Tróia, M. G., Henriques, G. E. P., Nóbilo, M. A. A. & Mesquita, M. F. The effect of thermal cycling on the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium-aluminium-vanadium alloy. *Dent. Mater.* **19**, 790–796 (2003).
124. Bird, D. C., Chambers, D. & Peters, O. A. Usage Parameters of Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Survey of Endodontists in the United States. *J. Endod.* **35**, 1193–1197 (2009).
125. Garip, Y. & Gençoğlu, N. Comparison of curved canals preparations using profile, GT and Hero 642 rotary files. *J. Oral Rehabil.* **33**, 131–136 (2006).
126. Könönen, M., Rintanen, J., Waltimo, A. & Kempainen, P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: A clinical report and literature review. *J. Prosthet. Dent.* **73**, 4–7 (1995).
127. Zavanelli, R. A., Henriques, G. E. P., Ferreira, I. & De Almeida Rollo, J. M. D. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J. Prosthet. Dent.* **84**, 274–279 (2000).
128. Parthasarathy, J., Starly, B. & Raman, S. A design for the additive manufacture of functionally graded porous structures with tailored mechanical properties for biomedical applications. *Journal of Manufacturing Processes* vol. 13 160–170 (2011).
129. Monroy, K., Delgado, J. & Ciurana, J. Study of the pore formation on CoCrMo alloys by selective laser melting manufacturing process. in *Procedia Engineering* vol. 63 361–369 (Elsevier Ltd, 2013).
130. Vermilyea, S. G., Tamura, J. J. & Mills, D. E. Observations on nickel-free, beryllium-free alloys for fixed prostheses. *J. Am. Dent. Assoc.* **106**, 36–38 (1983).
131. Ucar, Y., Akova, T., Akyil, M. S. & Brantley, W. A. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: Laser-sintered Co-Cr crowns. *J. Prosthet. Dent.* **102**, 253–259 (2009).
132. Eggbeer, D., Bibb, R. & Williams, R. The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks. *Proc. Inst.*

- Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.* **219**, 195–202 (2005).
133. Williams, R. J., Bibb, R., Eggbeer, D. & Collis, J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J. Prosthet. Dent.* **96**, 96–99 (2006).
 134. Gao, B., Jiang, J., Zhao, X. & Tan, H. Fabricating titanium denture base plate by laser rapid forming. *Rapid Prototyp. J.* **15**, 133–136 (2009).
 135. Yasa, E., Deckers, J. & Kruth, J. P. The investigation of the influence of laser re-melting on density, surface quality and microstructure of selective laser melting parts. *Rapid Prototyp. J.* **17**, 312–327 (2011).
 136. Wilkes, J., Hagedorn, Y. C., Meiners, W. & Wissenbach, K. Additive manufacturing of ZrO₂-Al₂O₃ ceramic components by selective laser melting. *Rapid Prototyp. J.* **19**, 51–57 (2013).
 137. Anusavice K.J., Shen C., R. H. Dental waxes, casting investments and casting procedures. *Philips' Sci. Dent. Mater.* 194–230 (2012).
 138. Okabe, T., Ohkubo, C., Watanabe, I., Okuno, O. & Takada, Y. The present status of dental titanium casting. *JOM* vol. 50 24–29 (1998).
 139. Okazaki, Y. & Gotoh, E. Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro. *Biomaterials* **26**, 11–21 (2005).
 140. D, L. CAD/CAM Dentures? *Insid Dent Tech* **2**, 2–5 (2011).
 141. Da Silva, L., Martinez, A., Rilo, B. & Santana, U. Titanium for removable denture bases. *J. Oral Rehabil.* **27**, 131–135 (2000).
 142. Bibb, R., Eggbeer, D. & Williams, R. Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. *Rapid Prototyp. J.* **12**, 95–99 (2006).
 143. Choi, Y.-J. *et al.* Comparison of the mechanical properties and microstructures of fractured surface for Co-Cr alloy fabricated by conventional cast, 3-D printing laser-sintered and CAD/CAM milled techniques. *J. Korean Acad. Prosthodont.* **52**, 67 (2014).
 144. Lapcevic, A. R., Jevremovic, D. P., Puskar, T. M., Williams, R. J. & Eggbeer, D. Comparative analysis of structure and hardness of cast and direct metal laser

