



**SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLM) YÖNTEMİ KULLANILARAK FARKLI
YÜZEY GEOMETRİLERİNDE ÜRETİLMİŞ METAL DESTEKLİ DENTAL
SERAMİK ALT YAPILARIN STATİK VE DİNAMİK DAVRANIŞLARININ
BELİRLENMESİ**

Merve TAFTALI

**Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Prof. Dr. A. Fatih YETİM
2018
Her hakkı saklıdır.**



**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLM) YÖNTEMİ KULLANILARAK FARKLI
YÜZEY GEOMETRİLERİNDE ÜRETİLMİŞ METAL DESTEKLİ DENTAL
SERAMİK ALT YAPILARIN STATİK VE DİNAMİK DAVRANIŞLARININ
BELİRLENMESİ**

Merve TAFTALI

Tez Danışmanı: Prof. Dr. A. Fatih YETİM

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Erzurum

2018

Her hakkı saklıdır

T.C.
ERZURUM TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
TEZ ONAY FORMU

SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLM) YÖNTEMİ KULLANILARAK FARKLI YÜZEY
GEOMETRİLERİNDE ÜRETİLMİŞ METAL DESTEKLİ DENTAL SERAMİK ALT
YAPILARIN STATİK VE DİNAMİK DAVRANIŞLARININ BELİRLENMESİ

Prof. Dr. A. Fatih YETİM danışmanlığında, Merve TAFTALI tarafından hazırlanan bu çalışma 29/06/2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak **Oy birliği / Oy çokluğu ile (.../...)** ile kabul edilmiştir.

Başkan	: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK	İmza	:
Üye	: Prof. Dr. A. Fatih YETİM	İmza	:
Üye	: Prof. Dr. İrfan KAYMAZ	İmza	:

Yukarıdaki sonucu onaylıyorum

Doç. Dr. Arzu GÖRMEZ
Enstitü Müdürü

Bu tez çalışması ETÜ-BAP koordinasyon ofisi tarafından 2017/11 nolu proje ile desteklenmiştir.

ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Erzurum Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez içindeki tüm bilgilerin doğru ve tam olduğunu, bilgilerin üretilmesi aşamasında bilimsel etiğe uygun davrandığımı, yararlandığım bütün kaynakları atıf yaparak belirttiğimi beyan ederim.

13/06/2018

Merve TAFTALI



ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLM) YÖNTEMİ KULLANILARAK FARKLI YÜZEY GEOMETRİLERİNDE ÜRETİLMİŞ METAL DESTEKLİ DENTAL SERAMİK ALT YAPILARIN STATİK VE DİNAMİK DAVRANIŞLARININ BELİRLENMESİ

Merve TAFTALI

Erzurum Teknik Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ali Fatih YETİM

İnsanoğlunun arayışı, var olduğu tarihten itibaren kendi ihtiyaçlarını karşılamaya yönelik olmuştur. İnsanın ağızında oluşan diş kayıpları, kişinin yemek yeme fonksiyonunu azaltmakla birlikte estetik olarak kötü bir görüntü oluşturmaktadır. Dolayısıyla insanın kayıp dişlerini geri kazandırmak için farklı birçok yöntem kullanılarak dental uygulamalar yapılmaktadır. Yapılan dental uygulamalardan biriside metal alt yapılı seramik restorasyonlardır. Bu yöntem ile yapılan dental uygulamanın başarılı olmasını etkileyen en önemli faktörlerden birisi metal-seramik bağlantısının iyi olmasıdır.

Yapılan bu çalışmada, mevcut klasik yöntem ile üretilmiş metal alt yapıların metal-seramik bağlantısını iyileştirmek adına gelişen teknolojinin sunduğu yeni nesil bir üretim tekniği olan eklemeli üretim yöntemi kullanılmıştır. Tercih edilen üretim tekniğinin sağladığı avantajla birlikte mevcut metal alt yapı geometrisi yeniden tasarlanarak farklı geometrilere sahip metal alt yapılar üretilmiştir. Üretilen yeni metal alt yapıların metal-seramik bağlantıları statik ve dinamik olarak test edilmiş elde edilen sonuçlar teorik olarak desteklenerek, metal-seramik bağlantısı iyileştirilmiştir.

2018, 81 sayfa

Anahtar Kelimeler: Dental kuron, eklemeli üretim, seçici lazer ergitme yöntemi, kırılma, yorulma

ABSTRACT

MS. Thesis

DETERMINATION OF STATIC AND DYNAMIC BEHAVIORS OF METAL SUPPORTED DENTAL CERAMIC CROWN PRODUCED IN DIFFERENT SURFACE GEOMETRIES BY USING SELECTIVE LASER MELTING METHOD

Merve TAFTALI

Erzurum Technical University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Ali Fatih YETİM

The search of mankind has been aimed to meet its own needs since the date of its existence. The tooth loss that occurs in the mouth of a person is aesthetically worse with reducing the eating function of the person. Therefore, in order to restore the missing teeth of the human being, dental practices are performed using many different methods. Some of the dental applications are metal supported dental ceramic crown. One of the most important factors affecting the success of the dental practice with this method is that the metal-ceramic connection is good.

In this work, a new generation production technique called additive manufacturing, which is developed by the developing technology in order to improve the metal-ceramic connection of the metal sub-structures produced by the existing classical method, is used. With the advantage of the preferred production technique, the existing metal substructure geometry has been redesigned to produce metal substructures with different geometries. The metal-ceramic connections of the new metal sub-structures produced are statically and dynamically tested and the results obtained are theoretically supported, improving the metal-ceramic connection.

2018, 81 pages

Keywords: dental crown, additive manufacturing, selective laser melting, fracture, fatigue

TEŞEKKÜR

Bu alıőmanın hazırlanmasında, yardımını, desteğini ve hoőgörösünü esirgemeyen, bilgisi, tecrübesi ve çalışma anlayıőıyla her zaman ışık tutan değerli tez danıőmanım Sayın Prof. Dr. A. Fatih YETİM'e saygılarımı ve teőekkürlerimi sunarım.

Bu çalışmanın hazırlanması esnasında bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen çok kıymetli hocalarım Sayın Prof. Dr. Ayhan ÇELİK'e, Sayın Prof. Dr. İrfan KAYMAZ'a, Doç. Dr. Tuba YETİM'e, Doç. Dr. Fatih YILDIZ'a, Dr.Öğr.Üyesi Halim KOVACI'ya, Dr.Öğr.Üyesi Onur ÇOMAKLI'ya, Arő. Gör. Yusuf Burak BOZKURT'a, Öğr. Gör. Mustafa YAZICI'ya, Öğr. Gör. Yakup UZUN'a, ve Mak. Müh. Kerem TURALIOğLU'na içtenlikle teşekkür ederim.

Yapılan bu çalıőmayı 2017/11 nolu proje kapsamında destekleyen Erzurum Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri (BAP) Koordinasyon Ofisine teőekkürlerimi sunarım.

Ayrıca desteğini esirgemeyen tüm arkadaşlarıma ve aileme teşekkür ederim.

Merve TAFTALI
Haziran 2018

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
1.1 Önceki Çalışmalar.....	3
2. KAYNAK ÖZETLERİ	11
2.1 Biyomalzemeler	11
2.1.1 Metalik Biyomalzemeler.....	15
2.1.1.a Paslanmaz çelikler.....	17
2.1.1.b Titanyum (Ti) ve alaşımları	19
2.1.1.c Kobalt (Co) ve alaşımları	20
2.1.2 Seramik Biyomalzemeler	23
2.1.3 Polimer Biyomalzemeler.....	24
2.1.4 Kompozit Biyomalzemeler	26
2.2 Biyomalzemelerin Dental Uygulamaları.....	27
2.2.1 Metal Alt Yapılı Seramik Kuronlar.....	29
2.2.1.a Kuronların klasik yöntem ile üretimi	30
2.3 Katmanlı Üretim.....	31
2.3.1 Seçici Lazer Ergitme Methodu (SLM).....	32
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	36
3.1 Materyal	36
3.2 Seçici Lazer Ergitme Methodu (SLM).....	36
3.3 CoCrW Yorulma Numunelerinin Üretimi	37
3.4 Çelik Dayların Üretimi.....	40
3.5 Metal Alt Yapıların (Kuronların) Üretimi.....	42
3.6 Seramiklerin Kaplanması	48
3.7 Statik Testler	50
3.8 Dinamik Testler.....	51
3.9 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Çalışmaları.....	53
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	55
4.1 Kırılma Analizleri	56
4.1.1 Statik Analizler.....	56
4.1.2 Dinamik Analizler.....	61

4.1.2.a CoCrW alaşımlı toz malzemededen slm yöntemi ile üretilmiş yorulma numunelerin dinamik analizi.....	62
4.1.2.b CoCrW alaşımlı toz malzemededen slm yöntemi ile üretilmiş kuronların dinamik analizi.....	64
4.2 Sonlu Elemanlar Analizi	68
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	74
KAYNAKLAR	77
ÖZGEÇMİŞ	81



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler Açıklama

Cr	Krom
Co	Kobalt
E	Elastisite Modülü
GPa	Gigapascal
W	Tungsten

Kısaltmalar

CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CAST	Klasik Döküm Yöntemi
CNC	Bilgisayar Sayısal Kontrol
FDM	Fused Deposition Modeling
HA	Hidroksiapatit
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilatı
LOM	Laminated Object Manufacturing
MRI	Manyetik Rezonans
PE	Polietilen
PMMA	Polimetil Metakrilat
PTFE	Politetrasoroetilen
PU	Poliüretan
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SGC	Solid Ground Curing
SLM	Selective Laser Melting
SLS	Selective Laser Sintering

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler.....	14
Şekil 2.2 Seçici lazer ergitme methodunun genel görünümü.....	33
Şekil 3.1 Üretim için kullanılan seçici lazer ergitme cihazı.....	37
Şekil 3.2 CoCrW alaşımli yorulma numunesinine ait teknik resim.....	38
Şekil 3.3 CoCrW alaşımli yorulma numunesine ait katı model.....	39
Şekil 3.4 Üretim sonrası elde edilen CoCrW alaşımli Yorulma Numuneleri.....	40
Şekil 3.5 Çelik daylara aik teknik resim.....	41
Şekil 3.6 Üretim sonrası elde edilen çelik daylar.....	41
Şekil 3.7 0.1 mm kalınlığında dikensiz boş kurona ait teknik resim.....	43
Şekil 3.8 0.1 mm kalınlığında sıkı dizilimli kurona ait teknik resim.....	44
Şekil 3.9 0.1 mm kalınlıkta normal dizilimli kurona ait teknik resim.....	45
Şekil 3.10 0.1 mm kalınlığında seyrek dizilimli kurona ait teknik resim.....	46
Şekil 3.11 Metal alt yapıli kuronların üretimi.....	47
Şekil 3.12 Üretim sonrası elde edilen kuronlar.....	47
Şekil 3.13 Üretim sonrası alt destekli metal alt yapılar.....	48
Şekil 3.14 Seramik kaplama sonrası metal alt yapılar	49
Şekil 3.15 Çelik day üzerine yapıştirilmiş metal alt yapıli seramik kuronlar	50
Şekil 3.16 Deney numunelerinin sabitlendiği dental aparat.....	52
Şekil 3.17 Servo hidrolik dinamik test cihazı	52
Şekil 3.18 Deney numunesinin cihaza bağlanması	53
Şekil 3.19 Taramalı elektron mikroskopu (SEM).....	54
Şekil 4.1 Üretim sonrası elde edilen dikensiz boş kuron	55
Şekil 4.2 Üretim sonrası elde edilen sıkı dizilimli kuron.....	55
Şekil 4.3 Üretim sonrası elde edilen normal dizilimli kuron	56
Şekil 4.4 Üretim sonrası elde edilen seyrek dizilimli kuron	56
Şekil 4.5 Kuronların genel kırılma değer tablosu.....	59
Şekil 4.6 Statik test sonrası dikensiz boş kuron	60
Şekil 4.7 Statik test sonrası sıkı dizilimli kuron.....	61
Şekil 4.8 SLM yöntemi ile üretilmiş yorulma numunelerinin S-N eğrisi.....	62
Şekil 4.9 SLM yöntemi ile üretilmiş yorulma numunelerinin kırık kesit SEM görüntüleri.....	63

Şekil 4.10 0.3 mm kalınlığa sahip dikensiz boş metal alt yapının SEM görüntüsü.....	67
Şekil 4.11 0.3 mm kalınlığa sahip sıkı dizilimli metal alt yapının SEM görüntüsü	67
Şekil 4.12 Dikensiz boş kuron için seramik katı modelin kesit görüntüsü	68
Şekil 4.13 Sıkı dizilimli kuron için seramik katı modelin kesit görüntüsü.....	69
Şekil 4.14 Dikensiz metal alt yapılı dental kurona ait sınır şartları	70
Şekil 4.15 Sıkı dizilimli metal alt yapılı dental kurona ait sınır şartları	70
Şekil 4.16 Dikensiz metal alt yapılı dental kurona ait kayma gerilmesi dağılımı.....	71
Şekil 4.17 Sıkı dizilimli metal alt yapılı kurona ait kayma gerilmesi dağılımı	71
Şekil 4.18 Dikensiz metal alt yapılı dental kurona ait asal gerilme dağılımı.....	72
Şekil 4.19 Sıkı dizilimli metal alt yapılı kurona ait asal gerilme dağılımı.....	72



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 İnsan vücudunda kullanılan implantlar	15
Çizelge 2.2 Metal biyomalzemelerde kullanılan elementler.....	16
Çizelge 2.3 Paslanmaz çeliklerin tıbbi uygulamaları.....	18
Çizelge 2.4 Krom–kobalt alaşımlarının kimyasal bileşimi	21
Çizelge 2.5 Krom–kobalt alaşımlarının mekanik özellikleri	22
Çizelge 2.6 Metalik biyomalzemelerin karşılaştırılması.....	23
Çizelge 2.7 Polimerin biyomedikal uygulamalarda kullanımı.....	26
Çizelge 3.1 CoCrW alaşımının kimyasal kompozisyonu	36
Çizelge 3.2 CoCrW alaşımının mekanik özellikleri	36
Çizelge 3.3 CoCrW alaşımlı yorulma numunesine ait üretim şartları.....	39
Çizelge 4.1 Klasik yöntem ile üretilmiş kuronlara ait kırılma değerleri.....	57
Çizelge 4.2 SLM ile üretilmiş kuronlara ait kırılma değerleri.....	58
Çizelge 4.3 0.3 mm kalınlığa sahip dikensiz boş kuronun dinamik değer tablosu	65
Çizelge 4.4 0.3 mm kalınlığa sahip sıkı dizilimli kuronun dinamik değer tablosu.....	66

1. GİRİŞ

Kazalar, yaralanmalar, savaşlar gibi hayatın kaçınılmaz olumsuzlukları insanlarda fonksiyonelliğini kaybetmiş hasara uğramış organlara sebep olabilir. İnsanoğlunun gelişen teknolojiyle birlikte oluşan arayışı elbette insanın ihtiyaçlarını karşılamaya yönelik olmuştur. Dolayısıyla insan vücudu içerisinde işlevini yitirmiş organların işlevlerini geri kazandırmak adına biyomalzeme bilimi gelişme göstermiştir.

Tarihin çok eski zamanlarından beri mısır mumyalarında karşımıza çıkan yapay göz, burun ve dişler insanoğlunun azalan yada fonksiyonunu kaybeden organlarda implant kullanarak işlevlerini geri kazandırdığı yada iyileştirdiği görülmektedir. İnsanoğlu biyomalzeme olarak, 19.yy'ın ortalarına kadar tahta, fildişi gibi metal olmayan malzemelerin kullanımıyla altın, gümüş ve bakır gibi metallerin kullanımını tercih etmiştir. Anestezinin de keşfiyle birlikte 19.yy'ın sonlarına doğru cerrahide acı hissedilmemesi biyomalzemeye olan talebi artırmıştır. Bununla birlikte X ışınının keşfi, insan vücudunda hasarlı bölgenin tespitinde ve tedavi sürecinde olumlu katkılar sağlamıştır. 1925'den sonra biyomalzemelerde olan ilerlemeler hızlanmıştır ve günümüze kadar kullanılan biyomalzeme çeşitleri oluşmuştur (Yetim 2009).

Biyomalzemelerin insan vücudunda yaygın kullanılmasıyla birlikte kullanımını sınırlandıran bazı durumlar vardır. Bunlar;

- Pıhtılaşma
- Korozyon
- Kireçlenme
- İltihaplanma
- Hücre zehirlenmesi
- Kan ile uyumsuzluk
- Esneklik, hafiflik, dayanım, yorulma, ömür gibi mekanik özellikler
- Ekonomiklik
- Hammadde sıkıntısı
- Cerrahide uygulanabilirlik
- Tasarım ve üretim v.b.dir (Yetim 2009).

İnsanların, vücudun birçok yerinde olduğu gibi dental uygulamalarda da biyomalzemelere ihtiyacı kaçınılmazdır. Öyle ki hasara veya kayba uğrayan dişlerin yeme içme gibi temel fonksiyonlarının yanında ses tonunda oluşturduğu farklılıklar bununla birlikte estetik görünümünü kaybetmesi dental uygulamalarda gelişmelere sebep olmuştur.

Ağız içerisinde ki dental uygulamalardan birisi olan metal alt yapıli seramik kuronlar, sabit protez materyalleri olmuşturlardır. Seramiğin dental uygulamalarda ilk kullanımı 18.yy'ın son çeyreğinde seramik ustası Gerard'ın Fransız eczacı Alexis için yaptığı tamamen seramik bir protez olan dişin kullanımındır. Fakat seramiğin ilk uygulamalarında kontrol edilemeyen çatlaklar ve kırılmalar görülmüş ve üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Fransız bir diş hekimi olan Nicolas Dubais de Chemant kullanıma uygun ilk seramik protezi yapmıştır. Ve 1838'de İngilterede ilk fabrikasyon seramik dişler, bir diş imalatçısı tarafından piyasada yer bulmuştur.

Seramiğin metal bir kuron ile desteklenmesiyle;

- Gerilim
- Makaslama
- Sıkıştırma kuvvetlerine karşı direnci artırılmaya çalışılmıştır (Yavuz 1996).

Metal bir alt yapı ile desteklenen kuronda çatlama ve kırılma gibi oluşacak hasarlar öncelikle metal alt yapının hasara uğramasıyla gerçekleşecektir. Dolayısıyla bu durumda ağız içerisinde seramik restorasyonun kullanım ömrünü artıracaktır. Metal alt yapıli seramik restorasyonun kullanım ömrünü etkileyen temel fonksiyonlardan biriside metal-seramik bağlantıdır. Metal-seramik bağlantının iyileştirilmesi ve kullanım ömrünü uzatmak için farklı üretim teknikleri kullanılmıştır öyle ki son zamanlarda metal alt yapıların üretiminde klasik döküm tekniğinin yerine alternatif olarak seçici lazer ergitme metodu (SLM) gibi başka üretim teknikleride kullanılmaya başlanmıştır.

Klasik yöntemlerle üretilen parça, seçici lazer ergitme metodu kullanılarak üretildiğinde üretim mazlemesi aynı olsa bile üretim tekniğinin değişikliğinden kaynaklanan farklı fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olur. Bu farklılıklar ise parçanın işlenebilirliğini önemli ölçüde etkilemektedir.

SLM , hızlı prototipleme teknolojilerinden birisi olarak kabul edilmektedir. Seçici lazer ergitme teknolojisinin en önemli avantajlarından birisi diğer üretim teknikleri ile üretilmeyen karmaşık geometrilere sahip parçaların imalatı rahatlıkla sağlanmaktadır. Özellikle sağlık alanında biyomalzemenin üretiminde, havacılık ve otomotiv gibi hassas üretim gerektiren alanlarda çok kullanışlı bir üretim tekniğidir. Biyomekanik alanında kişiye özel implantların tasarım ve üretim süreci için oldukça avantajlıdır. Seçici lazer ergitme methodunda her bir katmanın sırasıyla ergitilip üzerine tekrar işlem yapılması neredeyse tam yoğunluklu parçaların imalatını sağlamış olur.

1.1 Önceki Çalışmalar

Seçici lazer ergitme veya klasik döküm teknikleriyle üretilen kobalt krom alaşımının in vitro biyoyumluluğu isimli çalışmada, seçici lazer ergitme ve klasik döküm yöntemi ile üretilmiş kobalt krom alaşımının verdiği hücre yanıtı araştırılmıştır. Kobalt, krom ve molibden salınımları, yapay tükürük sıvısına daldırılmış ve numuneler ICP-AES (indüktif eşleşmiş plazma kütle spektroskopisi) ile incelenmiştir. Hücre proliferasyonu MIT analizi ile değerlendirilmiş olup, ICP-AES ile metal iyon salınımına bakılmıştır. Kobalt ve molibdenin konsantrasyonunun, seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş numunelerde, klasik döküm yöntemiyle üretilmiş numunelere nazaran daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Hem seçici lazer ergitme hemde klasik yöntem ile üretilmiş numunelerin normal hücre morfolojisi sergiledikleri görülmüştür. Ayrıca seçici lazer ergitme methodu ile üretilen numunelerde hücre poliferasyonu daha fazladır. Kobalt-krom alaşımlarının iyon salınımı seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş numunelerde daha düşüktür. Ayrıca geleneksel döküm yöntemi ile üretilmiş numunelere kıyasla çok daha iyi biyoyumluluk göstermişlerdir (Xin et al. 2012).

Seçici lazer ergitme methodu ile üretilen kobalt–krom alaşımının metal–seramik bağ dayanımı isimli çalışmada, yirmişer adet hem seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş hemde klasik döküm yöntemi le üretilmiş kobalt–krom numunesinden oluşan iki grubun karşılaştırılması yapılmıştır. Her iki gruptan da on numune ISO 9693: 1999 standardına göre hazırlanmış ve numunelerin merkezine seramik kaplanmıştır. Numunelerin hazırlanması sonucunda metal- seramik arasındaki bağlantı üç noktadan bükme testi ile değerlendirilmiştir. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve enerji

dispersif x ışını spektroskopisi (EDS) analizleri ile numunelerin Si içeriği ölçülmüş, kırılma analizi yapılmış ve aderans porseleninin alan fraksiyonu (AFAP) belirlenmiştir. Sonuç olarak Seçici lazer ergitme methodu ile klasik döküm methodu ile üretilen numuneler arasındaki ortalama bağlanma gücü anlamlı bir fark oluşturmamıştır. SEM ve EDS analizlerinde hem seçici lazer ergitme methoduyla üretilmiş numunelerin hemde klasik döküm yöntemiyle üretilmiş numunelerin bağlanma arayüzlerinde karışık kırılma modu belirlenirken, seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş numune grubunun kontrol grubuna göre daha iyi porselen yapışması sergilediği gözlemlenmiştir (Xiang et al. 2012).

Seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş kobalt–krom alaşımının korozyon davranışını ve yüzey özelliklerini araştıran bir çalışmada, seçici lazer ergitme methodu ve klasik döküm yöntemleri gibi farklı üretim teknikleri ile üretilmiş numuneler elde edilmiş ve numunelerin yüzey sertlik değerlerine, mikroyapılarına, x–ışını fotoelektron spektroskopisine (XPS) bakılarak yüzey analizi yapılmıştır. Bununla birlikte elektrokimyasal korozyon testi yapılmıştır. Yapılan testler sonucunda seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş numunelerin klasik döküm yöntemi ile üretilmiş numunelere nazaran daha homojen bir mikro yapıya sahip oldukları gözlemlenmiştir. Ayrıca sertlik değerlerinin seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş numunelerde daha iyi olduğu ölçülmüştür. Her iki üretim methodu ile üretilmiş numunelerin elektrokimyasal korozyon değerlerinde potansiyodinamik eğrileri ve EIS, farklılık göstermemiştir. Bununla birlikte x–ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS) ile belirgin bir fark olmadığı gözlemlenmiştir. Seçici lazer ergitme methodu ile üretilen numunelerin uygun sertlik değerlerini gösterdiklerine, homojen mikro yapı gibi yüzey özelliklerinin uygun olduğuna ayrıca dental uygulamalar için korozyon dirençlerinin iyi olduğu sonucuna varılmıştır (Xian et al. 2013).

Döküm, frezeleme ve seçici lazere ergitme methodu ile üretilmiş PFM CoCr diş alaşımlarının metalurjik ve arayüzey karakterizasyonu adlı bir çalışmada, PFM CoCr diş alaşımlarından döküm (CST), frezeleme (MIL) ve seçici lazer ergitme (SLM) yöntemleri ile üç tane numune üretilmiştir. Üretilen numunelerin mikroyapıları, SEM, EDX ve XRD analizleri ile incelenmiştir. Her bir numunenin sertlik değerleri vickers sertlik deneyine göre ölçülmüştür. Inmetalbond uygulanmış ve uygulanmamış numunelerin element dağılımı için her gruptan porselen kaplanmış numunelere arayüzey karakterizasyonu

yapılmıştır. Numunlerin element dağılımları EDX çizgi profili analiziyle belirlenmiştir. Sonuç olarak, x-ışını radyografisinde sadece döküm yöntemi ile üretilmiş numunlerin gözenekliliği ortaya çıkmıştır. Her bir grup için farklı mikroyapılar olduğu gözlemlenmiştir. Her üç yöntem içinde üretilen numunlerin sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak ciddi bir fark olmadığı görülmüştür. Yapılan çalışmada PFM CoCr dental alaşımlarının mikroyapıları ile sertlik değerlerinin üretim methoduna bağlı olduğu düşünülmüştür (Al Jabbaria et al. 2014).

Seçici lazer ergitme methodu ile üretilen kobalt krom molibden (CoCrMo) dental alaşımının in vitro biyoyumluluğu isimli çalışmada, seçici lazer ergitme methodu ile üretilen dental alaşımların mikroyapısının korozyona duyarlılığı ve metal iyon salınımının biyoyumluluk üzerine etkileri araştırılmıştır. Bu çalışma için seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş üç adet CoCrMo alaşımı ve kıyaslama için ise klasik döküm methodu ile üretilmiş numune kullanılmıştır. Bu çalışmaya göre, lazerin metali ergitmesi esnasında hızlı soğuma ve kuvvetli sıcaklık gradyanları, kobaltı tükenmiş, molibden zengin ince bir hücresel yapı oluşturmuş, karbür çökmesi baskılanmış ve yüzeyde martenzitik bir faz oluşmasına sebep olmuştur. Bu durum ise seçici lazer ergitme methodu ile üretilen numunlerin döküm yöntemiyle üretilen numunelere kıyasla korozyon dirençlerinin ve metal iyon salınımı duyarlılıklarını düşürdüğünü göstermiştir. Bu çalışmada araştırmacılar mikro yapısal özellikler, korozyon direnci ve metal iyon salınımının bütüncül ve diğer çalışmalarda uygun biyoyumluluğunu CoCrMo dental alaşımların tasarım ve üretim aşamalarında değerlendirilmesini amaçlamışlardır. Çünkü CoCrMo alaşımının metal iyon salınımının, üretim yöntemine bağlı olduğunu düşünmektedirler (Hedberg et al. 2015).

Seçici lazer ergitme methodu ile üretilen CoCr kopinglerinin tekrarlanan fırınlanma ile marjinal uyumluluk üzerindeki etkileri isimli çalışmada, seçici lazer ergitme methodu kullanılarak CoCr dental restorasyonlar üretilmiştir. Aynı zamanda marjinal uyumluluğun dental restorasyonların kullanım ömrü için önemli olduğunu bununla birlikte tekrarlanan fırınlama işleminden sonra seçici lazer ergitme methodunun marjinal doğruluğunun göz önüne alınması gerektiği belirtilmiştir. Dolayısıyla bir zirkonya kalıp için hem seçici lazer ergitme methodu ile hemde döküm yöntemi ile CoCr alaşımlı numuneler üretilmiştir. Her grup için marjinal boşluk genişlikleri belirli bir

şekilde tekrarlanan fırınlama işleminin ardından sikon replika tekniği kullanılarak değerlendirilmiştir. Tekrarlanan fırınlama işleminden sonra farklı tekniklerle üretilmiş her bir numune grubunun kopukluklarını ve marjinal boşluk genişliklerini karşılaştırmak için student t testi kullanılmıştır. Sonuç olarak seçici lazer ergitme methodu kullanılarak üretilen kopinglerin ortalama marjinal boşluk genişlikleri döküm yöntemi ile üretilmiş kopinglerin ortalama marjinal boşluk genişlik değerlerinden daha düşük olduğu görülmüştür. Fakat bu çalışmaya göre tekrarlanan fırınlama işleminin marjinal doğruluk üzerinde ciddi bir etkisi olmadığı tekrarlı fırınlama işleminin ardından her grup içinde numunelerin kliniksel olarak kabul edilebilecek aralıkta olduğu görülmüştür (Zeng et al. 2015).

Elektron ışını ergitme (EBM) ile üretilmiş birbirine bağlı açık gözenekli mimariyle 3D baskılı CoCr yapılarının uzun süreli osseointegrasyonu isimli çalışmada, in vivo ortamda ortopedik uygulamalar için CoCr alaşımlarının stres koruma etkisinden uzaklaşmak ve yüksek sertlik değerlerini azaltmak için elektron ışını ergitme (EBM) ile üretilmiş CoCr implantlar bir koyun üzerinde denenmiştir. Koyun üzerinde altı ay kalan alaşımın gözenekli yapısının zamanla orantılı olarak büyüdüğü ve implant çevresinde yoğunlaşmanın etkisiyle kemik oluşumuna dönüştüğü gözlemlenmiştir. Bununla birlikte bu çalışmada, CoCr alaşımlarının arayüzeyde dokunun kompozisyonunu değiştirmedeği de vurgulanmıştır (Shah et al. 2016).

Üç farklı üretim yöntemi kullanılarak üretilen dental CoCr alaşımının metal seramik bağ özelliklerinin değerlendirilmesi isimli çalışmada, klasik döküm yöntemi (CAST), bilgisayar sayısal kontrol (CNC) frezeleme ve seçici lazer ergitme (SLM) methodu kullanılarak üretilmiş CoCr dental alaşım üç nokta ile bükme testine ISO 9693 standardında maruz bırakılmış ve her bir üretim tekniği için metal–seramik bağ özellikleri değerlendirilmiştir. Her bir yöntem ile üretilen alaşım numunelerinin yüzey özellikleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile analiz edilmiştir. Porselen uygulama işleminden sonra arayüzeyin karakterizasyonu enerji dispersif spektrometrisi (EDS) analizi ile belirlenmiştir. Metal–seramik bağ arasındaki mukavemet değeri üç nokta bükme testi ile belirlenmiştir. Bağlanma arayüzeyinde oluşan hasarın türü ve element oluşumu SEM ve EDS analizleri belirlenmiştir. Yapılan çalışmanın sonucunda, klasik döküm yöntemi, frezeleme ve seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş numune gruplarının oksidasyon

yüzeyleri farklılık göstermiştir. Döküm yöntemi ile üretilmiş numune grupları gözenekli iken frezeleme ve seçici lazer ergitme yöntemleri ile üretilmiş numune grupları kompakt ve düzensizdirler. Seçici lazer ergitme yöntemiyle ve frezeleme yöntemiyle üretilen numunelerin metal–seramik arayüzeyleri döküm yöntemi ile üretilmiş numunelerin arayüzeylerine kıyasla oldukça iyidirler. Metal–seramik bağlanma kuvvetleri ise her üç yöntem içinde farklılık göstermiştir. Yapılan bu çalışmaya göre, CoCr dental alaşımlarının yüzey morfolojileri ve kalınlıkları tercih edilen üretim yöntemine göre farklılık göstermektedir. Her bir üretim yöntemi ile üretilmiş numunelerin bağlanma dayanımları ISO 9693 standardının verdiği 25 MPa değerini karşıladığı için seçici lazer ergitme methodunun bir alternatif olarak dental uygulamalarda üretim tekniği olarak kullanılabileceğini göstermiştir (Wang et al. 2016).

Seçici lazer ergitme methodu kullanılarak üretilmiş CoCr dental alaşımların metal seramik bağlanma mukavemeti üzerinde çoklu fırınlanmanın etkisi isimli çalışmada, dental aparatların üretiminde seçici lazer ergitme yönteminin oldukça yeni bir yöntem olması, restorasyonların metal–seramik bağlantı mukavemetinin çoklu fırınlamadan sonra göz önüne alınması gerektiğini söylemiştir. Ve buna dayanarak hem seçici lazer ergitme methoduyla hemde klasik balmumu döküm tekniği kullanılarak CoCr metal çubuk numuneler üretilmiştir. Her bir gruptan belli sayıda numune ISO 9693:2012 standardına göre hazırlanmış ve belli alanda porselen ile kaplanmıştır. Her bir grubun numuneleri fırınlanma sayısına göre ayrılmıştır. Gruplara ayrılan numunelerin metal–seramik bağ mukavemeti, kırılma analizi ve aderans porseleninin alan fonksiyonu (AFAP), üç noktalı bükme testi ile birlikte taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve enerji dispersif x–ışını spektroskopisi (EDS) ile Si içeriğinin ölçülmesiyle analiz edilmiştir. Sonuçlar ilk olarak Shapiro–Wilk testi ile ardından student t testi ile değerlendirilmiş farklılıklar belirlenmiştir. Sonuç olarak SEM ve EDS analizlerinden sonra, seçici lazer ergitme methodu kullanılarak üretilen numunelerin belirli sayıda fırınlandıktan sonra kontrol gurubu numunelerine nazaran metal–seramik bağın çok daha iyi olduğu gözlemlenmiştir. Bu çalışmaya göre, seçici lazer ergitme yöntemi kullanılarak üretilen numunelerin tüm fırınlama sürelerinde ISO 9691:1999 standardına göre daha üstün metal seramik bağ dayanımı göstermiştir. Bunun yanı sıra özellikle beş–yedi fırınlama sonrası seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş numuneler, klasik döküm yöntemine göre AFAP açısından daha üstün davranış göstermiştir (Wei ren et al. 2016).

Döküm, frezeleme ve seçici lazer ergitme yöntemleriyle üretilmiş CoCr alaşımlarının porselen ile bağlanma dayanımları isimli çalışmada, kobalt krom alaşımlarının metal destekli seramik sabit protezler için sık kullanılan alaşımlar olduğu ve klasik döküm yöntemiyle de üretilebildikleri söylenmiştir. Yapılan bu çalışmanın amacı farklı üretim teknikleriyle üretilmiş CoCr alaşımlarının metal-seramik bağ mukavemetini değerlendirmektir. Bu amaç doğrultusunda belirli boyutlarda hem klasik döküm yöntemiyle hemde seçici lazer ergitme methoduyla üretilmiş numuneler yine belirli bir ölçüde seramik ile kaplanmıştır. Metal-seramik bağ mukavemeti ISO 9693 standardına uygun bir şekilde üç noktalı bükme testi ile değerlendirilmiştir. Porselenin alan fraksiyonu (AFAP), taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve enerji dispersif spektroskopisi (EDS) analizleri ile Si içeriğinin ölçülmesiyle belirlenmiştir. Ayrıca numunelerin morfolojik özelliklerini, elementer dağılımlarını ve metalurjik yapılarını belirlemek için yine SEM ve EDS analizleri yapılmıştır. Yapılan bu çalışmanın sonucunda her iki üretim yöntemiyle üretilen numunelerin metalurjik yapılarının farklı olmasına rağmen yüzey morfolojileri ve oksidasyon karakterizasyonlarının benzer olduğu görülmüştür. Bununla birlikte CoCr alaşım malzemesinin metal-seramik bağ mukavemetini önemli ölçüde üretim tekniği etkilemezken klasik döküm tekniği ve seçici lazer ergitme methoduyla üretilen CoCr alaşımlarının porselen ile tutunma özelliğinin daha iyi olduğu düşünülmüştür (Li et al. 2017).

Seçici lazer ergitme methodu ile üretilen kobalt krom molibden (CoCrMo) alaşımlı parçaların morfolojisi ve özellikleri üzerine çalışma yapılmıştır ve bu çalışmada, seçici lazer ergitme yöntemi kullanılarak numuneler üretilmiş ve gruplandırılmıştır. Bir grup CoCrMo alaşımına belirli sıcaklıkta belirli süre ile ısıtma işlemi uygulanmıştır ve bu ısıtma işlemi sonucunda yüzey morfolojisinde oluşan farklılıklar, mekanik özelliklerdeki iyileşmeler değerlendirilmiştir. Seçici lazer ergitme methodunda üretim esnasında oluşan hızlı ergitme ve ani katılaşma mekanizmalarından dolayı seçici lazer ergitme methodu ile üretilen CoCrMo alaşımının, klasik döküm yöntemi ile üretilmiş CoCrMo alaşımından farklı olacağı ön görülmüştür. Yapılan bu çalışmanın sonucunda seçici lazer ergitme methodu ile üretilen numunelerin iç yapısının yüzey merkezli kübik (YMK) yapıya sahip olduğu görülmüştür. Ayrıca seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş numunelerde oluşan kırılma hasarının daha çok yarılma benzeri (quasicleavage fracture) bir kırılma olduğu gözlemlenmiş aynı zamanda kırılmanın gevrek kırılmaya kıyasla sünek kırılma

olduğu belirlenmiştir. Seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş numunlere uygulanan ısıl işlem sonrasında gerilme mukavemeti ve uzaması artarken, akma mukavemetinde ve sertlik değerinde düşüş grlmştir (Song et al. 2018).

Antibakteriyel aktiviteye sahip CoCrWCu alaşımının seçici lazer ergitme methodu ile üretilerek, yoğunlaştırma, mekanik özellikler ve mikroyapısal analizinin belirlenmesi isimli çalışmada, antibakteriyel özellik içeren CoCrWCu gaz atomize tozları, SLM ile üretilmiş ve kullanılmıştır. Dental uygulamalarda mevcut tozun SLMed CoCrWCu alaşımının üretiminde güvenilirliğini test etmek adına, yoğunluğu maksimum değere ulaştırma gayesiyle işleme optimizasyonu yapılmıştır. Yapılan optimizasyon ile yüzey yoğunluğu ve çekme deneyi birkaç gözenekle birlikte hemen hemen tam yoğun alaşımın üretilmesi için yapılmıştır. Bu çalışmaya göre, belirli enerji girişinde ve nispi yoğunlukta yeterince yoğun CoCrWCu alaşımı üretmek mümkündür. Yapılan ekme testi sonuçları göstermiştir ki, SLMed CoCrWCu alaşımı dental uygulamalar için ISO 22764 standardını karşılamaktadır. Aynı zamanda taramalı elektron mikroskopuyla yapılan analiz (SEM), SLMed CoCrWCu alaşımının hücresel ve kolonlu yapıda ince bir i yapıya sahip olduğu grlmştir. Yapılan antibakteriyel test analizlerine göre SLMed CoCrWCu alaşımının iyi antibakteriyel özellik sergilediği belirlenmiştir (Lu et al. 2018).

Seçici lazer ergitme methodu ile üretilen CoCr metal alt yapıların bor ile kaplanmasının metal–porselen bağlantısına etkisi isimli çalışmada, seçici lazer ergitme yöntemi kullanılarak farklı kalınlıklarda üretilmiş metal alt yapılar farklı değerlerde borlanmış ve işlemsiz metal alt yapılarla kıyaslanmıştır. Seçici lazer ergitme methodu kullanılarak 0,1 mm, 0,2 mm ve 0,3 mm kalınlığında üretilmiş metal alt yapıların bir kısmı işlem görmeden sadece statik yüklemeye maruz kalırken, bir kısmı borlanarak statik yüklemeye maruz bırakılmıştır. Borlama işlemi 900°C ve 1000°C ‘de farklı zaman aralıklarında gerçekleşmiştir. Bununla birlikte oda sıcaklığında 3N’luk yük altında aşınma deneyleri yapılmıştır. Aynı zamanda yapay tükürük zltisi içerinde korozyon dirençlerine bakılan borlanmış numunelerin yüzeyinde oluşan fazları ve kalıntı gerilmeleri belirlemek için x–işını difraktometresi (XRD) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizleri yapılmıştır. Yapılan testler göstermiştir ki, borlama sonucunda işlem parametrelerine bağlı olarak farklı sürtünme katsayıları elde edilmiştir. Tabaka kalınlığının ve yüzey pürüzlülüğünün, ölçülen sürtünme katsayısı değerlerini

önemli ölçüde etkilediği düşünülmüştür. En düşük sürtünme katsayısı , 1000°C 'de 4 saat borlanmış metal alt yapılarda görülürken, en yüksek sürtünme katsayısı 900°C'de 1 saat borlanmış metal alt yapılarda görülmüştür. Korozyon deneyi sonucunda alınan veriler, işlemsiz numuneye kıyasla borlanmış numunelerin korozyon dirençlerinde oldukça az düşmelerin olduğunu göstermiştir. Statik yükleme sonucu kırılan numuneler incelendiğinde borlanmış numuneler ile işlemsiz numuneler arasında farklı kırılma hasarları olduğu gözlemlenmiştir. Bununla birlikte yapılan tüm deneylerde metal alt yapılarda herhangi bir hasar oluşmamış hasar sadece porselen kısımda gerçekleşmiştir. Yapılan statik deneyler sonucunda 0,1 mm kalınlığında borlanmış metal alt yapının dayanımının, 0,3 mm kalınlığında işlemsiz metal alt yapının dayanımına çok yakın olduğu gözlemlenmiştir (Uzun 2018).



2. KAYNAK ÖZETLERİ

2.1 Biyomalzemeler

Biyomalzeme kavramının oluşması, teknolojinin hızlı bir şekilde ilerleyerek beraberinde getirdiği insan sağlığı üzerindeki gelişmeler, malzeme biliminin gelişmesine sebep olmuş ve biyomalzeme terimi ortaya çıkmıştır (Yetim 2009). En yaygın kullanımıyla biyomalzeme, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan doğal veya sentetik malzemeler olup, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut akışkanlarıyla (örneğin kan) temas eden malzemeler olarak tanımlanabilir (Gümüşderelioğlu 2002).

Bilimsel olarak teknolojik ilerlemelerle oluşan bir kavram olmasına rağmen biyomalzelerin kullanımı çok eski zamanlara kadar uzamaktadır. Tarihin çok eski zamanlarında mısır mumyalarında bulunan yapay göz, burun ve dişler en ilkel implant örnekleridir. Diş hekimliğinde kullanılan altının 2000 yıl öncesinde var olduğu bilinmektedir. 1850’li yıllardan itibaren biyomalzemler insan vücudu içerisinde çokça kullanılmaya başlamıştır. İlk olarak 1880’de kullanılan fildişi protezler bunun bir örneğidir. İlk metal protez (vitalyum çeliği) ise 1938’de üretilmiş, kemik kırıklarında plaka ve vida olarak kullanılmıştır. Ancak bu metal protezin vücut içerisinde zamanla korozyona uğradığı ve organizmalara ciddi hasar verdiği tespit edilmiştir. Zamanla gelişen biyomalzemeler hakkında 1950’de kan damarlarının değiştirilmesi ve yapay kalp kapakçıklarının geliştirilmesi, 1960’da kalça protezlerinin kullanılması, 1970’de ise alümina ve zirkonya asıllı implantların kullanılmaya başlandığı bilinmektedir. Özellikle son yıllarda ise ilerleyen teknolojiyle birlikte biyomalzemeler yapay kalp, böbrek diyaliz makinesi gibi işlevini kaybetmiş organın işlevini geri kazandırmak adına kullanılmıştır. Kemik vidaları, sütürler (dikiş ipliği) gibi biyomalzemeler, hasara uğramış dokunun tedavisine yardımcı olsun diye kullanılmıştır (Ayhan 2002; John et al. 2016). Bilimin ilerlemesiyle birlikte sırasıyla krom-kobalt alaşımları, paslanmaz çelikler, polimerler ve yakın geçmişte seramikler biyomalzeme olarak kullanılmaya başlanmıştır (Pasinli 2004).

Biyomalzemelerin insan vücudunda uzun süreli kullanılması, malzemenin özelliklerine, malzemenin tasarımına, malzemenin vücut ile uyuşabilmesine, biyomalzemenin kullanılacağı hastanın durumuna bağlıdır (Park and Bronzino 2000).

Biyomalzemeler kullanıldıkları bölgeye uygun mekanik özellikleri sağlamadıklarında, olması gerektiği gibi tasarlanmadıklarında hasara uğrarlar ve bu durum hastada yeni bir ameliyata ihtiyaç duyurur.

İmplant malzemesinin hasara uğramasına genel olarak sebep olan etkenler;

- Kemik ve implant arasındaki elastisite modülünün uyumsuzluğu
- Lif kapsüllenmesi
- Yorulma dayanımı
- Aşınma/Korozyon
- İltihaplanma

Olarak tespit edilmiştir (Li et al. 2014).

Biyomalzemeler insan vücudunda uzun süre kullanıldığından etkileşim halinde olduğu canlı dokulara zarar verdiği gözlemlenmiş ve bu durumun biyomalzeme için etkileşim halinde olduğu doku ile uyum içinde olması gerektiği fikrini ileri sürmüştür. Böylece biyomalzemelerin en önemli özelliği olan biyoyumluluk kavramı ortaya çıkmıştır.

Biyoyumlu bir malzeme, dokuların işlevlerini aksatmayarak doku içerisinde iltihaplanma, korozyona uğrama, kireçlenme, hücre zehirlenmesi, kan ile uyumsuzluk yada pıhtı gibi istenmeyen tepkiler oluşturmayan malzemelerdir. Malzemelerin biyoyumluluklarını etkileyen iki temel fonksiyon vardır. Bu fonksiyonlardan ilki, malzemenin vücuda gösterdiği tepkidir. İkincisi ise Vücut ortamı içerisinde malzemenin deforme olmasıdır. Biyomalzemeler insan vücudunda gösterdiği tepkiye göre; biyoinert, biyoaktif ve biyobozunur biyomalzemeler olmak üzere sınıflandırılır (Güven 2010).