- sintering produced Co-Cr alloys used for dental devices. *Rapid Prototyp. J.* **22**, 144–151 (2016).
145. Akova, T., Ucar, Y., Tukay, A., Balkaya, M. C. & Brantley, W. A. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent. Mater.* **24**, 1400–1404 (2008).
 146. Fathalah, A. A. A., Brantley, W. A., Clark, W. A. T., Johnston, W. M. & Rosenstiel, S. F. Microstructural Observations of Laser-Sintered Specimens for Prosthodontic Applications. (2013).
 147. Jevremovic, D. *Et Al.* The Analysis Of The Mechanical Properties Of F75 Co-Cr Alloy For Use In Selective Laser Melting (Slm) Manufacturing Of Removable Partial Dentures (Rpd). *Metalurgija* Vol. 51 (2012).
 148. Xin, X. Z., Chen, J., Xiang, N., Gong, Y. & Wei, B. Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co-Cr dental alloy after porcelain firing. *Dent. Mater.* **30**, 263–270 (2014).
 149. Sulaiman, T. A. Materials in digital dentistry—A review. *J. Esthet. Restor. Dent.* **32**, 171–181 (2020).
 150. Kruth, J. P. *et al.* Selective laser melting of iron-based powder. in *Journal of Materials Processing Technology* vol. 149 616–622 (2004).
 151. Shiomi, M., Osakada, K., Nakamura, K., Yamashita, T. & Abe, F. Residual stress within metallic model made by selective laser melting process. *CIRP Ann. - Manuf. Technol.* **53**, 195–198 (2004).
 152. Qian, B. *et al.* Defects-tolerant Co-Cr-Mo dental alloys prepared by selective laser melting. *Dent. Mater.* **31**, 1435–1444 (2015).
 153. Lucchetti, M. C. *et al.* Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. *J. Prosthet. Dent.* **114**, 602–608 (2015).
 154. Cruz, H. V *et al.* *Tribocorrosion and Bio-Tribocorrosion in the Oral Environment: The Case of Dental Implants.* **1**,33 (2011).
 155. Souza, J. C. M., Barbosa, S. L., Ariza, E., Celis, J. P. & Rocha, L. A. Simultaneous degradation by corrosion and wear of titanium in artificial saliva containing fluorides. *Wear* **292–293**, 82–88 (2012).

156. Watson, P. S. *et al.* Penetration of fluoride into natural plaque biofilms. *J. Dent. Res.* **84**, 451–455 (2005).
157. Gil, F. J., Sánchez, L. A., Espías, A. & Planell, J. A. In vitro corrosion behaviour and metallic ion release of different prosthodontic alloys. *Int. Dent. J.* **49**, 361–367 (1999).
158. Nakagawa, M., Matsuya, S. & Udoh, K. Corrosion Behavior of Pure Titanium and Titanium Alloys in Fluoride-containing Solutions. *Dent. Mater. J.* **20**, 305–314 (2001).
159. GE, D. *Mechanical Metallurgy*. (New York: McGraw-Hill, 1986).
160. Gladwin M, B. M. *Clinical Aspects of Dental Materials*. (Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2000).
161. Anıl, G. G. Selektif Lazer Sinterizasyonu İle Oluşturulan Co-Cr Alaşımların İn vitro Olarak Değerlendirilmesi. (Çukurova Üniversitesi, 2011).
162. Vandenbroucke, B. & Kruth, J. P. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyp. J.* **13**, 196–203 (2007).
163. Kikuchi, M. & Okuno, O. Machinability evaluation of titanium alloys. *Dent. Mater. J.* **23**, 37–45 (2004).
164. Rosenstiel SF, Land MF, F. J. *Contemporary fixed prosthodontics*. (St. Louis: Elsevier, 2006).
165. Geurtsen, W. Biocompatibility of dental casting alloys. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* vol. 13 71–84 (2002).
166. Schmalz, G. & Garhammer, P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent. Mater.* **18**, 396–406 (2002).
167. Frykholm KO, Frithiof L, Fernström AIB, Moberger G, Blohm SG, B. E. Allergy to copper derived from dental alloys as a possible cause of oral lesions of lichen planus. *Acta Derm Venereol* **49**, 268–81 (1969).
168. Garhammer, P., Schmalz, G., Hiller, K. A. & Reitingger, T. Metal content of biopsies adjacent to dental cast alloys. *Clin. Oral Investig.* **7**, 92–97 (2003).

169. Garhammer, P., Hiller, K. A., Reitingner, T. & Schmalz, G. Metal content of saliva of patients with and without metal restorations. *Clin. Oral Investig.* **8**, 238–242 (2004).
170. Kuhta, M. *et al.* Type of archwire and level of acidity: Effects on the release of metal ions from orthodontic appliances. *Angle Orthod.* **79**, 102–110 (2009).
171. Okazaki, Y. & Gotoh, E. Metal release from stainless steel, Co-Cr-Mo-Ni-Fe and Ni-Ti alloys in vascular implants. *Corros. Sci.* **50**, 3429–3438 (2008).
172. Schmalz, G., Arenholt-Bindslev, D., Hiller, K. A. & Schweikl, H. Epithelium-fibroblast co-culture for assessing mucosal irritancy of metals used in dentistry. *Eur. J. Oral Sci.* **105**, 86–91 (1997).
173. Yamamoto, A., Honma, R. & Sumita, M. Cytotoxicity evaluation of 43 metal salts using murine fibroblasts and osteoblastic cells. *J. Biomed. Mater. Res.* **39**, 331–340 (1998).
174. Mark JJ, W. A. *Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices*. (New York: Springer, 2007).
175. Souza, J. C. *et al.* Do oral biofilms influence the wear and corrosion behavior of titanium? *Biofouling* **26**, 471–478 (2010).
176. L.L. Shreir, R.A. Jarman, G. T. B. Corrosion control. in *Corrosion*, vol. 2 1478 (Heinemann, Butterworth, 2000).
177. Oshida, Y., Sellers, C. B., Mirza, K. & Farzin-Nia, F. Corrosion of dental metallic materials by dental treatment agents. in *Materials Science and Engineering C* vol. 25 343–348 (2005).
178. Souza, J. C. M. *et al.* Corrosion behaviour of titanium in the presence of *Streptococcus mutans*. *J. Dent.* **41**, 528–534 (2013).
179. Hey, J., Beuer, F., Bense, T. & Boeckler, A. F. Single crowns with CAD/CAM-fabricated copings from titanium: 6-year clinical results. *J. Prosthet. Dent.* **112**, 150–154 (2014).
180. Manda, M. G., Psyllaki, P. P., Tsiapas, D. N. & Koidis, P. T. Clinical Device-related observations on an In-vivo failure of a titanium dental implant/abutment screw system: A case report. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B*