Biyoyumluluğunun yanında kırılma, aşınma gibi mekanik özelliklerin iyi olması beklenen diğer bir özelliktir. Kemik işlevini gören bir biyomalzemenin elastisite modülü,

mukavemet ve tokluk gibi mekanik özelliklerinin kemik dokusunun mekanik özelliklerine yakın olması gerekmektedir (Leyens and Peters 2003; Niinomi 2008).

Elastisite modülleri arasındaki farkın birbirine yakın olmaması durumunda implant ile kemik arasında düzensiz bir gerilim aktarımı (stress shielding) oluşacaktır. Böylece implant ve kemiğin çevresinde aşınma meydana gelerek kemik ile implantın birleşimi aksayacaktır.

Biyomalzemelerden beklenen özelliklerinden biriside korozyon direncidir. Bilindiği gibi korozyon, metal ve metal alaşımlarının çevreleri ile kimyasal yada elektrokimyasal etkileşimleri sonucu oluşan bir bozunmadır. Vücut içerisinde (in vivo ortam) ise korozyon bir ortam vardır. Metal esaslı biyomalzemeler vücut içerisinde korozyona uğrayabilmektedirler. Korozyonun elektrokimyasal reaksiyonunda, metal esaslı biyomalzemeler iyon salınımı gerçekleştirebilir ve biyomalzemenin biyouyumluluğu azalacağı gibi, vücutta alerjik reaksiyonlara sebep olabilmektedir (Taddei et al. 2004). Biyomalzemenin korozyon davranışı, çoğunlukla oluşturduğu koruyucu oksit tabakasına bağlıdır. Bu oksit tabakasının koruyucu etkisi malzemenin korozyon hızını ve iyon salınımını azaltacaktır (Gonzalez and Mirza-Rosca 1999).

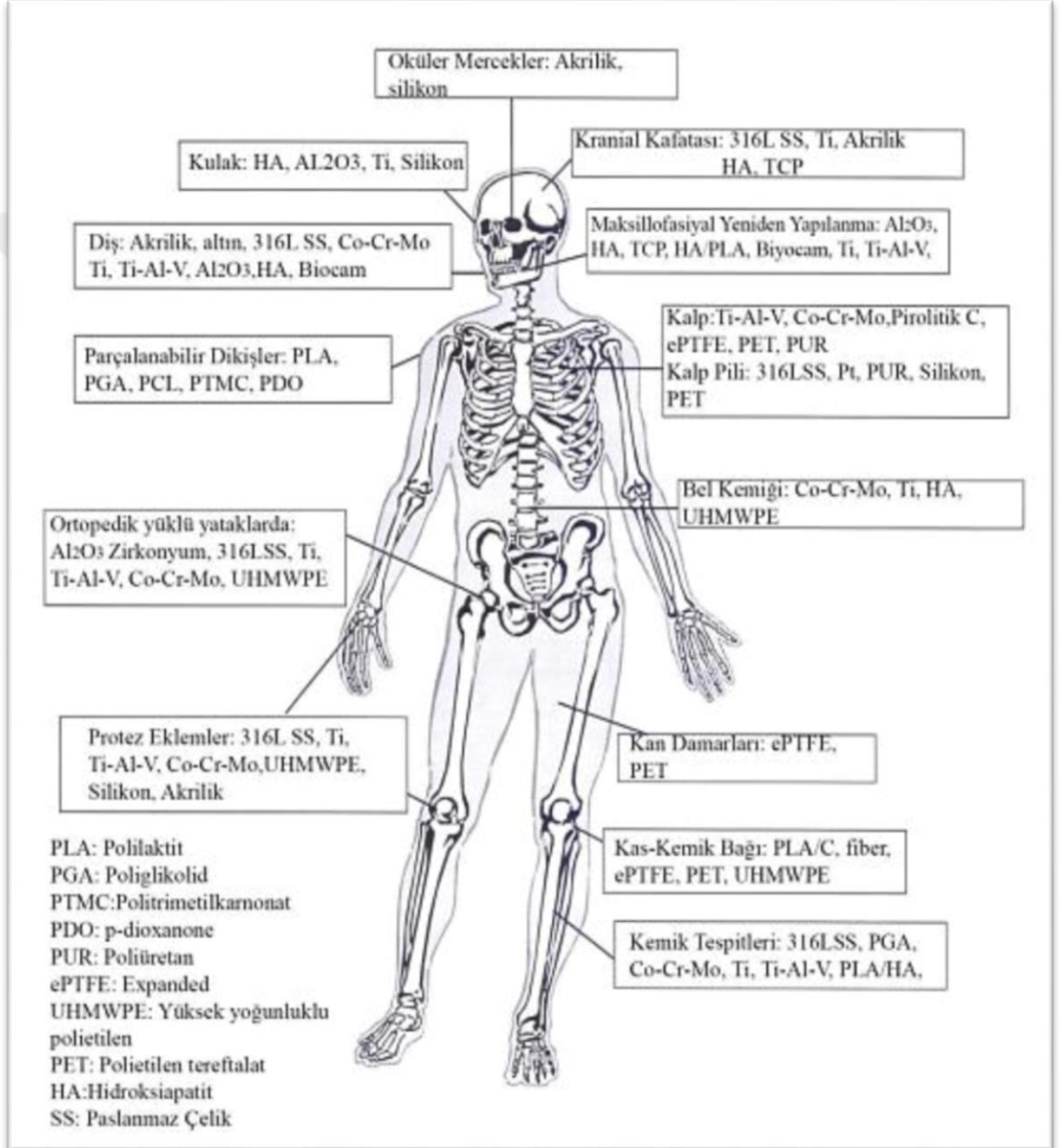
Biyomalzemeler için bir diğer önemli özellik de aşınma direncidir. Aşınma, birbiri ile temas halinde olan iki malzemenin hareketleri sonucu sürekli olarak mazeme yüzeyindeki kayba denir ve bir yüzey hasarı olarak sınıflandırılabilir (Mohammed et al. 2010). Aşınma, her türlü eklem protezlerinde karşımıza çıkabilmektedir. Düşük aşınma direnci implantta kayıplara sebep olurken, implant malzemesinden aşınarak ayrılan atık malzemeler ise doku içerisinde tepkimelere sebep olabilirler (Geetha et al. 2009).

Zehirleyici yada karsinojenik (kansere neden olan) olmaması gibi özelliklerde biyomalzemelerin diğer önemli parametrelerindedir.

Biyomalzemeler insan vücudu içerisinde;

- Hasar görmüş bölümlerin yerine kullanılmasıyla (protezler)
- İyileşmeye yardımcı olmasıyla (ameliyat ipliği, vida ve tel)
- Fonksiyonelliğini artırmasıyla (lens, kalp pili, işitme cihazı)

- Estetik görünümüne katkı sağlamasıyla (diş teli, deri implantasyonu, silikon)
- Tedaviye yardımcı olmasıyla (direnaj, kateter)
- Hastalığın teşhisine yardımcı olmasıyla (endoskopi, enjektör)
- Fonksiyon bozukluklarını gidermesiyle (omurga fiksatörleri) birçok kullanım alanına sahiptirler (Güven 2010). İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler Şekil 2.1’de gösterilmiştir.



Şekil 2.1 İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler (Browne and Gregson 1993).

Biyomalzemelerin kullanım alanı cerahide çok geniş yer kaplamaktadır. Hasarlı organ protezlerinde yapay kalça eklemleri, omur implantları, kemik plakları, dental vidalar yada iyileştirmelerde dikiş ipliği (sütürler) gibi birçok cerrahi uygulamada ve Çizelge 2.1 de de görüldüğü gibi insan vücudu içerisinde geniş bir alanda kullanılmaktadır.

Çizelge 2.1 İnsan vücudunda kullanılan implantlar (Yetim 2009)

Sistem	İmplant
İskelet Sistemi	Kemik plakası, kalça ve diz protezleri, diş implantları
Kas Sistemi	Dikiş malzemeleri
Dolaşım Sistemi	Yapay kalp valfleri
Üriner Sistem	Kataterler
Dermatik Sistem	Kozmetik ürünler, plastik cerrahi imlantlar
Diğer	Makaslar, enjektörler v.b.

Biyomalzemeler, metaller, seramikler, polimerler ve kompozit biyomalzemeler olmak üzere genel anlamda dört farklı grupta incelenir. Her bir grup istenilen şartlar altında levha, kaplama yada tel şeklinde kullanılabilir. Bunun yanısıra uygulama yerine göre, biyomalzemeler sert doku yerine kullanılacak biyomalzemeler ve yumuşak doku yerine kullanılacak biyomalzemeler olmak üzere iki gruba ayrılır. Ortopedik protezler ve diş protezleri sert doku yerine kullanılan biyomalzemelerden olup çoğunlukla metal ve seramik biyomalzemelerden üretilir. Kalp-damar sistemi ve genel plastik cerahide kullanılan biyomalzemeler ise polimer esaslı malzemelerden üretilmektedir (Park and Lakes 1992).

2.1.1 Metalik Biyomalzemeler

Metallerin biyomalzeme olarak 1550'li yıllarda çatlak damak tedavisinde altın plaka kullanımı ile var olduğu düşünülmektedir. 1800'lü yılların başlarında çivi ve tel olarak çatlak kemik tedavisinde kullanılmıştır (Gür ve Taşkın 2004). Ortopedik uygulamalarda eklem protezi olarak kullanılırken yüz çene cerrahisinde, diş implantlarında ya da kalp damar cerrahisinde yapay kalp parçaları, kateter, vana ve kalp kapakçığı olarak da çok yaygın kullanılmaktadırlar. Bununla birlikte teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan biyomedikal cihazların üretiminde de metalik biyomalzemeler kullanılmaktadır (Pasinli 2004). Metaller çeşitli formlarda implant olarak

kullanılmışlardır. İmplantlarda metal biyomalzemelerin kullanımı özellikle kemik plaklarında ve vidalarda vanadyum (V) ile görülmüştür. Demir (Fe), Krom (Cr), Kobalt (Co), Nikel (Ni), Titanyum (Ti), Tantal (Ta), Molibden (Mo) ve Tungsten (W) implantların yapımı için kullanılmıştır (Park and Lakes 1992). Çizelge 2.2’de metal biyomalzemelerde kullanılan elementler verilmiştir.

Çizelge 2.2 Metal biyomalzemelerde kullanılan elementler (Hussein et al. 2015).

Element	Sembol	Atom Numarası	Atom Ağırlığı
Alüminyum	Al	13	26,98
Kobalt	Co	27	58,93
Krom	Cr	24	52,00
İridyum	Ir	77	192,2
Demir	Fe	26	55,85
Manganez	Mn	25	55,94
Molibden	Mo	42	95,94
Nikel	Ni	28	58,71
Niyobyum	Nb	41	92,91
Paladyum	Pd	46	106,4
Platin	Pt	78	195,1
Tantal	Ta	73	181,0
Titanyum	Ti	22	47,90
Tungsten	W	74	183,9
Vanadyum	V	23	50,94
Zirkonyum	Zr	40	91,22

Metalik biyomalzemeler, insan vücudunda kas iskelet sisteminin mekanik şartlarına oldukça iyi uyum sağlamalarından dolayı ve belirli sınırlar içerisinde fazla yükler altında uzun süre, ani ve değişken yüklemelere karşı rijitliklerini koruyabildiklerinden dolayı tercih edilirler (Gür 2003).

Metalik biyomalzemelerin biyoyumlulukları vücut ortamı içerisinde korozyona uğramalarından, temas halinde oldukları dokuya nazaran oldukça sert olmalarından,

yüksek yoğunluklarından ve içerdikleri metal iyon salınımının insan vücudunda alerjik reaksiyonlara sebep olmasından dolayı düşüktür. Bu durumun yanı sıra metalik biyomalzemelerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikleriyle birlikte yorulma dayanımı, uygun elastisite modülü, yüksek çekme ve akma gerilme değerleri, yüksek kırılma tokluğu ve yüksek aşınma direnci gibi mekanik özellikleri metalik biyomalzemeler için avantaj oluşturmaktadır. Dolayısıyla metalik biyomalzemeler, gerilme dayanımının yüksek olması beklenen implantların üretiminde kullanılabilir (Langer et al. 1996).

En çok kullanılan metalik biyomalzemeler;

- Paslanmaz çelikler
- Titanyum (Ti) ve alaşımları
- Kobalt (Co) ve alaşımları

olmak üzere üçe ayrılmaktadır.

2.1.1.a Paslanmaz çelikler

Biyomalzeme olarak ilk 18-8 (302) tipi paslanmaz çelik kullanılmıştır. Vanadyum çeliğine göre oldukça dayanımlı ve korozyona karşı dirençli olan bu paslanmaz çeliğe, korozyona karşı direncini dahada artırmak için Molibden (Mo) eklenerek 316 paslanmaz çeliği elde edilmiş ve biyomalzeme olarak kullanılmıştır (Yetim 2009).

0,08 karbon (C) içeriğine sahip olan 316 paslanmaz çeliğinin karbon oranı 0,03'e düşürülerek 316L tipi paslanmaz çelik elde edilmiştir. 316L tipi paslanmaz çeliğin içerisinde korozyon direncini artırmak için, %60-%65 oranında demir (Fe), %17-%19 oranında krom (Cr), %12-%14 oranında nikel (Ni) ve az miktarda nitrojen (N), mangan (Mn), molibden (Mo), fosfor (P), silikon (Si) ve sülfür (S) vardır (Pasinli 2004).

Paslanmaz çeliklerde korozyon direncini değiştiren en önemli etken madde kromdur (Cr). Alaşım içerisinde krom'un en az %12 oranında bulunması gerekirken, krom oranının %28'den fazla olması durumunda ise tane sınırlarında oluşan krom karbürler korozyon direncini düşürecektir. Krom pasif bir element olmasına karşın, krom

ve krom alaşımlarının %30'luk nitrik asit çözeltisinin, solüsyonlara karşı korozyon direnci oldukça iyidir (Singh 2002).

Paslanmaz çelikler içerdikleri mikroyapılarına göre;

- Martenzitik
- Ferritik
- Ostenitik

paslanmaz çelikler olarak sınıflandırılırlar (Chen and Thouas 2015). Çizelge 2.3'de paslanmaz çeliklerin tıbbi uygulamaları verilmiştir.

Çizelge 2.3 Paslanmaz çeliklerin tıbbi uygulamaları (Chen and Thouas 2015).

Malzeme Mikroyapısı	Uygulama Alanı	Örnekler
Martenzitik	Dental ve cerrahi aletler	Ortodontik pense ve neşter
Ferritik	Bazı cerrahi aletler	Klavuz pimleri, bağlantı elemanları
Ostenitik	Kısa vadeli implantlar, kalça protezleri	Klavuz pimleri, derialtı iğneleri, enjeksiyon şırıngaları

Ostenitik paslanmaz çeliklerden olan 316 tipi paslanmaz çelik ile 316L tipi paslanmaz çelikler, implant yapımında biyomalzeme olarak en yaygın kullanıma sahip biyomalzemelerdir. Bu tip paslanmaz çelikler manyetik değildir ve ısı işlem ile sertleştirilemezler. Sertleştirme işlemi soğuk işlem ile gerçekleştirilir.

Yapı içerisinde mevcut olan nikel (Ni), ostenitik fazı stabilize eder ve malzemenin korozyon direncini artırır. İn vivo ortamda (vücut içerisinde) uzun süre kalan paslanmaz çelikler metal iyonu salınımı yapabilirler ve bu durum paslanmaz çelikler için büyük bir dezavantaj oluşturur.

Paslanmaz çelikler, düşük maliyetleri, mevcut korozyon dirençleri ve üst düzey mekanik özellikleriyle, kemik plakaları ve vidalarının bağlantı tellerinde ve kalça protezleri gibi ortopedik uygulamalarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar.

2.1.1.b Titanyum (Ti) ve alaşımları

Titanyum'un biyomalzeme üretiminde kullanılması ilk olarak 1930'lu yılların sonlarında gözlemlenmiştir. Titanyum, paslanmaz çelik ve vitalyum (CoCrMo alaşımı) gibi diğer metalik biyomazlemelere nazaran çok daha hafiftir. Bu durum ise titanyumun en önemli özelliklerinden birisidir. Bununla birlikte yüksek korozyon direnci, inert olması, nontoksit yapısı, antimagnetik özelliği ve yüksek mekanik özellikleriyle titanyum, biyomalzeme olarak ortopedik uygulamalarda kullanıma el verişli olmuştur.

Genel olarak havacılık ve uzay sanayisinde çok kullanılan titanyum, vücut içerisinde (in vivo ortamda) korozyona karşı dirençli olmasıyla, doku içerisinde alerjik reaksiyonlara sebep olmamasıyla, dayanımıyla ve düşük yoğunluğuyla tıp alanında da kalça ve diz implantlarında, kalp valfinde, vida ve bağlantı elemanlarıyla birlikte bir çok bölgede kullanılmaktadırlar (Yetim 2009; Aslan 2011; Çomaklı 2013).

Oda sıcaklığında, sıkı paket hegzagonal kafes yapısına (α -Ti) sahip olan titanyum metali, 882°C'ye kadar bu kafes yapısını korumaktadır. Sıcaklığı artan metalin kafes yapısı hacim merkezli kübik yapı (β -Ti) olarak gözlemlenir. Titanyum metaline alaşımların katkısıyla malzemeye farklı formlarda özellikler kazandırılmaktadır. En çok kullanılan titanyum alaşımı Ti6Al4V'dur. Alaşım içerisinde ki alimünyum, α fazını stabilize ederek α fazından β fazına geçiş sıcaklığını artırmaktadır. Vanadyum ise, β fazını stabilize etmektedir.

Paslanmaz çelikler ve Cr-Co alaşımlarında korozyonlu yorulma hasarı sık karşılaşılan bir durumdur ve karşılaşılan korozyon sonucunda biyoyumluluk problemleri ortaya çıkmaktadır. Bu metallerin aksine Titanyum ve titanyum alaşımlarının yüksek korozyon direnci ve biyoyumluluğuğunun daha iyi olması biyomalzeme alanında mevcut en önemli özelliğini oluşturur.

Titanyum yüksek sıcaklıklar altında olduğuça aktif bir metaldir ve oksijen ile reaksiyona girmektedir. Dolayısıyla titanyum ile üretilen implant malzemelerinde üretim ya inert bir atmosfer ortamında yada vakum altında gerçekteştirilmelidir çünkü aksi

durumda malzeme içerisine difüze olan oksijen yapıyı gevrekleştirerek istenmeyen bir özelliği ortaya çıkarmış olacaktır (Yetim 2009).

2.1.1.c Kobalt (Co) ve alaşımları

1930'lu yıllara kadar vitalyum çeliği olarak bilinen Cr–Co alaşımları, ilk olarak altının alternatifi olarak dental uygulamalarda kullanılmıştır. Ardından kalça protezleri ve vücut içerisinde kullanılan plakalar gibi ortopedik uygulamalarda görülmüştür. Kullanım alanının genişliği ile vücut içerisinde kullanılan biyomalzemeler içinde en çok kullanılan metal biyomalzemelerden birisi olmuştur.

Cr–Co alaşımlarının temelde iki türü vardır. Bunlardan ilki döküm ile üretilen kobalt–krom - molibden (CoCrMo) alaşımı iken, ikincisi sıcak dövme ile üretilen kobalt–nikel–krom–molibden (CoNiCrMo) alaşımıdır. Kobalt–krom–molibden alaşımının çoğunlukla dental uygulamalarda ve aşırı yüke maruz kalan diz ve kalça implantlarında, yapay eklem üretiminde kullanıldığı görülmüştür.

Krom–kobalt alaşımlarının ana alaşım elementlerini kobalt ve krom oluşturur. Yapı içerisinde ki krom alaşımın korozyona karşı direncini artırmaktadır. Molibden ise ince tanalı bir yapı oluşturması ve mukavemeti artırması için yapı içerisine katılmaktadır (Bayrak 2007; Yetim 2009; Çomaklı 2013).

ASTM (Amerikan Test ve Meteryaller Topluluğu), krom–kobalt alaşımlarını cerrahi alandaki uygulamalarına göre dört temel gruba ayırmıştır. Bunlar;

- CoCrMo
- CoCrW_{Ni}
- CoNiCrMo
- CoNiCrMoW_{Fe} alaşımlarıdır (Aslan 2011). Krom–kobalt alaşımlarının kimyasal bileşimi Çizelge 2.4'de verilmiştir.

Çizelge 2.4 Krom–kobalt alaşımlarının kimyasal bileşimi (Park and Bronzino 2000).

İmplant	CoCrMo		CoCrWNi		CoNiCrMo		CoNiCrMoWFe	
	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.
Cr	27,0	30,0	19,0	21,0	19,0	21,0	18,0	22,0
Mo	5,0	7,0	-	-	9,0	10,5	3,0	4,0
Ni	-	2,5	9,0	11,0	33,0	37,0	15,0	25,0
Fe	-	0,75	-	3,0	-	1,0	4,0	6,0
C	-	0,35	0,05	0,15	-	0,025	-	0,05
Si	-	1,0	-	1,0	-	0,15	-	0,50
Mn	-	1,0	-	2,0	-	0,15	-	1,0
W	-	-	14,0	16,0	-	-	3,0	4,0
P	-	-	-	-	-	0,15	-	-
S	-	-	-	-	-	0,010	-	0,010
Ti	-	-	-	-	-	1,0	0,50	3,50
Co	KALAN							

Oldukça iyi mekanik özellikleriyle birlikte yüksek elektrokimyasal özellikleri sebebiyle kobalt–krom–molibden (CoCrMo) alaşımları, yüke maruz kalan implantlarda tercih edilir. İyi korozyon direnci, krom (Cr) oksitleri, daha az miktardaki molibden (Mo) oksitleri ve kobalt (Co) oksitleri içeren metal yüzeyin oksit filmleri tarafından sağlanır (Julian and Munoz 2011). Çizelge 2.5’de krom–kobalt alaşımlarının mekanik özellikleri verilmiştir.

Çizelge 2.5 Krom–kobalt alaşımlarının mekanik özellikleri (Park and Bronzino 2003).

İmplant	CoCrMo	CoCrWNi	CoNiCrMo	
			Tavlanmış	Yaşlandırılmış veya soğuk dövülmüş
Çekme Dayanımı (MPa)	655	860	793–1000	1793 (min)
Akma Dayanımı (MPa)	450	310	240-655	1585
Uzama (%)	8	10	50,0	8,0
Kesit Daralması (%)	8	-	65,0	35,0
Yorulma Dayanımı (Mpa)	310	-	-	-

Metalik biyomalzemelerin fiziksel, kimyasal özellikleri, avantajları, dezavantajları ve kullanım yerleri en genel şekliyle Çizelge 2.6’de verilmiştir.