- Appl. Biomater.* **89**, 264–273 (2009).
181. Goodman, S. B. Wear particles, periprosthetic osteolysis and the immune system. *Biomaterials* **28**, 5044–5048 (2007).
 182. Olmedo, D. G., Tasat, D., Guglielmotti, M. B. & Cabrini, R. L. Titanium transport through the blood stream. An experimental study on rats. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* **14**, 1099–1103 (2003).
 183. Franchi, M. *et al.* Early detachment of titanium particles from various different surfaces of endosseous dental implants. *Biomaterials* **25**, 2239–2246 (2004).
 184. Urban, R. M. *et al.* Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement. *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A* **82**, 457–477 (2000).
 185. Tamai, K. *et al.* A case of allergic reaction to surgical metal clips inserted for postoperative boost irradiation in a patient undergoing breast-conserving therapy. *Breast Cancer* vol. 8 90–92 (2001).
 186. Valentine-Thon, E. & Schiwara, H.-W. *Validity of MELISA® for metal sensitivity testing. Neuroendocrinology Letters Nos.1* vol. 57 www.nel.edu.
 187. Wachi, T., Shuto, T., Shinohara, Y., Matono, Y. & Makihiro, S. Release of titanium ions from an implant surface and their effect on cytokine production related to alveolar bone resorption. *Toxicology* **327**, 1–9 (2015).
 188. Pettersson, M. *et al.* Titanium ions form particles that activate and execute interleukin-1 β release from lipopolysaccharide-primed macrophages. *J. Periodontal Res.* **52**, 21–32 (2017).
 189. Manaranche, C. & Hornberger, H. A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance to corrosion. *Dent. Mater.* **23**, 1428–1437 (2007).
 190. Niinomi, M. Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods. *Science and Technology of Advanced Materials* vol. 4 445–454 (2003).
 191. C.E.B. Marino, L. E. M. EIS characterization of a Ti-dental implant in artificial saliva media: dissolution process of the oxide barrier. *J. Electroanal. Chem* **568**,

- 115–120 (2004).
192. Can, G., Akpınar, G. & Aydın, A. The release of elements from dental casting alloy into cell-culture medium and artificial saliva. *Eur. J. Dent.* **1**, 86–90 (2007).
 193. Wylie, C. M., Shelton, R. M., Fleming, G. J. P. & Davenport, A. J. Corrosion of nickel-based dental casting alloys. *Dent. Mater.* **23**, 714–723 (2007).
 194. Bhaskar, V. & Subba Reddy, V. Biodegradation of nickel and chromium from space maintainers: An in vitro study. *J. Indian Soc. Pedod. Prev. Dent.* **28**, 6–12 (2010).
 195. Qiu, J. *et al.* Corrosion behaviour and surface analysis of a Co-Cr and two Ni-Cr dental alloys before and after simulated porcelain firing. *Eur. J. Oral Sci.* **119**, 93–101 (2011).
 196. Kumazawa, R. *et al.* Effects of Ti ions and particles on neutrophil function and morphology. *Biomaterials* **23**, 3757–3764 (2002).
 197. Maloney, W. J., Smith, R. L., Castro, F. & Schurman, D. J. Fibroblast response to metallic debris in vitro: Enzyme induction, cell proliferation, and toxicity. *J. Bone Jt. Surg. - Ser. A* **75**, 835–844 (1993).
 198. Mabileau, G. *et al.* Influence of fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Acta Biomater.* **2**, 121–129 (2006).
 199. D.J. Blackwood, L.M. Peter, D. E. W. Stability and open circuit breakdown of the passive oxide film on titanium. *Electrochim. Acta* 121–129 (2006).
 200. Mutlu-Sagesen, L., Ergun, G. & Karabulut, E. Ion release from metal-ceramic alloys in three different media. *Dent. Mater. J.* **30**, 598–610 (2011).
 201. Al Jabbari, Y. S., Barmpagadaki, X., Psarris, I. & Zinelis, S. Microstructural, mechanical, ionic release and tarnish resistance characterization of porcelain fused to metal Co–Cr alloys manufactured via casting and three different CAD/CAM techniques. *J. Prosthodont. Res.* **63**, 150–156 (2019).
 202. Açıklan, A. Lazer Sinterize Alaşımların Biyouyumluluklarının Döküm Alaşımlar İle Karşılaştırılması. (Çukurova Üniversitesi, 2014).

203. Padrós, R., Giner-Tarrida, L., Herrero-Climent, M., Punset, M. & Gil, F. J. Corrosion resistance and ion release of dental prosthesis of COCR obtained by CAD-CAM milling, casting and laser sintering. *Metals (Basel)*. **10**, 1–12 (2020).
204. Vandenbroucke, B. & Kruth, J. P. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyp. J.* **13**, 196–203 (2007).
205. Tuna, S. H., Özçiçek Pekmez, N. & Kürkçüoğlu, I. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *J. Prosthet. Dent.* **114**, 725–734 (2015).