Çizelge 2.6 Metalik biyomalzemelerin karşılaştırılması (Pasinli 2004).

	Paslanmaz Çelikler	Kobalt Alaşımları	Titanyum Alaşımları
Yoğunluk (gr/cm ³)	7,90	7,80	4,50
Elastisite Modülü (MPa)	200	235	117
Avantajları	Düşük Maliyet Kolay Temin Edilebilme	Aşınma Direnci Korozyon Direnci Yorulma Dayanımı	Biyouyumluluk Korozyon Direnci Düşük Elastisite Modülü Yorulma Dayanımı
Dezavantajları	Uzun kullanıma uygun olmama Yüksek Elastisite Modülü	Düşük Biyouyumluluk Yüksek Elastisite Modülü	Düşük Aşınma Direnci Düşük Kayma Mukavemeti
Kullanım Alanları	Plakalar, vidalar, kalça protezleri	Diş implantları, Kalça ve Diz protezleri	Kalça ve Diz protezleri, Plakalar

2.1.2 Seramik Biyomalzemeler

Seramikler, ateşin keşfiyle birlikte kilin seramik çanak çömleğe dönüştürülmesiyle karşımıza çıkmışlardır ve insanlar için göçebe hayattan yerleşik hayata geçişte en önemli faktörlerden birisi olmuşlardır (Pasinli 2004).

Kemik yerine kullanılabilen seramikler;

- Yapısal seramikler
- Kalsiyum – Fosfat seramikleri

- Biyoaktif camlar

olmak üzere üç temel gruba ayrılır.

Yapısal seramikler grubunda alümina (Al_2O_3) ve zirkonya (ZrO_2) vardır. Yüksek yoğunluk ve saflığa sahip olan alümina (Al_2O_3), korozyon direnci, iyi mukavemeti, ve yüksek biyouyumluluğuyla kalça protezleri ve dental uygulamalarda yaygın kullanılmaktadır. Zirkonya (ZrO_2) ise burulmaya karşı dayanımı ile özellikle uyluk kemiği protezlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak vücut içerisinde (in vivo ortam) etkilenecek direncinin düşmesi, kaplama özelliğinin zayıf olması ve uranyum, toryum gibi radyoaktif maddeler içermesi zirkonyanın en büyük dezavantajları içerisinde yer almaktadır.

Kalsiyum–Fosfat seramikleri içerisinde biyomalzeme olarak en çok kullanılan malzeme hidroksiapatittir (HA). Hidroksiapatit kemik içerisinde kalsiyum fosfat seramiği olarak bulunur. Hidroksiapatitin en önemli özelliği kemiğe en yakın biyomalzeme olmasıdır. Kullanımda çoğunlukla metal üzerinde kaplama şeklinde görülür. Fakat adezyonunun düşük olması kullanım süresini olumsuz etkilemektedir. Çoğunlukla ortopedik uygulamalarda ve dental uygulamalarda karşımıza çıkmaktadır.

Biyoaktif camlar silika (SiO_2) esaslı malzemelerdir. Oldukça iyi biyouyumluluk gösterirler. Doku ve implant arasında kimyasal bağlanma için kullanılmaktadırlar. Fakat düşük mukavemetlerinden dolayı yük taşıyan implantlarda kullanılamazlar (Yetim 2009).

Biyoseramik malzemelerin kırılma olma, mukavemetlerinin düşük olması ve işlenebilirliğinin zayıf olması önemli dezavantajlarını oluşturur. Dolayısıyla biyoseramiklerin mekanik özelliklerinin beklentiyi karşılamadığı durumlarda metal biyomalzemele kullanılması gerektiği düşünülmektedir (Köktaş 2015).

2.1.3 Polimer Biyomalzemeler

Polimerler sentetik ve doğal olmak üzere iki gruba ayrılırlar. Nişasta ve selüloz doğal polimerler grubuna dahil iken polietilen (PE), poliüretan(PU), politetrasoroetilen

(PTFE) gibi polimer malzemler yapay (sentetik) polimerler grubuna dahildirler (Gümüşderelioğlu 2002; Elden 2016).

Dokulara yakın fiziksel özellikleri, biyomalzeme olarak kullanımlarına elverişli yapmaktadır. Biyomalzeme olarak çok sık kullanılan polimer malzemeler;

- Polietilen (PE)
- Polimetil metakrilat (PMMA)
- Yüksek moleküler ağırlığa sahip polietilen (UHMWPE) dir.

Polimetil metakrilat (PMMA), 25°C'de (oda sıcaklığında) camsı halde bulunur. Işık geçirgenliği oldukça iyidir ve sertliği ile birlikte kontakt lenslerin yapımında tercih edilmektedirler. Ortopedik uygulamalarda ve kalça protezlerinde kolay şekil verilmesi sebebiyle çoğunlukla yüksek moleküler ağırlığa sahip polietilenler (UHMWPE) kullanılmaktadırlar. Sahip olduğu uzun zincir yapısı, diğer polimer malzemelerden mekanik özelliklerini, oksidasyon direncini ve sűrünme kabiliyetini üstün kılmaktadır.

Polimerler, zayıf aşınma direncine sahiptirler. En önemli özelliklerinden birisi farklı şekillerde hazırlanabilmektedirler. Fakat mukavemetlerinin düşük olmasından, vücut sıvılarını emerek şişmelerinden ve zehirli ürünler salgılama ihtimallerinden, özellikler ortopedik uygulamalarda kullanımı azalmaktadır (Park and Lakes 1992; Yetim 2009). Çizelge 2.7'da Polimerlerin biyomedikal uygulamalarda kullanımı verilmiştir.

Çizelge 2.7 Polimerin biyomedikal uygulamalarda kullanımı (Agrawal 1998; Saygı 2016)

Uygulamalar	Polimerler
Ortopedik implantlar	Yüksek moleküler ağırlığa sahip polietilen (UHMWPE)
Parmak eklemleri	Silikon
Cerrahi iplikler (Sütürler)	Polilaktik ve poliglikolik asit
Soluk borusu	Silikon, akrilik, naylon
Kalp pilleri	Polietilen, Polyester, Poliüretan
Kan damarları	Politetrafloretillen, PVC
Sindirim sistemleri	Naylon, PVC, silikon
Protezler	Polidimetil, siloksan, poliüretan, PVC
Kemik dolguları	Polimetil metakrilat

2.1.4 Kompozit Biyomalzemeler

Kompozit malzeme, farklı kimyasal yapılara sahip en az iki malzemenin, kendi özelliklerini koruyarak oluşturdukları yeni malzemeye denir. Böylece kompozit malzeme bileşenlerinin tek başına sahip olmadığı özelliklere sahip olmaktadır. Kompozit malzeme, matris olarak adlandırılan malzeme içerisine çeşitli özellikler kazandırmak amacıyla ilave edilen diğer malzemelerin birleşimiyle oluşur. Matris olarak çeşitli polimerler kullanılırken, güçlendirici malzeme olarak polimer lifler, cam, karbon, mika ve toz seramikler kullanılabilirler (Gümüşderelioğlu 2002; Yetim 2009; Elden 2016).

Kompozit malzemelerin yüksek mukavemete ve düşük elastisite modülüne sahip olmaları özellikle ortopedik uygulamalar için kullanımına olanak sağlamaktadır. Bununla birlikte kompozit malzeme içerisindeki bileşim malzeme değiştirilerek vücut içerisindeki kullanım yerine göre uygun mekanik ve fizyolojik şartlara uyum sağlanabilir (Güven 2014).

Kompozit malzemeler,

- Korozyona karşı dirençli olması
- Metal yorulmasının görülmemesi
- Metal iyon salınımının olmaması
- Kırılma özelliğinin az olmasıyla üstün özellik gösterirler.

Kompozit malzemeler ortopedik ve dental uygulamalarla birlikte yumuşak doku implantı olarak da kullanılmaktadırlar. Manyetik özellik taşımadıklarından dolayı manyetik rezonans (MRI) ve tomografi gibi tedavinin tanı sürecindeki uygulamalara olumsuz etkileri yoktur (Güven 2014).

2.2 Biyomalzemelerin Dental Uygulamaları

Biyomalzemeler sahip oldukları özellikleriyle dental uygulamalarda çok sık kullanılmaktadır. Ağız çene ve diş içerisinde hasara uğramış ve işlevini kaybetmiş organlarda işlevi geri kazandırmak veya hasarı en aza indirmek amacıyla yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar. Biyomalzemeler genel olarak dental uygulamada;

- Dental laminalarda
- Estetik dolgularda
- İmplantlarda
- Ortodontide (diş ve çene bozuklukları tedavileri)
- Protez uygulamalarında karşımıza çıkmaktadırlar.

Dental laminalar, diş dokusunun oldukça az bir şekilde uzaklaştırılarak diş üzerine uygulanan kaplamalardır. Dayanımının iyi olması ve uzun süreli kullanıma elverişli olması laminaların önemli özelliklerindedir. Akrilik laminaların dayanımının az olması, yumuşak doku ile uyumunun zayıf olması ve kompozit rezin ile bağlantısının yetersiz olmasından ötürü alternatif olarak porselen laminalar uygulanmaya başlamıştır. Porselen laminalar, renk dengesinin iyi olması, yumuşak doku ile biyolojik uyumunun iyi olması, kompozit rezine ile iyi bağlanması ve estetik görünümün oldukça iyi olması gibi birçok avantaja sahip olmakla birlikte son renginin değiştirilme şansının olmaması, üretimi sırasında tekrar fırınlanmaması ve yüksek maliyete sahip olması gibi dezavantajlara da

sahiptir. Porselen laminalar ilk kez 1900'lü yıllarda Dr. Charles Pincus tarafından kullanılmışlardır (Anonim 2014).

Estetik dolgular, kırılmış veya çürümüş dişlerin tedavisinde, dişlerde mevcut olan kalıcı renk bozukluklarının giderilmesinde, dişler arasındaki boşluklarının kapatılmasında ve gerekli durumlarda diş boyunun uzatılmasında tercih edilen tedavi yöntemidir. Dişlerde aşındırma az miktarda yapılarak uygulanmasından diş dokusunun korunmasına yardımcı olan bir tedavi yöntemidir. Dişlerde estetik olarak yapılan dolgular daha parlak ve ışıltılı bir görünüm elde etmek amacıyla yapılmaktadırlar. Bu tür dolgular dişin ana renginde olan kompozit dolgulardır. Çürümüş dişlerin tedavisinde kullanılan amalgam dolgular estetik beklentileri karşılamadığı için günümüzde porselen dolgular ve kompozit dolguların kullanımı görülmektedir (Anonim 2017).

Dental implantlar, farklı biyouyumlu malzemelerden üretilebilen, kayba uğramış dişlerin yerine çığneme, estetik görünüm ve fonksiyonelliğini geri kazandırma adına çene kemiği içerisine yerleştirilen yapay diş kökleri olarak tanımlanabilir. Etkili tedavi yöntemine ve ön görülür sonuçlara sahip olduğu için tercih edilmektedirler. İmplantın uygulanması esnasında kemikte oluşan aşırı kayıp sebebiyle kısa implantların kullanımı mevcut hale gelmiştir. Dental implantlar için implantların yüzey özellikleri, kemik yapısı, kemik kaybı, kuron – implant oranı ve implant üstü restorasyonların tasarımı oldukça önemli başlıca unsurlardır (Atala ve Değirmenci 2017).

Dental implant tedavisi;

- Doğal dişin görevlerini yerine getirmesiyle (yeme içme işlevini tamamlaması)
- Sesde oluşan bozukluğu gidermesiyle
- Görünüşün estetik olması ve yüzde değişikliğe sebep olmamasıyla
- Uzun ömürlü olmasıyla

başarılı kabul edilen bir yöntemdir (Anonim 2017).

Ortodonti, alt ve üst çeneler ile birlikte diş dizilim bozukluklarının giderilmesi için uygulanan tedavi yöntemidir. Dişlerin ve çenelerin işlevini geri kazandırmak adına yapılmasıyla estetik görünümde katkı sağlamaktadır. Ortodonti tedavi sırasında çeşitli biyomalzemelerden üretilmiş diş üzerine uygulanan braketler, teller, lastikler, alignerlar

(şeffaf teller), çene genişletici aparatlar ve hareketli pekiştiriciler gibi bir çok aparat ile tedavi gerçekleştirilmektedir (Anonim 2013).

Diş protezleri, ağız içerisinde çeşitli sebeplerden dolayı kaybedilmiş çiğneme ve konuşma gibi fonksiyonel özelliklerin geri kazandırılması için yapay metaryellerden üretilmiş ürünler olarak tanımlanabilir. Laminate kaplamalar, zirkonyum kuronlar, full seramik kuronlar ve metal alt yapılu kuronlar dental protez uygulamalarına örnek olarak gösterilebilir (Anonim 2016).

2.2.1 Metal Alt Yapılı Seramik Kuronlar

Dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılan kuron ve köprü protezleri, alt destek ve üst estetik yapı olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadırlar. Kuronlar hasara uğramış, tedavisi yapılacak olan dişin geometrisine uygun olarak metal malzemeden üretilmiş alt desteğe, dişin formuna göre kaplanmış porselen üst estetik yapının işlenmesiyle elde edilmektedirler (Özcan 2008).

Metal alt yapılu seramik kuronlar, yüksek mekanik özellikleriyle, dayanımlarıyla ve metal içermeyen seramik kaplamalara göre avantajlı maliyetleriyle daha çok tercih edilen dental uygulamalardır (Uzun 2018). Metal alt yapı olarak altın bazlı alaşımların maliyetlerinin yüksek olmasından dolayı kobalt – krom alaşımları, nikel – krom alaşımları ve titanyum alaşımlarının kullanımı tercih edilmektedir (Hongmei Wang et al. 2016). Ancak metalin ışık geçirmemesinden kaynaklanan renksel bozukluklar, fırınlanma sonrası metalde oluşan oksit tabakasının metal seramik arayüzeyini etkilemesi yada metalin alerjik reaksiyon oluşturma ihtimali metal alt yapılu seramik restorasyonların kullanımını olumsuz etkileyen faktörlerdendir.

Metal alt yapıların kullanımı 20. yy'ın ortalarında porselenin metal üzerine pişirilmesiyle başlamıştır. Metal alt yapı porselenin alt kısmında kuronlarda hasara karşı mukavemet artışı sağlamaktadır. Sağlıklı ve estetik görünümü ise seramik üst yapı sağlamaktadır.

Metal alt yapılu seramik kuronların, tam seramik kuronlara göre en büyük avantajı kırılmaya karşı olan dirençleridir. Seramiklerin bası kuvvetlerine karşı mukavemetleri

yüksek olsada çeki kuvvetlerine karşı mukavemetleri düşüktür. Ağız ortamı içerisinde restorasyonlar, çiğneme esnasında makaslama kuvvetleriyle birlikte çarpma kuvvetlerinede maruz kalırlar. Bu kuvvetler neticesinde oluşan gerilmeler restorasyonlarda kırılma hasarı olarak görülmektedir. Metal alt yapıli seramik kuronlar, tam seramik kuronlara nazaran daha fazla elastik şekil değiştirirler ve kırılmaya karşı daha dirençli olurlar (Özcan 2008).

2.2.1.a Kuronların klasik yöntem ile üretimi

Metal alt yapıli seramik kuronlar ağız içerside sıklıkla tercih edilen sabit protezlerdendirler. Bu uygulama kişiye özel tasarlanır ve üretilir. Ancak üretimin çok hassas olmamasından kaynaklanan sorunlar oluşabilmektedir. Öyleki kişisel üretilmiş kuronun ağız içerisinde uygun olmama ihtimali vardır. Metal alt yapıli seramik kuronların üretimi;

- Alçı aşaması
- Kuron modelleme aşaması
- Döküm aşaması
- Kuron tesviye aşaması
- Porselen aşaması

aşamaları takip edilerek yapılmaktadır.

Üretim akışının ilk bölümü olan alçı aşamasında, hastadan uygun ölçüler alınır ve alçı modelleri oluşturulur ardından kuron modelleme aşamasına geçilir ve bu aşamada, alçı model üzerinde eksik dişin modellenmesi çeşitli mumlar ile gerçekleştirilir. Elde edilen mum modeller manşetlere bağlanarak, yüksek sıcaklığa dayanımlı döküm kalıbı olarak kullanılan revetmana aktarılır. Revetmana alınan mum modeller döküm aşamasında üretime devam ederler ve döküm esnasında bir hata oluşmaması adına ilk olarak bir ön ısıtmaya tabii tutulurlar. Seramik porselenler için mekanik destek sağlayan metal alt yapılar, santrifüj döküm veya indüksiyon döküm gibi yöntemlerle üretilmektedirler. Böylece metal alt yapıli seramik kuronların ilk metal hali bu aşama ile üretilmiş olur. Ardından kuron tesviye aşamasına geçilir ve bu aşamada döküm yöntemi ile üretilmiş metal alt yapıların yüzey pürüzlülüğünü gidermek için yüzeyde kumlama

yapılır. Bununla birlikte metal alt yapılar elmas yada sert metal ile frezelenip tesviye edilir. Sonrasında alçı modelin üzerine oturtulur. Alçı model üzerine oturtulmuş metal alt yapılara estetik ve parlak bir görünüm kazandırmak için parlatma solüsyonu içerisinde belli bir süre bekletilir. Böylece üretim akışının kuron tesviye aşaması tamamlanarak son aşama olan porselen aşamasına geçilir. Porselen aşamasında hastanın isteği üzerine istenilen renkte porselen işlenir. İşlenen porselen yüksek ısı fırınlarında pişirilir ve porselen tesviye kısmına aktarılır. Bu kısımda dişlere özel frezeler yardımıyla istenilen estetik ve görünüm kazandırılır. Böylece son aşama ile birlikte metal alt yapı seramik kurlara istenen renkte estetik bir form kazandırılarak hastada tedavi için kullanıma hazır hale getirilmiş olur. Gelişen teknolojiyle birlikte üretim yöntemleri farklılık göstermiş, 3 boyutlu hızlı prototipleme ile bilgisayar ortamında uygun programlar kullanılarak tasarlanan parçaların üretimi mümkün hale gelmiştir. Teknolojinin iyice ilerlemesiyle metal ve metal alaşımlarının 3 boyutlu üretimde mümkün olmuştur. Özellikle insan sağlığında kişiye özel tasarımlarda avantaj sağlayan katmanlı üretim methodu ile istenilen ölçüde hemen hemen tam yoğun implant üretimi yapılabilmektedir.

2.3 Katmanlı Üretim

Katmanlı üretim ile karmaşık geometrilere sahip tasarımların üretimi mümkündür. Diğer üretim yöntemleri ile üretilmeyen tasarımlar katmanlı üretim ile çok rahat üretilmektedirler. Katmanlı üretimde diğer imalat yöntemlerine nazaran malzeme eklenerek ve bütünleştirilerek üretim yapılmaktadır. Bu durum ise üretilen malzemenin neredeyse tam yoğun bir malzeme olmasına olanak sağlamaktadır.

Katmanlı üretim ilk olarak 20.yy'ın sonlarına doğru hızlı prototipleme ile yer bulmuştur. 1987 yılında 3-boyutlu sistemler, plastik işleme yöntemi ile ticari değere ulaşmıştır. Bu yöntemde morötesi ışığa duyarlı polimer malzemeler lazer ile katmanlı olarak dondurulmuş ve üç boyutlu tasarım elde edilmiştir. 1990'lı yıllarda polimer malzemelerin katmanlı imalat teknolojileri, Fused Deposition Modeling (FDM), Solid Ground Curing (SGC), Laminated Object Manufacturing (LOM) methodları ile ticari anlamda varolmuştur ve yine bu yıllarda Selective Laser Sintering (SLS) methodu ve ardından 1994 yılında metal tozunu direkt katılaştırma methodu gelişmiştir.

Katmanlı üretimde birçok uygulama mevcuttur. Yapılan uygulamalar malzemenin türüne ve yöntemine göre farklılık göstermektedir.

Katmanlı üretimin;

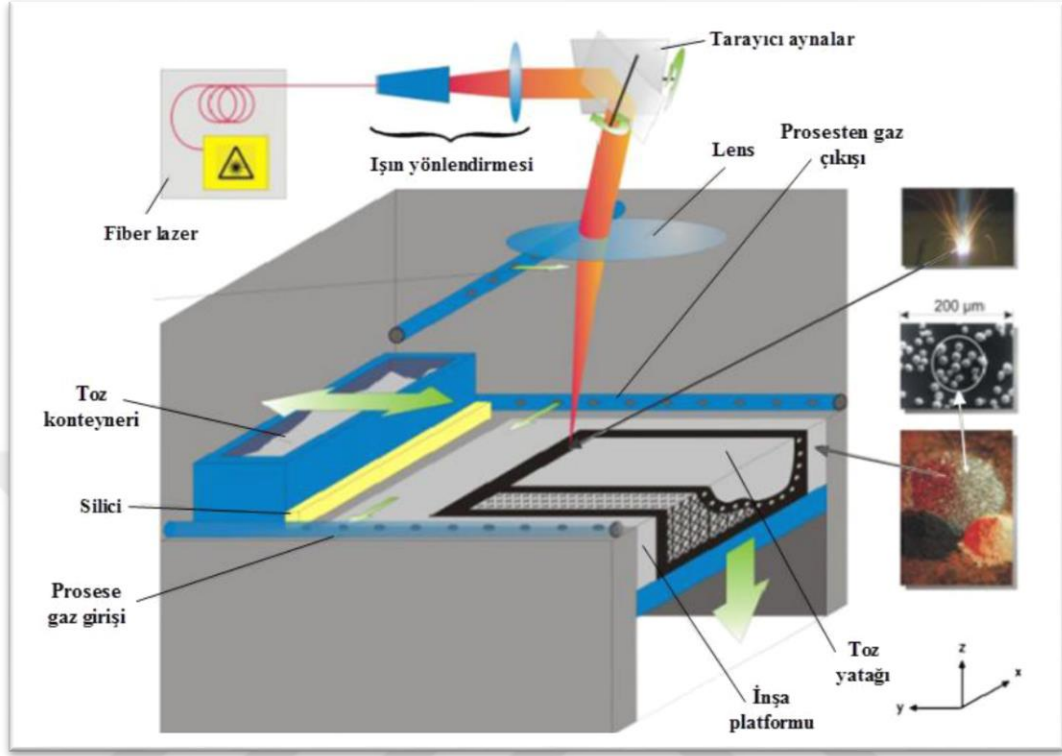
- Lazer eritmeli sistemler (lazer ergitme / lazer sinterleme)
- Erimiş malzemeyi şekillendirme (FDM)
- Stereolithografi
- Malzeme jeti
- Yapıştırıcı kullanarak katmanlı imalat
- Elektron kaynağı

yöntemleri ile yapılması mümkündür (Anonim 2016).

2.3.1 Seçici Lazer Ergitme Methodu (SLM)

Seçici lazer ergitme methodu, katmanlı üretim yöntemlerinden birisidir. 20.yy'ın sonlarında gelişen hızlı prototipleme teknolojisiyle birlikte seçici lazer ergitme yöntemi gelişmiş ve diğer üretim yöntemleri ile üretilemeyen karmaşık geometriye sahip metal tasarımların üretiminde rahatça yapılmıştır (Kıran 2011).

Uygun bilgisayar programı kullanılarak 3 boyutlu tasarlanmış ürün, katmanlar halinde üretilmektedir. Üretim lazerin mevcut malzemenin tozunu ergiterek katmanları sırasıyla üretilip 3 boyutlu tasarımı elde etmesiyle gerçekleşmektedir. Bu üretim yöntemi ile birlikte tozlar tam eritmeye maruz kalmış olurlar. Seçici lazer ergitme methodu kullanılarak üretilen ürünlerden teoriye yakın yoğunlukta tasarımların üretilmesi beklenmektedir. Bu yöntemin sağladığı avantajlardan birisi, üretimi gerçekleştirilmiş tasarımın, mikro yapısı ve ısıl artık gerilmelerinin, ısıl tavlama ile azaltılarak oldukça iyi yüzey kalitesine sahip olmasıdır. Dolayısıyla üretim sonrasında ince talaş ile yeni bir işlem gerektirmemesidir. Üretim esnasında en önemli noktalardan birisi lazerin malzemeyi eritecek kadar yüksek enerjili dalga boylarına sahip olmasıyla birlikte, malzemeyi buharlaştırmayacak kadar da düşük enerjili dalga boylarına sahip olmasıdır. Üretimi gerçekleştirecek makineden, toz halinde bulunan malzemeyi istenilen kalınlıkta katmanlar şeklinde yayabilecek düzeneğe sahip olması beklenmektedir (Kıran 2011; Bayırlı 2016). Şekil 2.2.'de seçici lazer ergitme methodunun genel görünümü verilmiştir.



Şekil 2.2 Seçici lazer ergitme methodunun genel görünümü (Tolosa et al. 2010).
Seçici lazer ergitme methodu;

- Uygun bilgisayar destekli tasarım (CAD) programı ile 3 boyutlu tasarım modelin oluşturulması
- Oluşturulan tasarım modelinin STL formatına dönüştürülmesi
- Katı modelin bilgisayar ortamında katmanlara ayrılması
- İhtiyaç dahilinde parça için destek kısımların oluşturulması
- Parçanın lazer ışını ile ergitilerek sırasıyla katmanlı bir şekilde imal edilmesi
- Üretilmiş parçanın temizlenmesi ve ihtiyaç durumunda ince talaş ile yüzeyin temizlenmesi

Aşamalarından oluşmaktadır (Kıran 2011).

Seçici lazer ergitme methodu ile üretilen parçaların üretiminden sonra talaş oluşmaz ancak gerekli durumlar dahilinde tesviye ve taşlama işlemleri gerekebilmektedir. Ergitme işlemi üretilen parçanın her noktasına aynı esnada yapılmadığı için ortaya çıkan ısıl gerilmeler üretim sonrası tavlama işlemi ile giderilebilmektedir. Bu yöntem ile

Üretilen parçalar istenildiği gibi başka bir işlem gerektirmeden retilbildiğinden döküm yada torna gibi diğer imalat yöntemlerine nazaran üstün bir imalat yöntemidir. Ayrıca lazer uygulanmamış tozların tekrar kullanımı mevcuttur. Seçici lazer ergitme methodu ile krom (Cr), kobalt (Co), nikel (Ni), titanyum (Ti), alüminyum (Al) ve demir (Fe) gibi bir çok metal ve bu metallerin alaşımları rahatlıkla retilibilmektedir. retimi yapılacak metal toz halinde bulunmaktadır.

Seçici lazer ergitme methodu bir çok parametreden doğrudan etkilenmektedir. Bu parametreler;

- Toz boyutu ve şekli
- Toz akışkanlığı
- Lazer gücü
- Lazer odak genişliği
- Lazer modu
- Tarama sıklığı
- Tarama hızı
- Tarama şekli
- Katman kalınlığı
- Tabla duruş açısı
- Üretim esnasında ortam şartları (Vakum, gaz altı)
- Tavlama sıcaklığı

şeklinde sıralanabilir. Bu parametreler doğrultusunda, tane boyutunun katman kalınlığından küçük olması gerekmektedir. Ancak tane boyutunun gerekenden daha küçük olması i yapıda boşluklar oluşturur ve dolayısıyla tam yoğun bir parça üretimi kısıtlanmış olur. Küresel yapıda taneciklerin kullanılması tozun akıcılığını artırır ve bu durum hem homojen hemde yoğun bir parça üretimine olanak sağlar. Üretimde kullanılacak metal toza göre lazer gücü seçilmelidir. Lazer gücünü dalga boyuyla birlikte odak genişliğide etkilemektedir. Odak genişliği azaltılarak lazer gücü artırılabilir. Diğer bir önemli parametre olan tarama şekli ise üretimi önemli ölçüde etkilemektedir. Öyle ki uzun çizgiler şeklinde taranarak üretilen parçada ısıl gerilmeler oluşmaktadır. Isıl gerilmelerin önüne geçmek için tarama şekli adacık şeklinde veya merkezden başlayan spiral şeklinde seçilebilir. Tarama çizgileri arasındaki mesafe tarama sıklığını oluşturur. Tarama sıklığı ise üretilen parçada oldukça etkilidir. Tarama sıklığı geniş olan parçanın

Üretim süresi ksalarken gözenekli bir i yapı elde edilmiş olur. Üretim süresini etkileyen bir diğer parametre ise tarama hzdr. Tarama hznn artırılması üretilen parçada çatlaklara sebep olabilmektedir. Aynı zamanda yavaş tarama hz ise üretim hattında kaymalara ve sapmalara sebep oluşturabilir bu durum ise istenilen ölçü ve özelliklerde parça üretimini engeller. Uygun tarama hz, lazerin gücü ve işlenen metal tozunun ısı iletkenliğine bağlı olarak değişmektedir. Lazer gücü arttıkça tarama hz artarken, malzemenin ısı iletimi arttığında tarama hz düşmektedir. Üretim katman kalınlığı ince olduğu taktirde gerekli lazer gücü düşük olmalıdır. Üretimde ince katmanların oluşturulabilmesi için toz tane boyutunun küçük seçilmesi gerekmektedir. İnce katmanlı üretimler üretim işleminin süresini artırmaktadır. Kalın katman kalınlığı üretim süresini düşürürken yüksek lazer gücü gerektirir. Yüksek lazer gücü üretilen parçanın yüzeyinde bozukluklara sebep olabilmektedir. Üretim esnasında oksitlenmenin önüne geçmek için ortam azot (N), argon (Ar), hidrojen (H) gibi gazlarla vakum altına alınmaktadır (Bayırl 2016).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1 Materyal

Bu çalışmada, kimyasal kompozisyonu Çizelge 3.1’de ve mekanik özellikleri Çizelge 3.2’de verilen implant malzeme için kullanımı uygun CoCrW alaşımı kullanılmıştır.

Çizelge 3.1 CoCrW alaşımının kimyasal kompozisyonu (%Ağırlık)

Co	Cr	W	Si
60,5	28	9	1,5

Çizelge 3.2 CoCrW alaşımının mekanik özellikleri (üretici firma kataloğuna göre)

Akma Gerilmesi (MPa)	Çekme Gerilmesi (MPa)	Kırılma Birim Uzaması (%)	Young Modülü (GPa)	Poisson Oranı
635	1030	10	230	0,29

3.2 Seçici Lazer Ergitme Methodu (SLM)

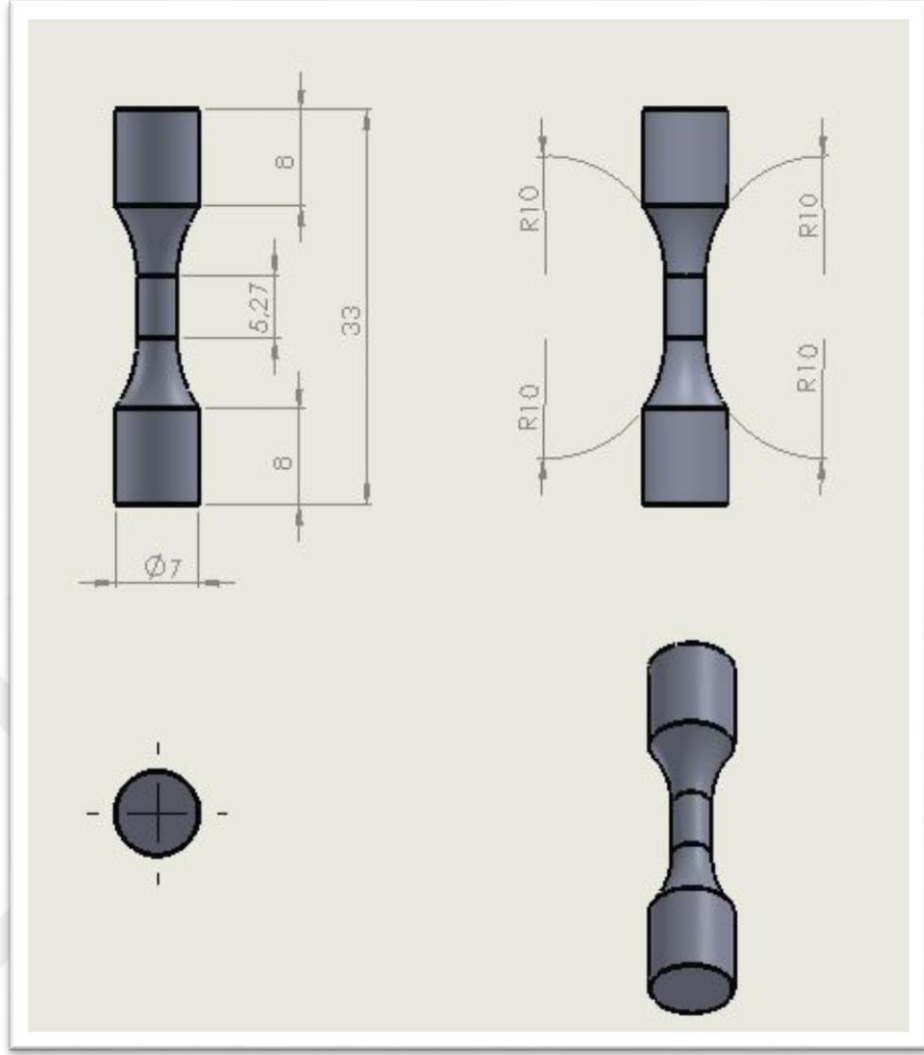
Bu çalışmada, seçici lazer ergitme methodu kullanılarak CoCrW alaşımı, implant malzeme olarak kullanıma uygun sertifikalı tozlardan yorulma numuneleri ve dental alt yapılar (kuron) üretilmiştir. Yorulma numunelerinin ve dental kuronların 3 boyutlu katı modelleri SolidWorks 2016 bilgisayar destekli tasarım programı kullanılarak tasarlanmıştır. Tasarlanan 3 boyutlu katı modellere AutoFab programı kullanılarak alt destekler istenilen geometride ve sıklıkta eklenmiştir ayrıca tabla üzerinde üretim yönü belirlenmiş ve CLS formatına dönüştürülmüştür. CLS formatında üretim için hazır olan numuneler, Erzurum Teknik Üniversitesi YÜTAM bünyesinde bulunan CONCEPT LASER markalı seçici lazer ergitme cihazına tanıtılmıştır ardından cihazın üretim alanı azot (N) gazı ile vakum altına alınmıştır. Üretim alanının oksijen miktarı %0,8 değerinin altına düşürülerek üretime başlanmıştır. Yorulma numunelerinin ve dental alt yapıların üretimi, 95W lazer gücü kullanılarak, 1350 mm/s tarama hızında ve 25µm tabaka kalınlığında gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.1’de Üretim için kullanılan seçici lazer ergitme cihazı verilmiştir.



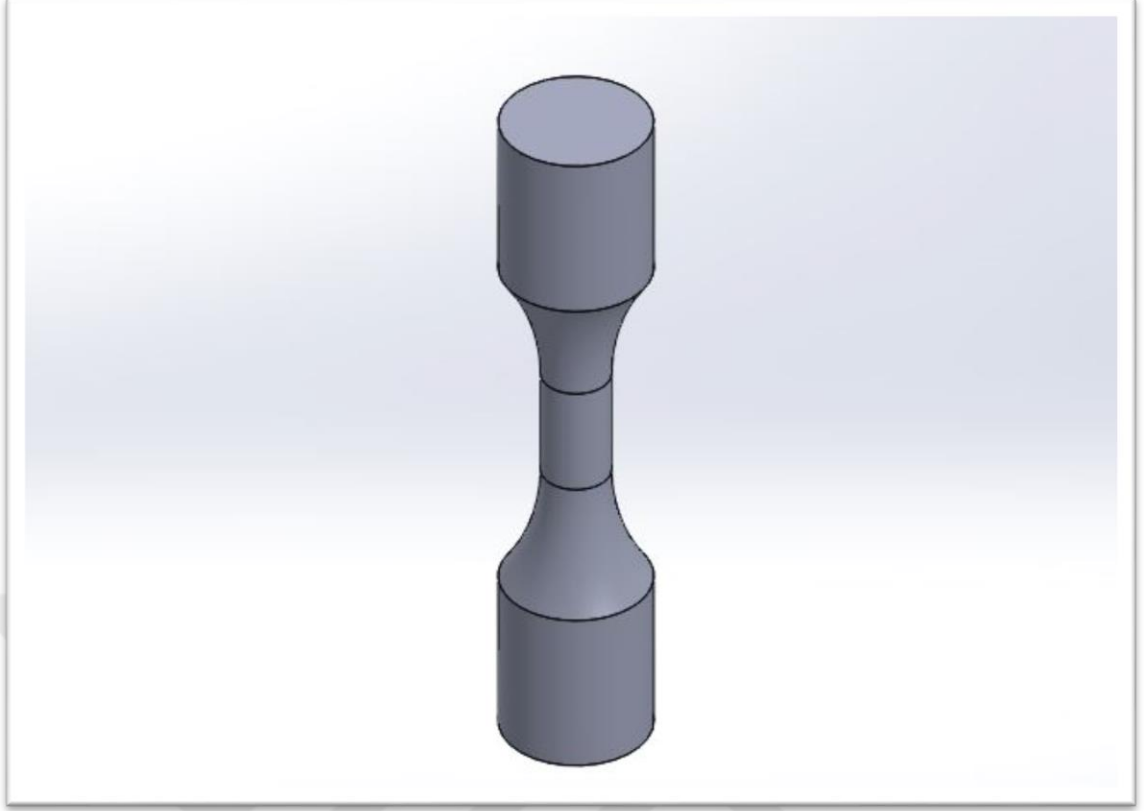
Şekil 3.1 Üretim için kullanılan seçici lazer ergitme cihazı

3.3 CoCrW Yorulma Numunelerinin Üretimi

CoCrW alaşımlı yorulma numuneleri, SolidWorks 2016 bilgisayar destekli tasarım programında katı model olarak tasarlanmıştır. Tasarlanan CoCrW alaşımlı yorulma numunesi için gerekli olan alt destekler AutoFab programı kullanarak uygun geometride ve sıklıkta eklenmiştir ve yine aynı program aracılığıyla mevcut katı modelin CLS formatı elde edilmiştir. Elde edilen CLS formatı Erzurum Teknik Üniversitesi YÜTAM bünyesinde mevcut olan seçici lazer ergitme cihazına tanıtılarak, azot (N) gazı ile vakum altına alınmış üretim alanında, uygun şartlarda üretimi gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.2’de CoCrW alaşımlı yorulma numunelerine ait teknik resim ve Şekil 3.3’de CoCrW alaşımlı yorulma numunesinin katı modeli verilmiştir.



Şekil 3.2 CoCrW alaşımlı yorulma numunesinine ait teknik resim (Nascimento et al. 2000).



Şekil 3.3 CoCrW alaşımlı yorulma numunesine ait katı model

Teknik resmi ve katı modeli verilen CoCrW alaşımlı yorulma numunesine ait üretim şartları Çizelge 3.3’ de ve üretim sonrası elde edilen CoCrW alaşımlı yorulma numunleri Şekil 3.4’de verilmiştir.

Çizelge 3.3 CoCrW alaşımlı yorulma numunesine ait üretim şartları

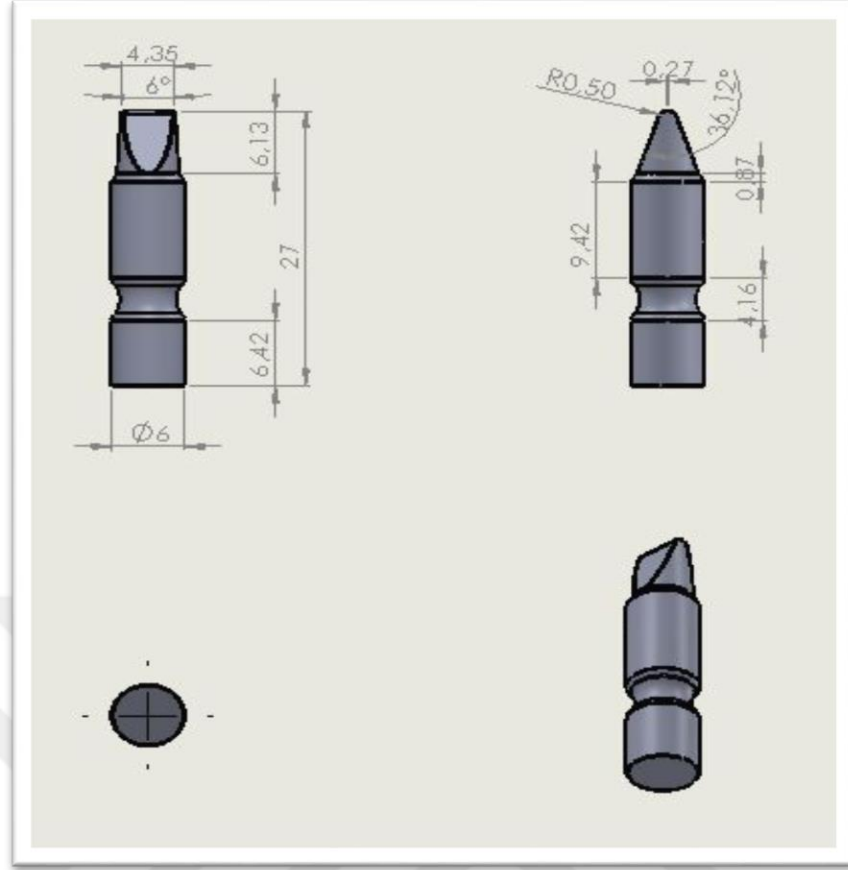
Lazer Gücü	95 W
Tarama Hızı	1350 mm/s
Katman Kalınlığı	25 μm



Şekil 3.4 Üretim sonrası elde edilen CoCrW alaşımlı Yorulma Numuneleri

3.4 Çelik Dayların Üretimi

Test esnasında doğal diş olarak kullanılacak çelik daylar, CNC tezgah kullanılarak paslanmaz çelik malzemeden tornalanarak üretilmişlerdir. Üretilen çelik daylara ait teknik resim Şekil 3.5’de ve üretim sonrası elde edilen çelik daylara ait resimler ise Şekil 3.6’da verilmiştir.