HAM VERİLER

FORMLAR

ETİK KURUL KARARI

PATENT HAKKI İZİNİ

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

CAD-CAM FREZELEME VE LAZER SİNERLEME TEKNİKLERİ
İLE ÜRETİLEN TİTANYUM VE CO-CR ALAŞIMLARININ
KOROZYON, İYON SALINIMI VE YÜZEY SERTLİĞİ AÇISINDAN
DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% **18**

BENZERLİK ENDEKSİ

% **15**

İNTERNET
KAYNAKLARI

% **8**

YAYINLAR

% **9**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

www.journalagent.com

İnternet Kaynağı

% **2**

2

Submitted to The Scientific & Technological
Research Council of Turkey (TUBITAK)

Öğrenci Ödevi

% **2**

3

dfd.atauni.edu.tr

İnternet Kaynağı

% **2**

4

fbetebankasi.gazi.edu.tr

İnternet Kaynağı

% **1**

5

Submitted to Istanbul University

Öğrenci Ödevi

% **1**

6

www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080

İnternet Kaynağı

% **1**

7

Submitted to Erciyes Üniversitesi

Öğrenci Ödevi

% **1**

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	MERYEM	Soyadı	ŞAHİN
Doğ.Yeri	Reşadiye/TOKAT	Doğ.Tar.	30.08.1986
Email	mrym_ndr@hotmail.com_	Uyruğu	T.C.

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lisans	A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lise	Maltepe Anadolu Lisesi	2004

İş Deneyimi; Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre; Yıl - Yıl)
1.	Diş Hekimi	Özel Levent İnci Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	2014-2017
2.	Diş Hekimi	Ağrı Doğubeyazıt Dr.Yaşar Eryılmaz Devlet Hastanesi	2013-2014
3.	Diş Hekimi	Özel 32 Diş Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	2013

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	; Diğer) Puanı
İngilizce	iyi	orta	orta		65

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	77,07	74,5	76,6
; Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Yayınlar:

Meryem ŞAHİN, Fatma ÜNALAN, Sırmahan ÇAKARER

Bifosfanat Tedavisinin Hareketli Bölümlü Protez Kullanan Hastalar Üzerine Etkisi : Olgu Sunumu

Effect Of Bisphosphonate Treatment On Patients Using Removable Partial Prosthesis: A Case Report

Kabul edilme tarihi: 25.10.2018

Posterler:

1- Şahin M. Ali W.,Ünalan F. Okluzal Vidalı Sabit Protezlerin Kullanımı Ve Komplikasyonları:Olgu Sunumu. Türk Oral İmplantoloji Derneği Xxvii.Uluslararası Bilimsel Kongresi 15-16 Ocak 2016

2- Şahin M., Şakar O. Kleidokranial Displazili Bir Hastanın Protetik Rehabilitasyonu:Vaka Raporu. Türk Diş Hekimleri Birliği 22.Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi 19-21 Mayıs 2016

3- Sahin M.,Cakarar S. Unalan F.Bisphosphonate-Related Osteonecrosis Of The Jaw:Case Reports. International Congress On Preventive Dentistry March 5-8 2018 Erzurum,Turkey

4-Şahin M., Ünalan F. Bölümlü Dişsiz Hastanın Tedavi Öncesi Ağız Hazırlığı Ve Protetik Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. 6. Uluslararası Türk Prostodonti Ve İmplantoloji Derneği Dicle Sempozyumu. 2 - 4 Kasım 2018

5-Şahin M., Dede M., Eyidoğan S., Ünalan F. Teleskop Tutuculu Protez Ve All On Four Tedavi Konseptinin Kullanılarak Tam Dişsiz Hastanın Protetik Rehabilitasyonu: Olgu Raporu. 25. Tdb Uluslararası Dişhekimliği Kongresi 4-7 Eylül 2019

Sertifikalar:

Sağlık Bakanlığı Onaylı Hipnoz Uygulama Sertifikası

Sağlık Bakanlığı Onaylı Kupa Uygulama Sertifikası

Özel İlgi Alanları; Hobileri):

Psikoloji