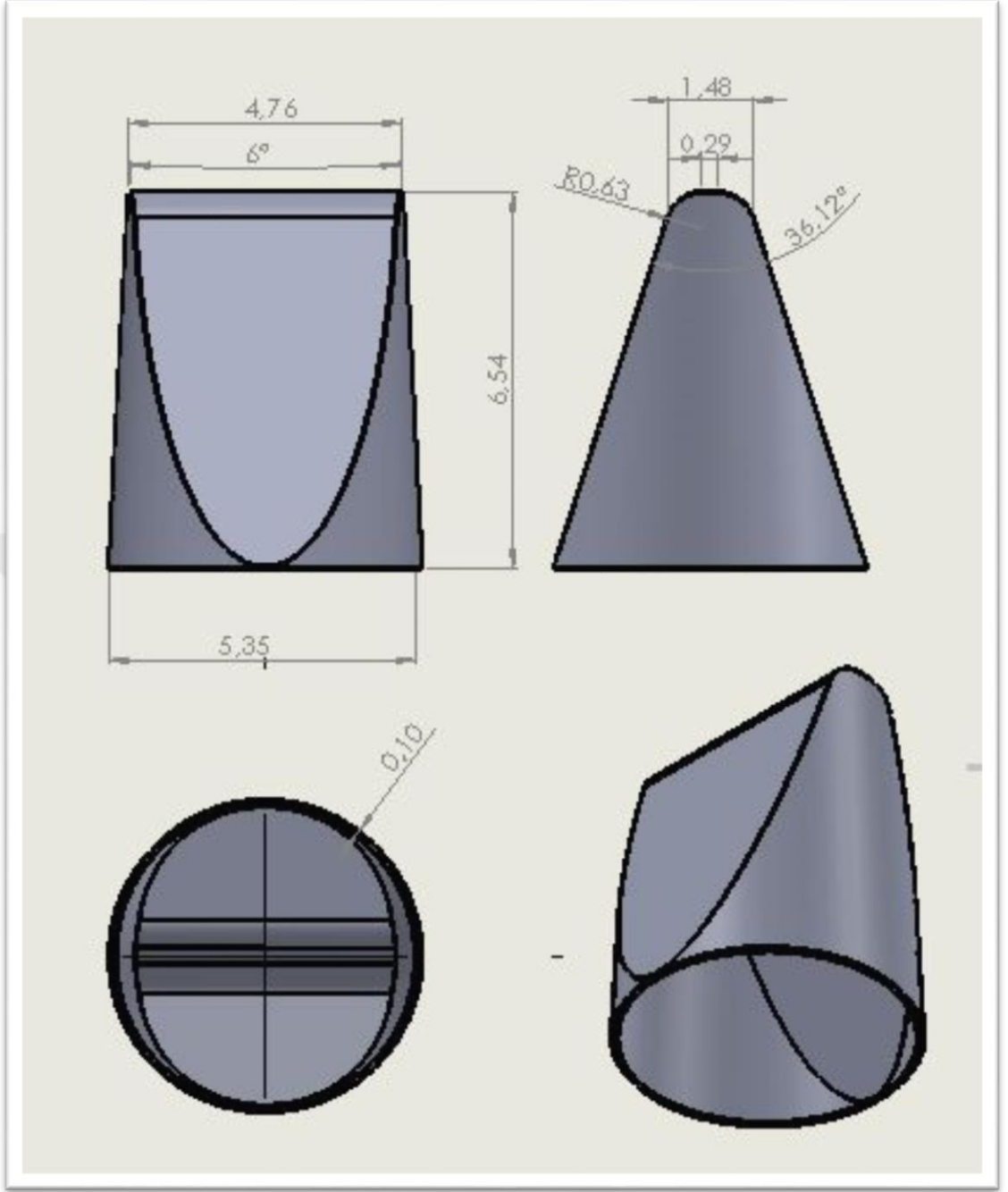
Şekil 3.5 Çelik daylara aik teknik resim



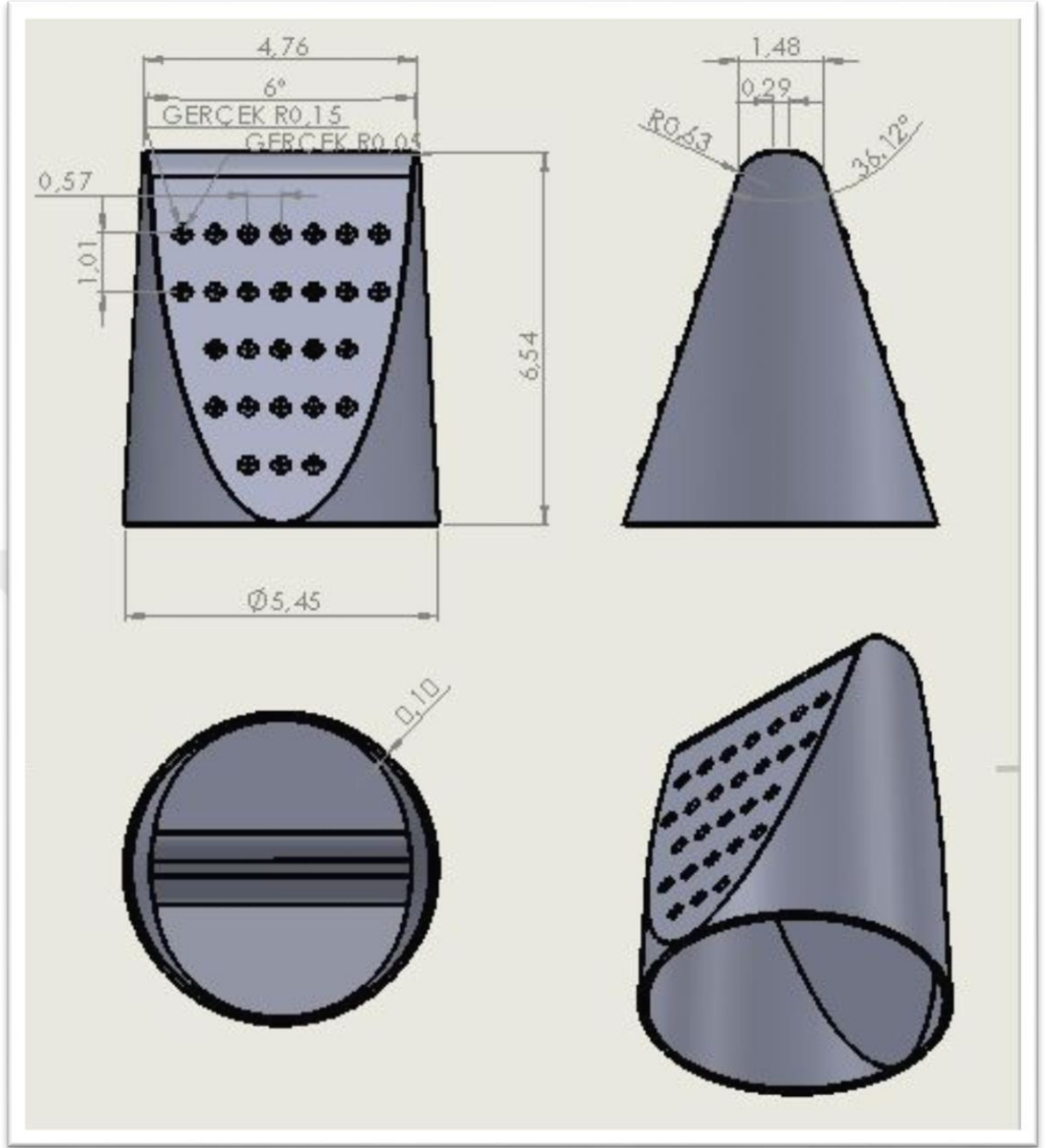
Şekil 3.6 Üretim sonrası elde edilen çelik daylar

3.5 Metal Alt Yapıların (Kuronların) Üretimi

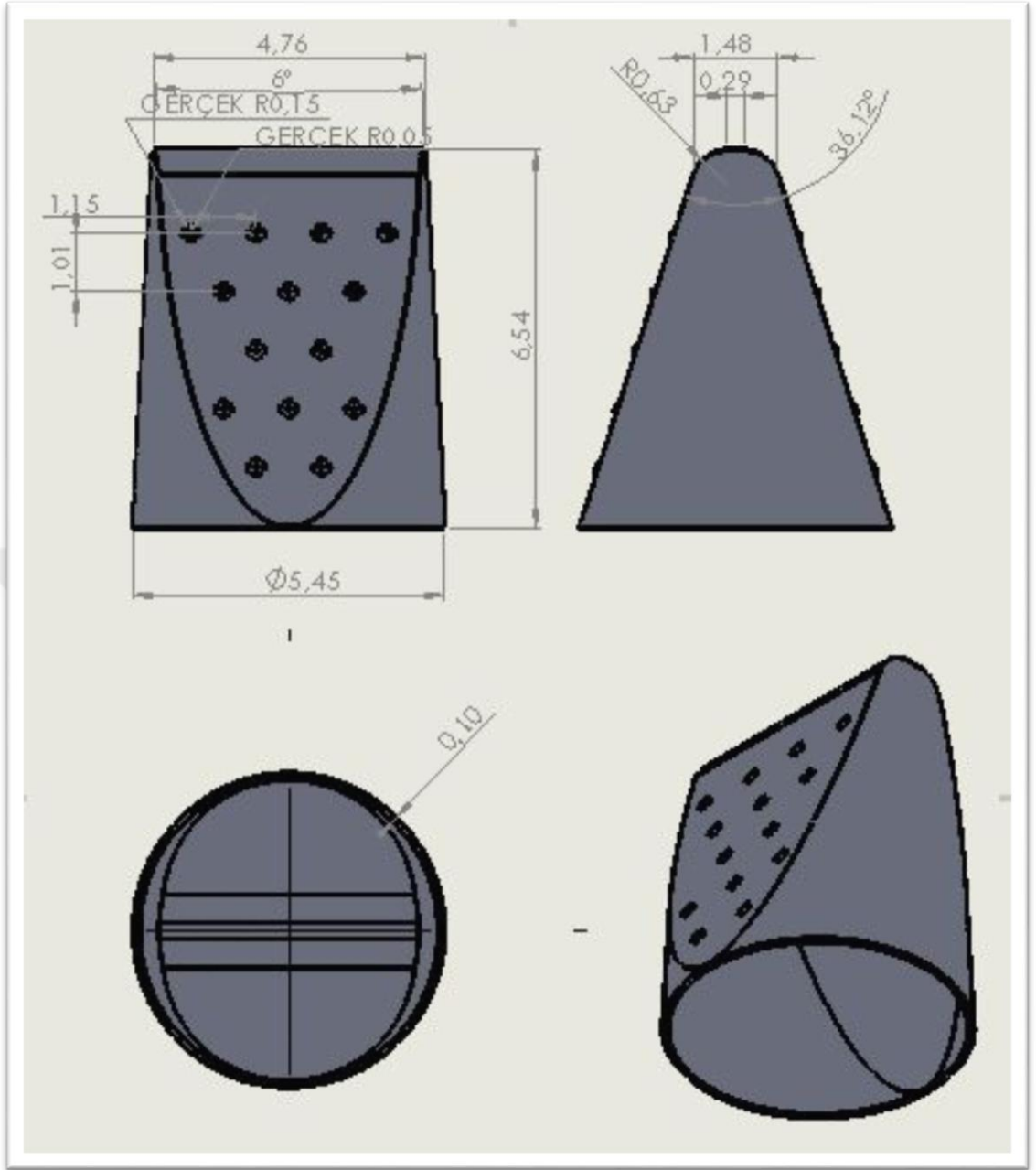
CoCrW alaşımlı metal alt yapılar, ilk olarak SolidWorks 2016 bilgisayar destekli tasarım programı aracılığıyla katı model olarak tasarlanmışlardır. Metal alt yapılar, dikensiz boş kuronlar, sıkı dizilimli kuronlar, normal kuronlar ve seyrek dizilimli kuronlar olmak üzere dört geometride ve 0,1 mm, 0,3 mm ve 0,5 mm kalınlıkta olmak üzere üç kalınlıkta tasarlanmıştır ve katı modelleri oluşturulmuştur. Katı modeli oluşturulan her bir geometri ve kalınlığa sahip metal alt yapılar AutoFab programı kullanılarak tabla üzerinde üretim yönü belirlenmiş ve alt destekleri istenilen geometride ve sıklıkta gerekli yerlere eklenmiştir. Ardından mevcut katı model yine AutoFab programında CLS formatına dönüştürülmüş ve üretim için hazır hale getirilmiştir. Üretim için elde edilen CLS formatlı katı modeller Erzurum Teknik Üniversitesi YÜTAM bünyesinde bulunan CONCEPT LASER markalı seçici lazer ergitme cihazına tanıtılarak üretimi gerçekleştirilmiştir. Üretim, 95W lazer gücünde, 1350 mm/s tarama hızında ve 25µm tabaka kalınlığında ve üretim alanı azot (N) gazı ile vakum altına alınarak gerçekleştirilmiştir. Üretimi gerçekleştirilen dikensiz boş kuronlara ait teknik resim Şekil 3.7, sıkı dizilimli kuronlara ait teknik resim Şekil 3.8, normal dizilimli kuronlara ait teknik resim Şekil 3.9 ve seyrek dizilimli kuronlara ait teknik resim Şekil 3.10'da verilmiştir.



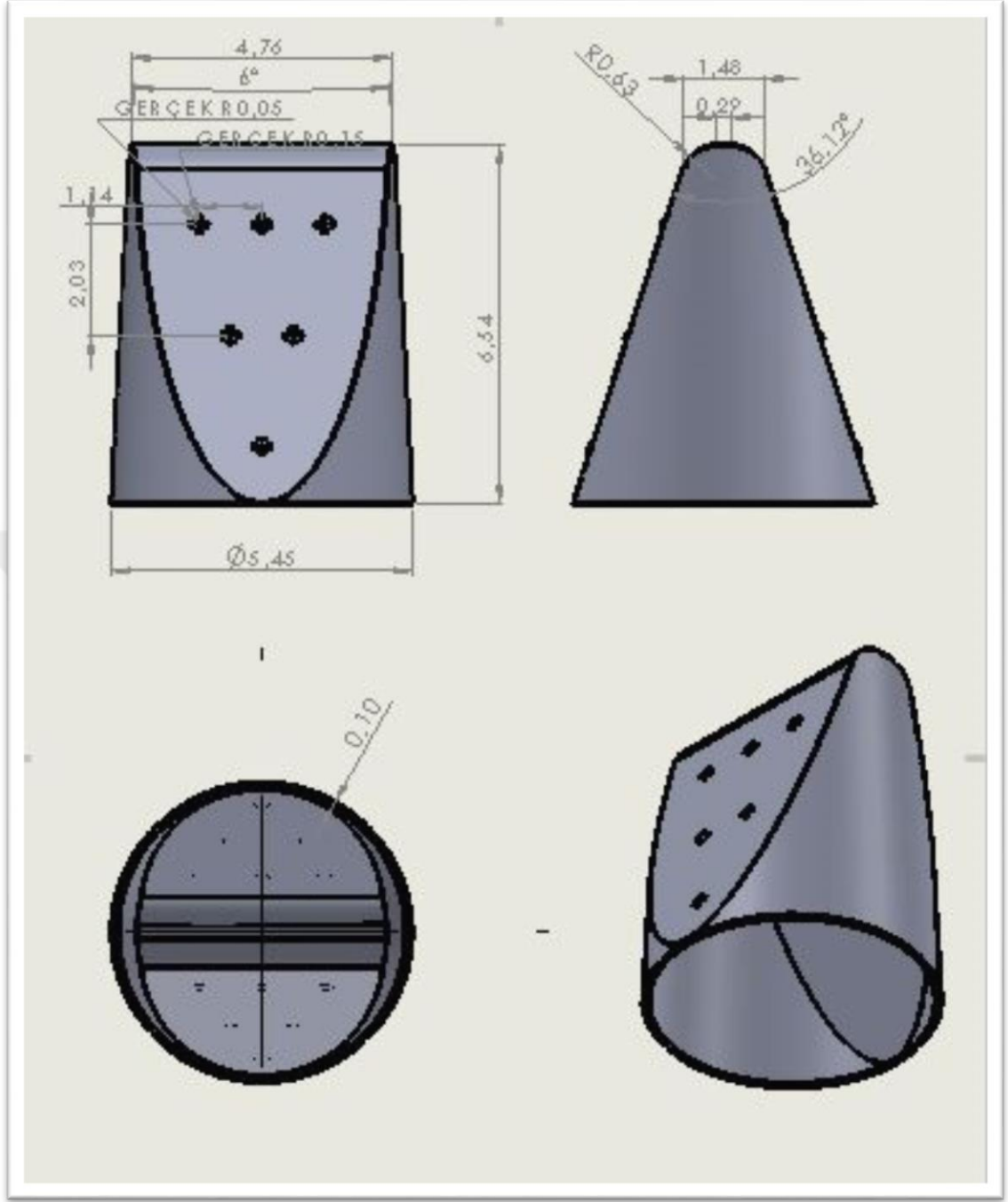
Şekil 3.7 0,1 mm kalınlığında dikensiz boş kurona ait teknik resim



Şekil 3.8 0,1 mm kalınlığında sıkı dizimli kurona ait teknik resim



Şekil 3.9 0,1 mm kalınlıkta normal dizimli kurona ait teknik resim

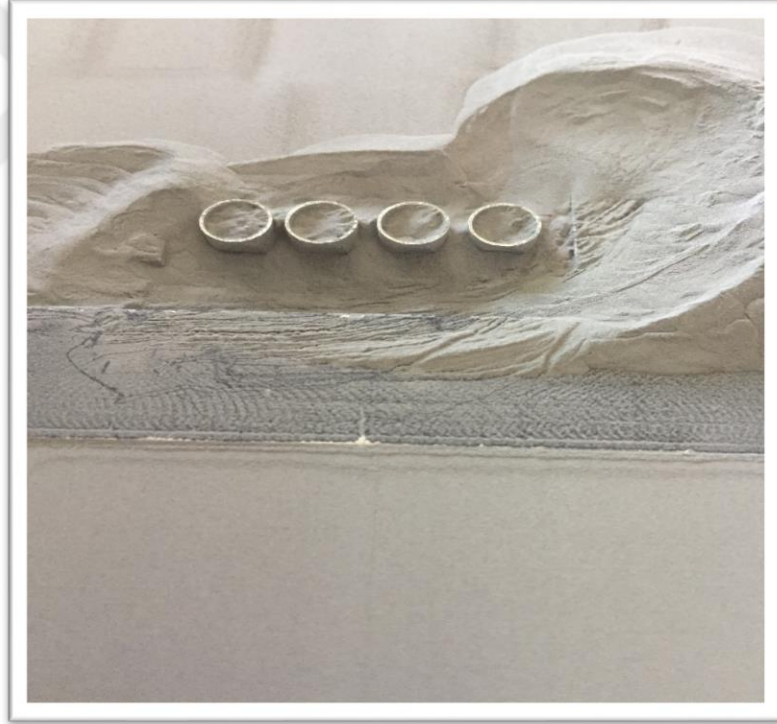


Şekil 3.10 0,1 mm kalınlığında seyrek dizimli kurona ait teknik resim

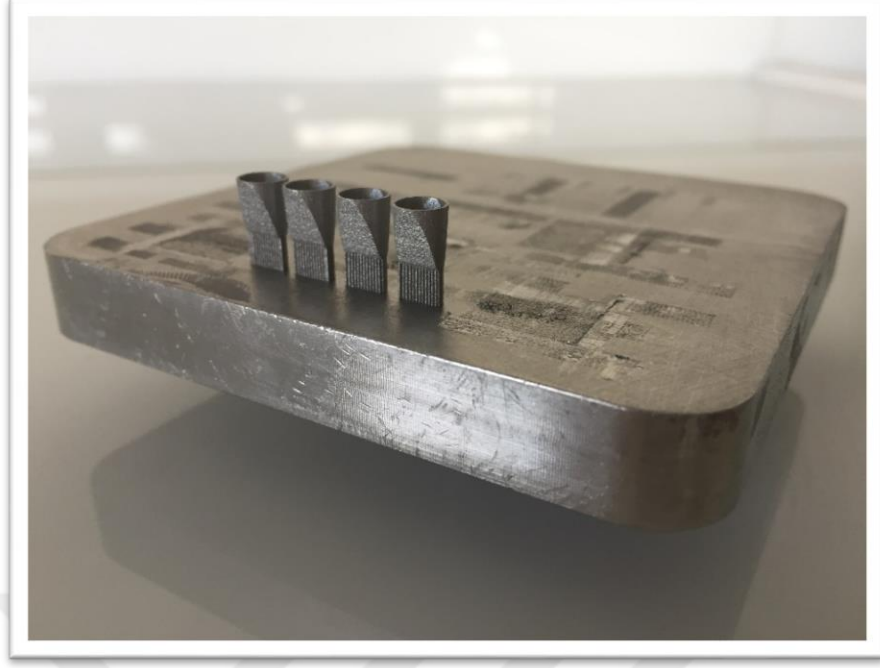
Yukarıda 0,1 mm kalınlığa sahip kuronların teknik resimleri verilmiştir. Aynı geometriye sahip dikensiz boş kuron, sıkı dizimli kuron, normal dizimli kuron ve seyrek dizimli kuronlar ayrıca 0,3 mm ve 0,5 mm kalınlıkta üretilmişlerdir. Metal kuronların seçici lazer ergitme methodu kullanılarak üretimi Şekil 3.11’de verilmiştir. Ayrıca üretim sonrası elde edilen metal alt yapılara ait fotoğraflar aşağıda verilmiştir.



Şekil 3.11 Metal alt yapılı kuronların üretimi



Şekil 3.12 Üretim sonrası elde edilen kuronlar



Şekil 3.13 Üretim sonrası alt destekli metal alt yapılar

3.6 Seramiklerin Kaplanması

Üretimi gerçekleştirilen metal alt yapılar seramik kaplanmıştır. Seramik kaplama işlemi;

- Oksit programı
- Renk opakeri
- Birinci dentin
- İkinci dentin
- Glaze

aşamalarından oluşmaktadır. İlk aşama olan oksit programı işleminde metal alt yapılar, dakikada 90°C ısı artışı uygulanarak sıcaklıkları 600°C'den 980°C'ye ulaştırılmıştır. Üst sıcaklık değerine ulaşan metal alt yapılar, fırın içerisinde on dakika bekletilmiş, dört dakika soğutma işlemine tabii tutulmuş ve bir dakika kurutma işlemi yapılarak oksit programı uygulanmıştır. Oksit programı uygulanan metal alt yapılar alüminyumoksit kum kullanılarak kumlanmışlardır. Kumlanan alt yapılar yıkanmış ve opakere işlemi için hazır hale getirilmiştir. Opaker işleminde metal alt yapıların sıcaklık değeri, dakikada 60°C ısı artışıyla 500°C'den 965°C'ye kadar artırılmıştır. İki dakika bekletilip, dört dakika soğutulduktan sonra renk opakere işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu işlem, beş dakikalık

kurutma işleminin ardından sıcaklığı 500°C'den dakikada 65°C artırılarak 975°C'ye ulaştırılarak uygulanmıştır. İki dakika fırın içerisinde bekletilerek dört dakikada soğutulan metal alt yapılara bu işlem birkez daha tekrar edilmiş ve dentin işlemine geçiş yapılmıştır. Birinci dentin aşamasında metal alt yapılar, yedi dakika kurutularak sıcaklıkları 425°C'den dakikada 53°C ısı artışıyla 490°C'ye ulaştırılmışlardır. Fırın içerisinde bir dakika bekletilen metal alt yapılar, dört dakika içerisinde soğutulmuş ve ikinci dentin aşamasına geçirilmişlerdir. İkinci dentin aşamasında, kurutma işlemi beş dakika uygulanırken metal alt yapıların sıcaklığı 420°C'den dakikada 48°C ısı artışı ile 485°C'ye ulaştırılarak bir dakika bekleme süresinin ardından dört dakika soğutularak tamamlanmıştır. Dentin aşaması tamamlanan metal alt yapılara son aşama olan glaze aşaması uygulanır. Bu aşama, glaze tozu ve glaze sıvısı kullanılarak uygulanmıştır. Dört dakika kurutulan metal alt yapılar, dakikada 60°C ısı artışı uygulanarak 600°C'den 930°C'ye ulaştırılan sıcaklık değerinde bir dakika bekletildikten sonra bir dakika soğutma işlemine tabii tutulmuş ve metal alt yapıları seramik kaplama işlemi tamamlanmıştır. Şekil 3.14'de seramik kaplanan metal alt yapılar verilmiştir.



Şekil 3.14 Seramik kaplama sonrası metal alt yapılar

Seçici lazer ergitme methodu kullanılarak üretilen metal alt yapılara seramik kaplandıktan sonra statik ve dinamik deneyler yapılmıştır. Metal alt yapıları seramik kuronlar, test esnasında doğal diş yerine kullanılacak olan dayların üzerine

yapıştırılmasıyla deney için hazır hale getirilmiştir. Şekil 3.15’da day üzerine yapıştırılmış metal alt yapılı seramik kuronlar verilmiştir.



Şekil 3.15 Çelik day üzerine yapıştırılmış metal alt yapılı seramik kuronlar

3.7 Statik Testler

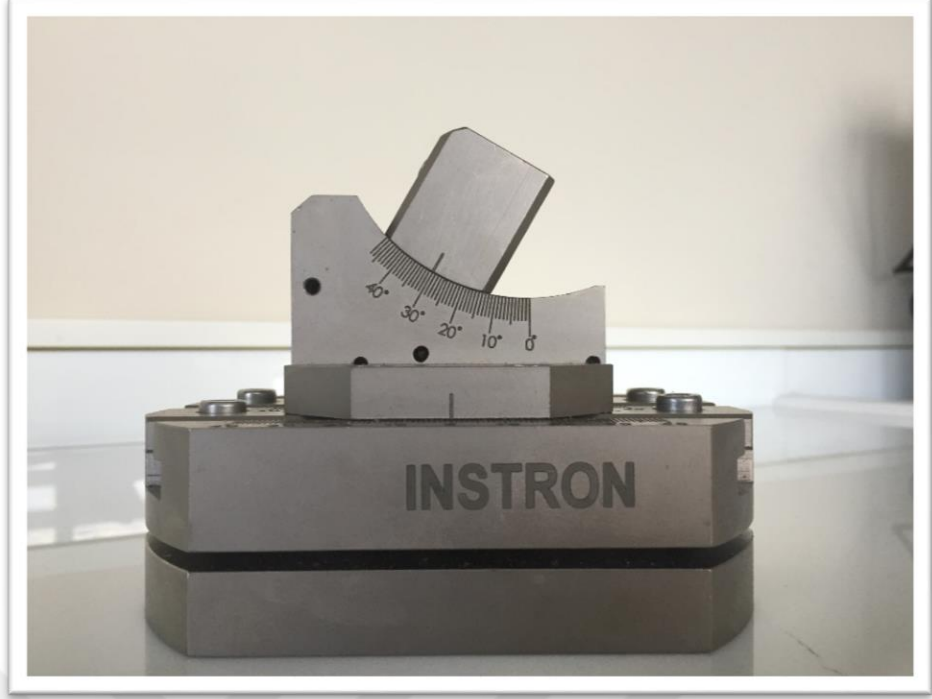
Üretimi gerçekleştirilerek çelik day üzerine yapıştırılan metal alt yapılı seramik kuronlara kırılma dayanımlarını belirlemek için statik deneyler yapılmıştır. Yapılan statik deneyler, Erzurum Teknik Üniversitesi YÜTAM bünyesinde bulunan INSTRON 8874 markalı servohidrolik-dinamik test cihazında gerçekleştirilmiştir. Deney numuneleri cihazın dental aparatına ağız içerisindeki konumunu karşılama adına 135°’lik açıyla yerleştirilerek kuvvete maruz bırakılmışlardır. Dental kuronlara karşılıklı diş temasını sağlayan kuvvet, karşı çene üzerinde sabitlenmiş önceden üretilen çelik day ile sağlanmıştır. Cihaz bilgisayar kontrollü bir cihaz olmakla birlikte kırılma gerçekleştiği anda cihazı durdurmaktadır. Ayrıca kırılmanın gerçekleştiği anda numune üzerine uygulanan kuvvet değerini bilgisayar ekranında göstermektedir. Dental kuron üzerine

uygulanan kuvvet, makaslama ve çekme stresi oluşturması için 135°'lik açıyla 0,5 mm/dak hızında uygulanmıştır.

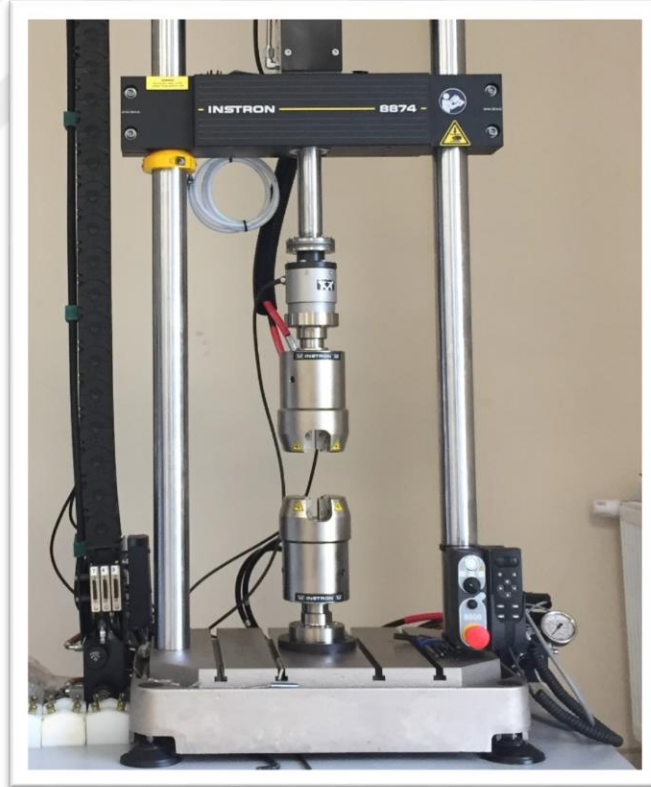
3.8 Dinamik Testler

Dinamik deneyler, hem metal alt yapıli seramik kuronların hemde CoCrW alaşımlı yorulma numunelerinin yorulma dayanımlarını belirlemek için gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen dinamik deneyler, Erzurum Teknik Üniversitesi YÜTAM bünyesinde bulunan INSTRON 8874 markalı servohidrolik-dinamik test cihazı kullanılarak yapılmıştır. Cihaz bilgisayar kontrollü bir cihazdır ve kırılma gerçekleştiği anda numuneyi koruyarak cihazı durdurmaktadır. CoCrW alaşımlı yorulma numuneleri için 20 Hz frekans altında hem çeki-bası hemde bası-bası dinamik deneyleri yapılmış ve yorulma sınırı $1 \cdot 10^6$ çevrim olarak kabul edilmiştir. Çevrimin bu değere ulaştığı anda cihazın kendisini durdurması bilgisayar kontrolü ile yapılmıştır. Metal alt yapıli seramik kuronlar için dinamik deneyler ise deney numunelerinin cihazın dental aparatında 135°'lik açıyla sabitlenmesiyle 10 Hz frekans altında bası-bası dinamik deneyi yapılarak gerçekleştirilmiştir. Ayrıca yorulma sınırı $5 \cdot 10^6$ çevrim olarak kabul edilmiştir ve yine cihazın bu çevrim değerine ulaştığı anda numuneyi koruyarak kendini durdurması bilgisayar kontrolü ile sağlanmıştır.

Dinamik deneyler sonucunda bi-lineer tip S-N eğrisi uygulanarak deney gruplarına ait S-N eğrileri oluşturulmuştur. S-N eğrileri yatay ve lineer kısımlardan oluşmaktadır. Lineer kısım, yatay kısmın dışında kalan kırılmanın oluşmadığı en yüksek gerilme değerini de kapsayan kısımdır. Lineer kısımda beş gerilme değeri belirlenmiştir ve eğri uygunluğu testi yapılmıştır. Yatay kısım için ise Staircase method kullanılarak yorulma sınırı belirlenmiştir (Yetim 2009). Şekil 3.16'de deney numunelerinin sabitlendiği dental aparat, Şekil 3.17'de ise servo hidrolik dinamik test cihazı ve Şekil 3.18'de numunenin cihaza bağlanması verilmiştir.



Şekil 3.16 Deney numunelerinin sabitlendiği dental aparat



Şekil 3.17 Servo hidrolik dinamik test cihazı



Şekil 3.18 Deney numunesinin cihaza bağlanması

3.9 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Çalışmaları

CoCrW alaşımlı yorulma numunelerinin ve metal alt yapılı seramik kuronların statik ve dinamik deneyleri yapıldıktan sonra hasara uğramış yüzeylerine, Erzurum Teknik Üniversitesi YÜTAM bünyesinde bulunan FEI QUANTA FEG 250 markalı taramalı elektron mikroskobu kullanılarak bakılmıştır. Yüzeyler taramalı elektron mikroskobunda 1000, 2000 ve 4000 büyütmelede, yaklaşık 30Pa basınç altında görüntülenerek bakılmıştır. Şekil 3.19'de taramalı elektron mikroskobu verilmiştir.



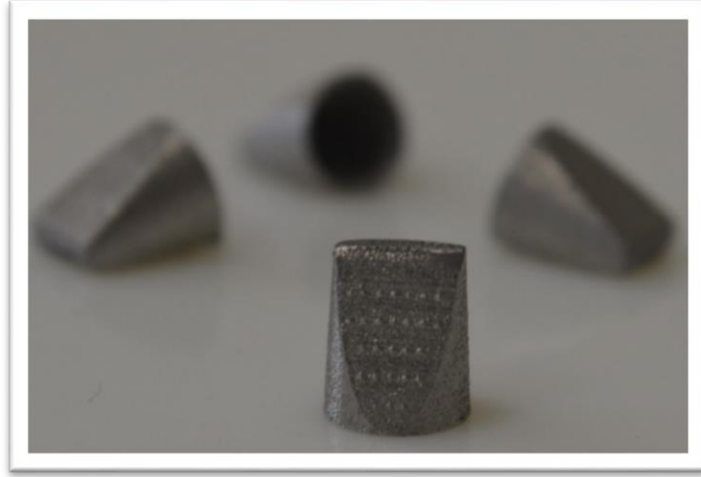
Şekil 3.19 Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Yapılan bu çalışmada, metal–seramik bağlantısının artırılmasının mevcut kuron tasarımıının değiştirilmesiyle sağlanabileceği dūřünmūřtūr. Dūřünūlen bu fikir doğrultusunda farklı kalınlıkla birlikte farklı sıklıkta dizilimlere sahip metal alt yapılar tasarlanarak, seğici lazer ergitme methodu yöntemiyle üretilmiştir. Üretilen metal alt yapıly seramik kuronların kırılma analizleri yapılmıştır. Őekil 4.1’de dikensiz boř kuron, Őekil 4.2’de sıkı diziliimli kuron, Őekil 4.3’de normal diziliimli kuron ve Őekil 4.4’de seyrek diziliimli kuronlar verilmiştir.



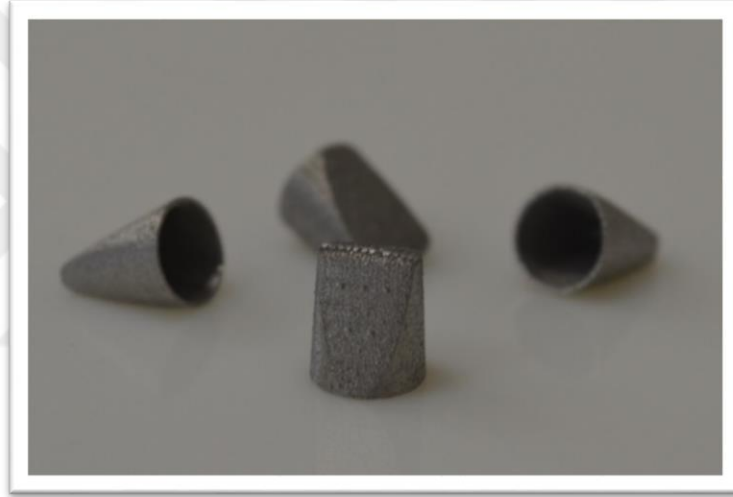
Şekil 4.1 Üretim sonrası elde edilen dikensiz boş kuron



Şekil 4.2 Üretim sonrası elde edilen sıkı diziliimli kuron



Şekil 4.3 Üretim sonrası elde edilen normal dizimli kuron



Şekil 4.4 Üretim sonrası elde edilen seyrek dizimli kuron

4.1 Kırılma Analizleri

Tasarlanan ve üretilen metal alt yapılı seramik kuronlar, statik ve dinamik testlere tabi tutulmuş ve kırılma analizleri yapılmıştır.

4.1.1 Statik Analizler

Herbir farklı tasarım için 10 adet numuneden statik testler yapılmıştır. Statik testler 0,5 mm/dak hızında 135°'lik açı ile yapılmıştır. Klasik yöntem ile üretilmiş

kuronlara ait kırılma değeri tablosu Çizelge 4.1’de SLM ile üretilmiş kuronlara ait kırılma değeri tablosu Çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.1 Klasik yöntem ile üretilmiş kuronlara ait kırılma değeri

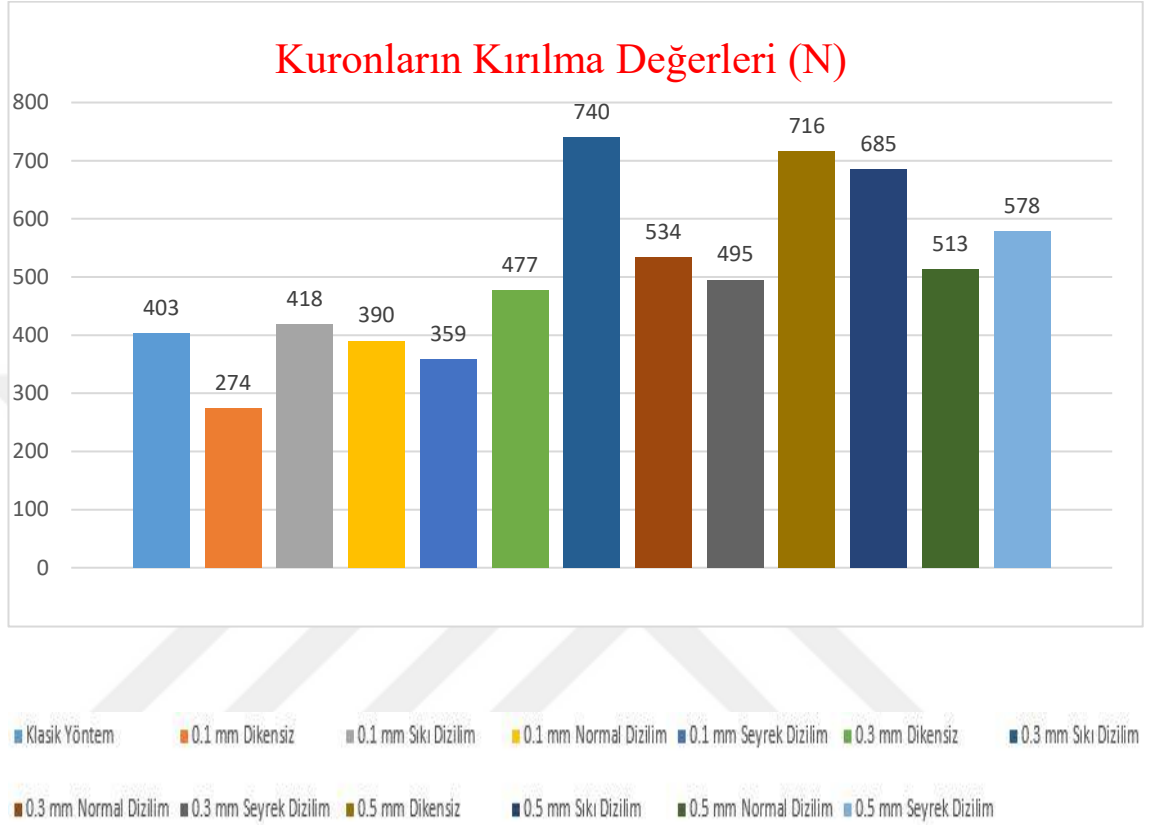
Klasik Yöntemle Üretilmiş Kuronların Kırılma Değeri (Newton)	
Numune Numarası	0.3 mm kalınlığında kuron
1	421
2	390
3	387
4	415
5	448
6	365
7	411
8	424
9	396
10	377
Ortalama	403

Çizelge 4.2 SLM ile üretilmiş kuronlara ait kırılma değerleri

Numune No	SLM ile Üretilmiş Kuronların Kırılma Değerleri (Newton)											
	0.1 mm kalınlıklı kuronlar				0.3 mm kalınlıklı kuronlar				0.5 mm kalınlıklı kuronlar			
	Dikensiz	Sıkı	Normal	Seyrek	Dikensiz	Sıkı	Normal	Seyrek	Dikensiz	Sıkı	Normal	Seyrek
	Boş Kuron	Dizilimli Kuron	Dizilimli Kuron	Dizilimli Kuron	Boş Kuron	Dizilimli Kuron	Dizilimli Kuron	Dizilimli Kuron	Boş Kuron	Dizilimli Kuron	Dizilimli Kuron	Dizilimli Kuron
1	286	275	543	296	381	944	611	405	830	694	591	674
2	300	835	340	360	413	500	587	490	643	1043	492	571
3	213	486	489	417	384	1095	507	425	712	596	486	440
4	262	303	762	301	506	571	536	488	764	510	506	540
5	202	229	365	303	561	317	486	574	620	559	449	463
6	302	692	276	386	567	747	485	415	735	694	528	674
7	290	271	256	453	487	1041	540	509	819	681	493	705
8	300	355	226	424	443	484	705	521	683	720	550	559
9	316	316	286	345	479	1025	354	517	611	580	584	473
10	270	420	352	310	555	674	531	605	748	772	451	683
Ortalama	274	418	390	359	477	740	534	495	716	685	513	578

Kuronların genel kırılma değerleri tablosu Şekil 4.5’de verilmiştir.

Şekil 4.5 Kuronların genel kırılma değer tablosu

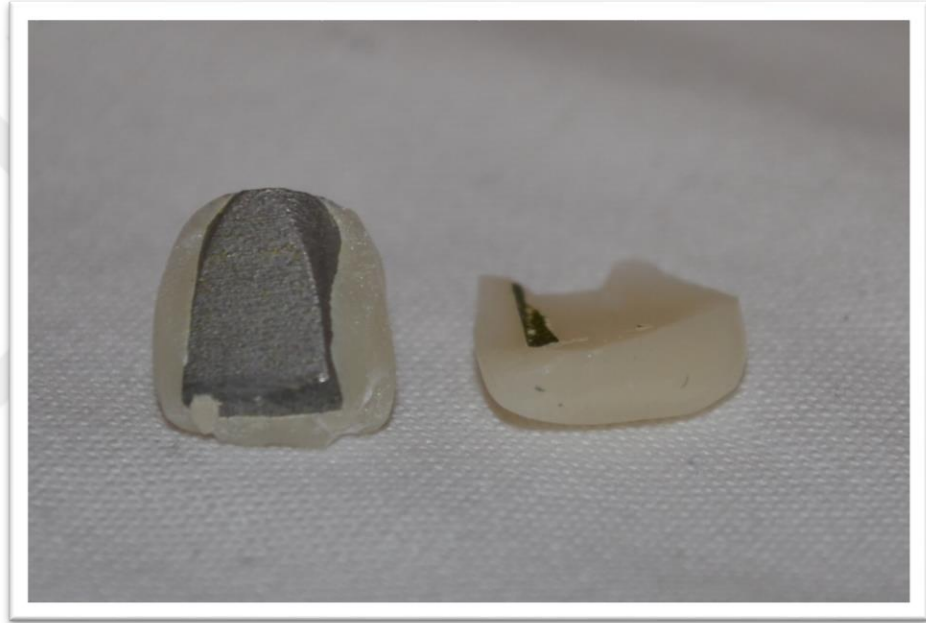


ISO 9693 standardına göre, metal–seramik bağ arasındaki bağlanma kuvvetinin en az 25 MPa olduğu söylenmektedir (Hongmei Wang et al. 2016). Bununla birlikte çiğneme kuvveti, kesici dişlerde 155N–222N arasında değişirken, molar dişlerde ise 830N’a kadar çıkmaktadır (Uzun 2018).

Klasik yöntem ile üretilen metal alt yapıların kalınlığı en az 0,3 mm kalınlıkta üretilmektedir. Bu durum ise ağız içerisinde oluşan estetik yapıyı bozmaktadır. Yapılan bu çalışmada klasik yöntemler ile üretilmeyen daha ince kalınlıkta ki metal alt yapılar seçici lazer ergitme yöntemi kullanılarak 0,1 mm kalınlığına kadar düşürülerek üretilmişlerdir. Bu durum ağız içerisinde estetiği sağlayacak olsada yapılan deneyler sonucunda kırılma dayanımını bir miktar düşürdüğünü göstermiştir. Çizelge 4.2’de verilen kırılma değerlerinde de görüldüğü gibi metal alt yapıların tasarımında mevcut olan dikenlerin

sayısı artırıldığı zaman metal–seramik bağ arasındaki kırılma dayanımı artmaktadır. Bu durumda 0,1 mm kalınlıkta metal alt yapının diken sıklığı artırıldığı zaman klasik yöntem ile üretilmiş metal alt yapılı kuronun kırılma dayanımından daha iyi bir kırılma dayanımı gösterdiği görülmüştür. Bu durum metal–seramik arasındaki adezyonun diken sayısı artıkça daha iyi olduğunu göstermiştir. Ayrıca metal alt yapılara belli sıcaklık ve zamanlarda seramik kaplanırken metal ile seramik arasında meydana gelen difüzyon sonucu yine metal–seramik arasındaki adezyonu arttırdığı düşünülmektedir.

Yapılan statik testler sonrasında dikensiz boş kuron Şekil 4.6’de, sıkı dizimli kuron ise Şekil 4.7’da verilmiştir.



Şekil 4.6 Statik test sonrası dikensiz boş kuron



Şekil 4.7 Statik test sonrası sıkı dizilimli kuron

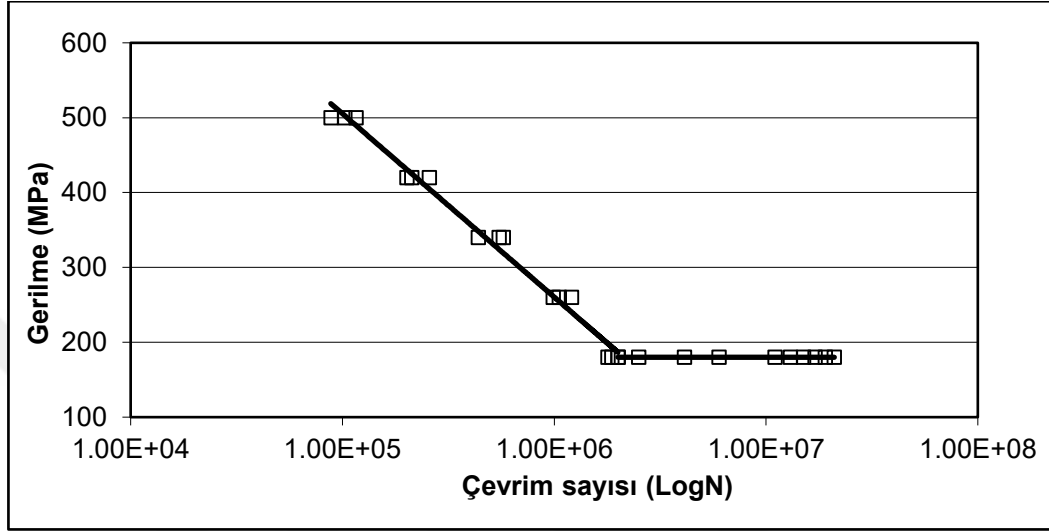
Statik testler tamamlandığı zaman incelenen numunlerde kırılmanın hep metal alt yapılarının yanal yüzeylerinde gerçekleştiği görülmüştür. Bununla birlikte yukarıdaki şekillerdede görüldüğü üzere, dikensiz boş kuronlarda kırılan seramik parçanın üzerinde metalin seramiğe olan difüzyonu yok denecek kadar az iken, dikenli metal alt yapının kırılan seramik yüzeyinde metalin seramiğe difüzyonu görülmüştür. Ayrıca yine metal alt yapının kırılan yanal yüzeyinde, dikensiz boş kuronda bir bütün olarak kırılma görülürken dikenli kuronun üzerinde kırılma sonrası bir miktar seramiğin kaldığı gözlemlenmiştir. Bu durum dikenli kuronun metal-seramik bağlantısının boş dikensiz kurona göre daha iyi olduğu sonucunu oluşturmuştur. Yapılan statik testlerde dikenli kuronların kırılma sonrasında dikenlerinde hiçbir hasarın oluşmaması diken geometrisinin beklenen sonuçlar için uygun olduğunu düşündürmektedir. Statik deneyler yapıldıktan sonra uygun seçimler yapılmış ve seçilen deney grupları dinamik testlere tabi tutulmuştur.

4.1.2 Dinamik Analizler

Klasik yöntem ile metal alt yapıların en az 0,3 mm kalınlıkta üretildiği dikkate alındığında, statik testi yapılan seçici lazer ergitme methodu ile üretilmiş 0,3 mm kalınlığındaki metal alt yapıdan statik deney değeri en iyi olan sıkı dizilimli kurona dinamik deney yapılmış ve yine seçici lazer ergitme methodu ile üretilen 0,3 mm kalınlığındaki dikensiz boş kuronun dinamik deney değerleri ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca

CoCrW alaşımlı yorulma numunelerine dinamik deneyler yapılmış ve belirli yükler altında yorulma dayanımı incelenmiştir.

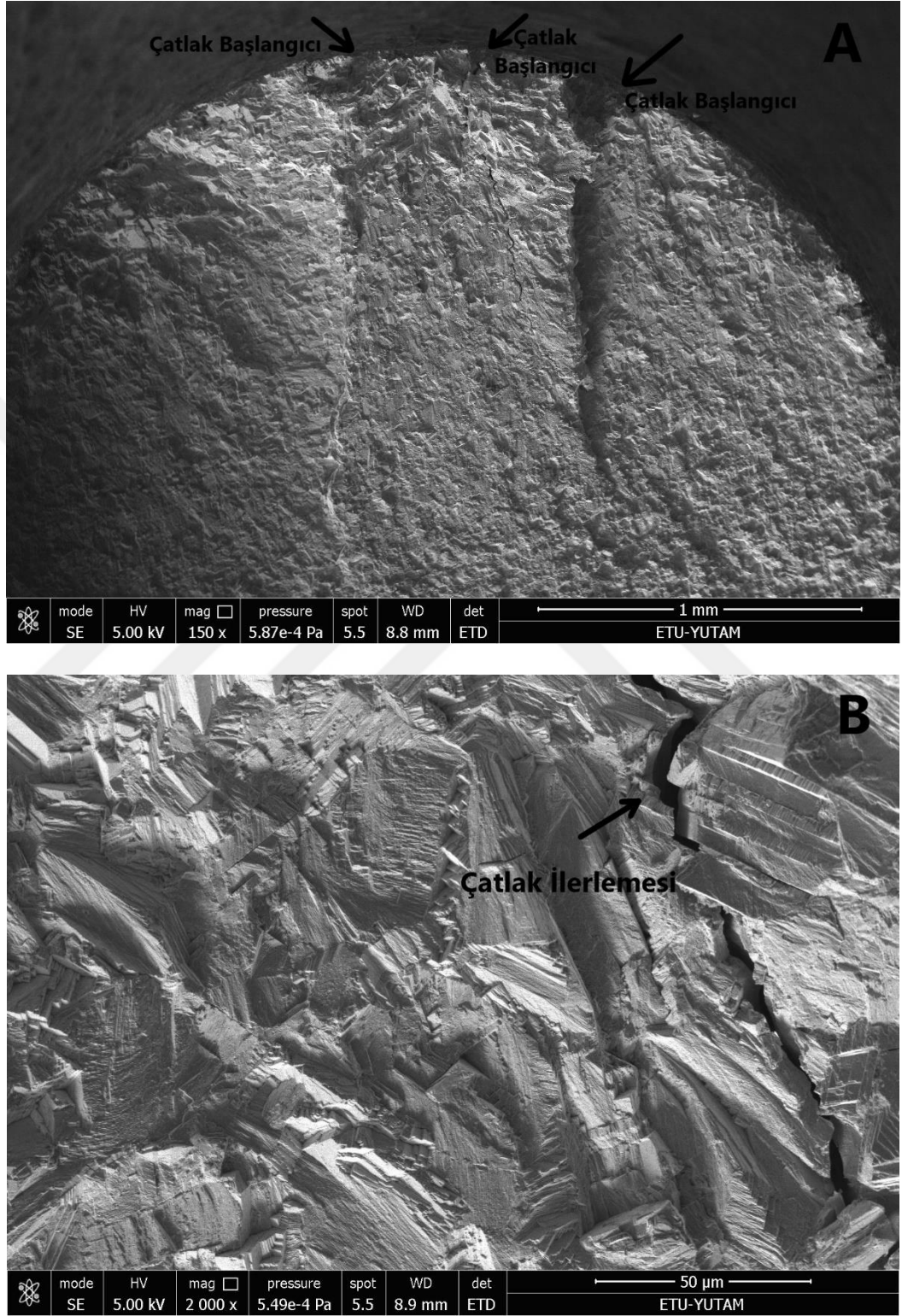
4.1.2.a CoCrW alaşımlı toz malzemeden slm yöntemi ile üretilmiş yorulma numunelerinin dinamik analizi



Şekil 4.8 SLM yöntemi ile üretilmiş yorulma numunelerinin S-N eğrisi

CoCrW kendinden alaşımlı metal tozları kullanılarak seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş yorulma numuneleri INSTRON 8874 servohidrolik-dinamik test cihazında yorulma testlerine tabi tutulmuş ve elde edilen gerilme-ömür (S-N) eğrisi Şekil 4.8'de verilmiştir. S-N eğrisinden işlem görmemiş CoCrW malzemenin yorulma limit değerinin yaklaşık 180 MPa olduğu tespit edilmiştir. Dövme yöntemi ile üretilmiş numuneler kullanılarak yapılan yorulma deneylerinde daha yüksek yorulma limiti ve yorulma ömrü değerleri elde edildiği rapor edilmiştir (Bayrak v.d 2010). Bu durum seçici lazer ergitme yöntemi ile parça üretiminin katmanlı veya eklemeli bir üretim yöntemi olmasından kaynaklanmaktadır. Bu yöntemde parçalar ince tabakalar halinde hızlı ergitme ve katılaşma süreci ile üretildiğinden her bir katman arasında küçük ergimemiş toz alanları kalabilmekte ve parçada çatlak oluşumuna neden olacak kusurlara sebep olmaktadır. Ayrıca SLM yönteminin doğasında gözenekli bir yapı oluşturma vardır. SLM üretim yönteminden kaynaklanan bu gözenekler yine yorulma hasarına neden olabilecek çatlak başlangıcı olarak görev yapmaktadırlar. Bu sebeplerden dolayı SLM yöntemi ile üretilmiş yorulma numunelerinde yorulma çatlak başlangıç aşamasının klasik yöntemle üretilenlerden daha çabuk bir şekilde aşıldığı ve yorulma çatlak ilerlemesinin çok hızlı

gerçekleştığı düşünülmektedir. Bu durum yorulma hasarına uğratılmış numunelerin kırık kesitlerinde de tespit edilmiştir.



Şekil 4.9 CoCrW toz malzemeden SLM yöntemi ile üretilmiş yorulma numunelerinin kırık kesit SEM görüntüleri

Şekil 4.9'de CoCrW toz malzemeden SLM yöntemi ile üretilmiş yorulma numunelerinin kırık kesit SEM görüntüleri verilmiştir. Şekil 4.9.a'da görüldüğü gibi yorulma çatlakları birçok noktada başlamıştır. Bu durum SLM yönteminin gözenekli doğasından dolayı birçok noktada gerilme yığılmalarına ve dolayısıyla yorulma çatlağının başlamasına neden olabilmektedir. Çatlağın ilerlediği bölge incelendiğinde ise (Şekil 4.9.b) taneli ve parlak kesit görüntüsü ve klivaj yarıkları test sonucu numunenin ağırlıklı olarak gevrek karakterde kırıldığını göstermektedir. Bu durum numunelerin yorulma çatlak ilerlemesinin çok hızlı gerçekleştirdiğini göstermektedir.

4.1.2.b CoCrW alaşımli toz malzemeden slm yöntemi ile üretilmiş kuronların dinamik analizi

Klasik yöntem ile üretilen metal alt yapıların en az 0,3 mm kalınlıkta üretildiği düşünülerek, dinamik testlerin 0,3 mm kalınlığa sahip metal alt yapılar için yapılması ön görülmüştür. Yapılan dinamik testler ile, 0,3 mm kalınlıklığa sahip dikensiz boş kuronlarla 0,3 mm kalınlığa sahip statik test sonucu en iyi çıkan tasarım için çigneme kuvvetleri karşılaştırılmıştır.

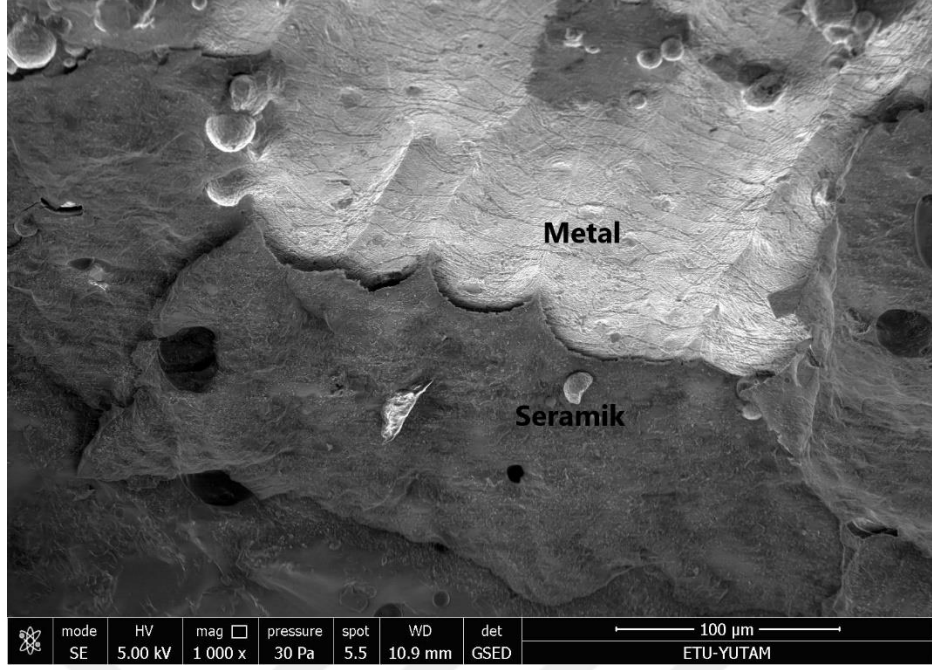
Çizelge 4.3 0,3 mm kalınlığa sahip dikensiz boş kuronun dinamik değer tablosu

0.3 mm Dikensiz Boş Kuron	
Kuvvet (N)	Çevrim Sayısı
0/-325	53.814
	72.918
	86.325
0/-300	280.136
	366.086
	312.243
0/-275	782.172
	864.055
	771.078
0/-250	1.411.078
	1.541.715
	1.589.347
0/-225	∞ (+5.000.000)
	∞
	∞

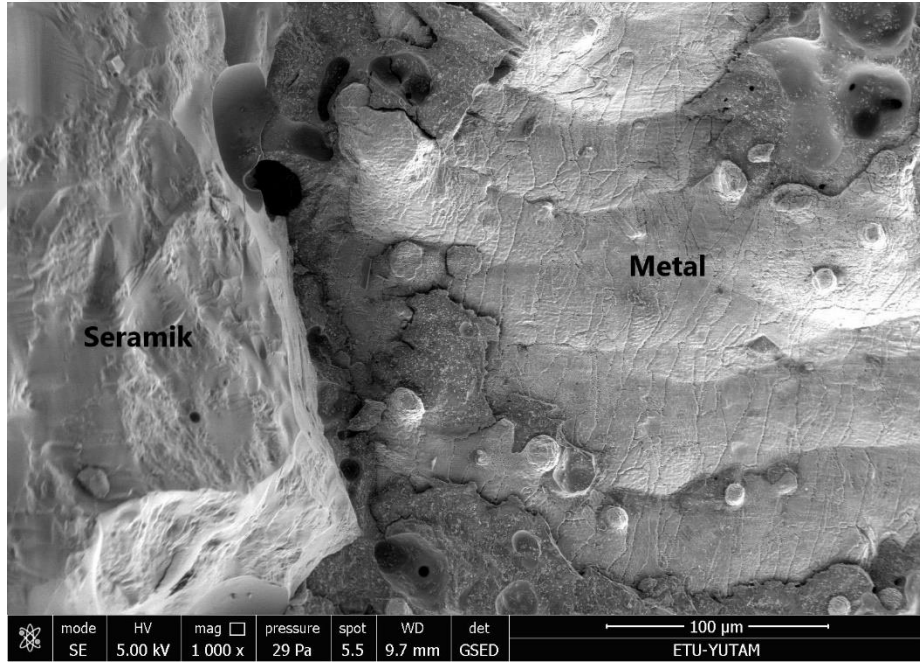
Çizelge 4.4 0,3 mm kalınlığa sahip sıkı dizilimli kurona ait dinamik değer tablosu

0.3 mm Sıkı Dizilimli Kuron	
Kuvvet (N)	Çevrim Sayısı
0/-375	10.348
	53.771
	35.084
0/-350	123.748
	151.960
	126.441
0/-325	427.901
	398.077
	456.723
0/-300	1.689.342
	1.312.917
	∞
0/-275	∞ (+5.000.000)
	∞
	∞

CoCrW kendinden alaşımlı metal tozları kullanılarak seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş metal alt yapılar, INSTRON 8874 servohidrolik-dinamik test cihazında yorulma testlerine tabi tutulmuş ve elde edilen çığneme kuvvetleri Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4'de verilmiştir. Bilindiği gibi çığneme kuvveti, kesici dişlerde 155N–222N arasında değişirken, molar dişlerde ise 830N'a kadar çıkmaktadır (Uzun 2018). Elde edilen değerlerden görüldüğü üzere, 0,3 mm kalınlığa sahip dikensiz boş kuronlu seramik restorasyonlar, 0/-225N'luk çığneme kuvveti altında hasara uğramazken, 0,3 mm kalınlığa sahip sıkı dizilimli seramik restorasyonlar, 0/-275N'luk çığneme kuvveti altında hasara uğramamaktadır. Her iki durumda mevcut çığneme kuvvetinden daha iyi bir sonuç verdiği için, seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş metal alt yapıların metal-seramik bağlantısının klasik yöntem ile üretilen metal alt yapılı seramik restorasyonlara nazaran daha iyi olduğu düşünölmektedir. Dental restorasyonlarda dinamik testler sonrası oluşan hasar, çoğunlukla metal ile seramiğin yanal yüzeyinde gerçekteşmiştir.



Şekil 4.10 0,3 mm kalınlığa sahip dikensiz boş metal alt yapının SEM görüntüsü



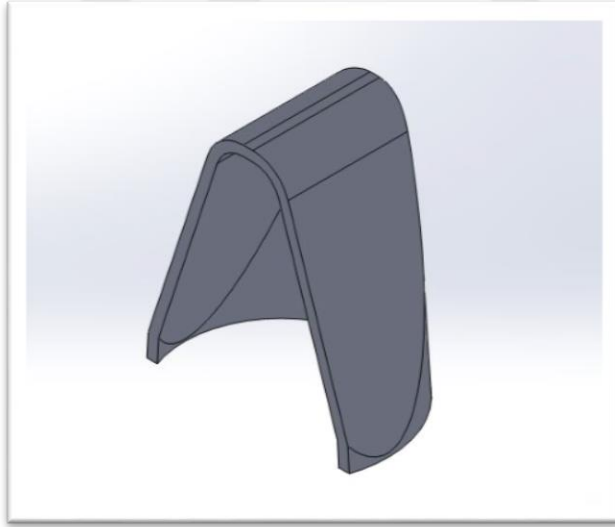
Şekil 4.11 0,3 mm kalınlığa sahip sıkı dizimli metal alt yapının SEM görüntüsü

Şekil 4.10'da ve Şekil 4.11'de CoCrW toz malzemeden SLM yöntemi ile üretilmiş metal alt yapıların kırık kesit SEM görüntüleri verilmiştir. Şekil 4.10'da ve Şekil 4.11'de SEM görüntülerinden de anlaşıldığı gibi sıkı dizimli kuronların yanal yüzeylerinde, difüzyonun etkisi açıkça görünmektedir. Difüzyonun 0,3 mm kalınlığa sahip sıkı dizimli dental restorasyonlarda, 0,3 mm kalınlığa sahip dikensiz dental restorasyonlara nazaran daha iyi olduğu ve bunun sonucunda metal seramik arasında adezyonun 0,3 mm kalınlığa

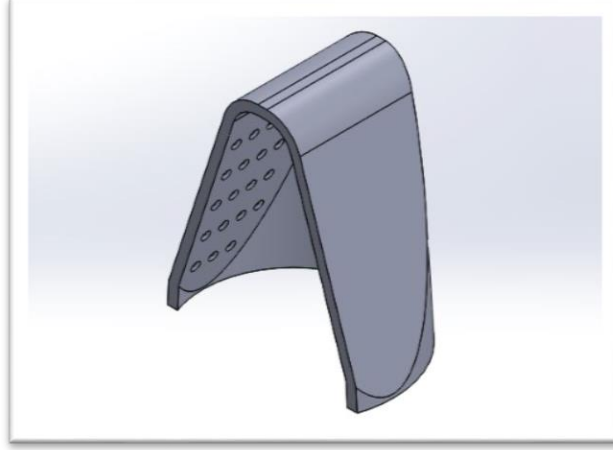
sahip sıkı dizilimli metal alt yapılı dental restorasyonlarda daha iyi olduğu görülmüştür. Ayrıca Şekil 4.10 ve Şekil 4.11’de verilen SEM görüntülerinde seçici lazer ergitme cihazı ile üretilen metal alt yapıların katmanları görüntülenmiştir.

4.2 Sonlu Elemanlar Analizi

Statik ve dinamik deneyleri yapılmış olan metal alt yapılı dental kuronların sonlu elemanlar analizlerini yapmak için ANSYS/Workbench programı kullanılmıştır. Klasik yöntem ile üretilmiş metal alt yapılı dental kuronların kalınlığının en az 0,3 mm olduğu bilinmektedir. Bilinen bu bilgi doğrultusunda 0,3 mm kalınlığa sahip dikensiz boş metal alt yapılı dental kuron ile 0,3 mm kalınlığa sahip sıkı dizilimli metal alt yapılı dental kuronun statik olarak sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Analizin yapılması için çelik day ve metal alt yapının katı modeli olarak, üretim için daha önceden tasarlanmış katı modeller kullanılmıştır. Seramik kaplama içinse SolidWorks 2016 bilgisayar destekli tasarım programı kullanılarak seramik için katı model tasarlanmıştır. Şekil 4.12’de ve Şekil 4.13’de Seramik için tasarlanan katı model verilmiştir.

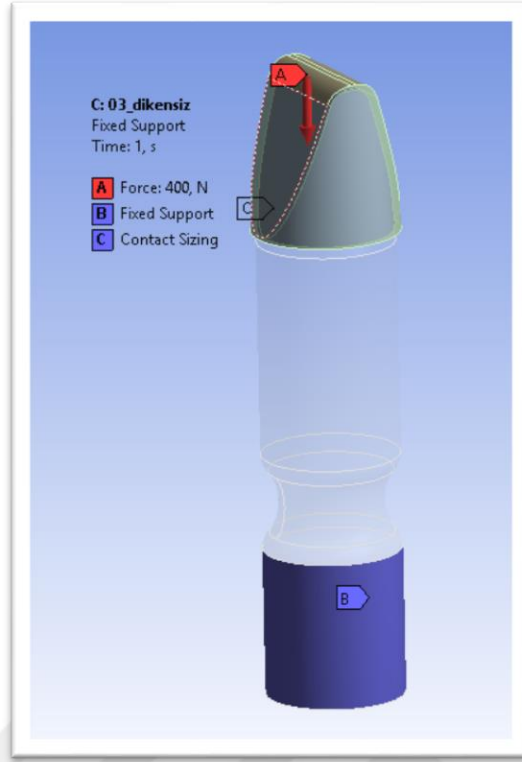


Şekil 4.12 Dikensiz boş kuron için seramik katı modelin kesit görüntüsü

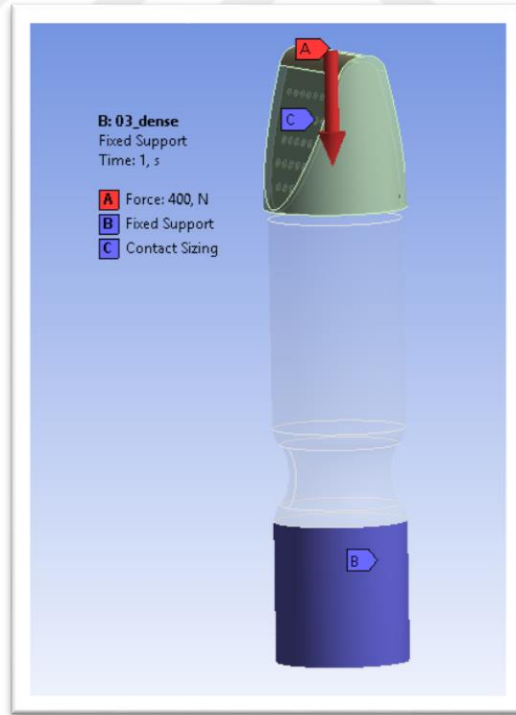


Şekil 4.13 Sıkı dizimli kuron için seramik katı modelin kesit görüntüsü

ISO 9693 standardına göre, metal–seramik bağ arasındaki bağlanma kuvvetinin en az 25 MPa olduğu söylenmektedir (Hongmei Wang et al. 2016). Bununla birlikte çiğneme kuvveti, kesici dişlerde 155N–222N arasında değişirken, molar dişlerde ise 830N’a kadar çıkmaktadır (Uzun 2018). Yapılan bu çalışmanın sonlu elemanlar analizinde 400N’luk yük altında statik olarak analiz yapılmıştır. Katı modelin deney düzeneğindeki mevcut haline uygun olacak şekilde sınır şartları uygulanarak analiz gerçekleştirilmiştir. Ayrıca yapılan analizin daha doğru bir sonuca yakınsanması için gerilme/şekil değiştirme gradyan değerinin yüksek olduğu yerlerde üçgen elemanlar daha sık mesh edilmiştir. Dikensiz alt yapılı dental kuronlar için 60152 adet düğüm ile 32706 element mesh oluşturulurken, sıkı dizimli metal alt yapılı dental kuronlarda ise 70809 adet düğüm ile 39132 element mesh oluşturulmuştur. Şekil 4.14’de dikensiz metal alt yapılı dental kurona ait sınır şartları, Şekil 4.15’de sıkı dizimli metal alt yapılı dental kurona ait sınır şartları verilmiştir.

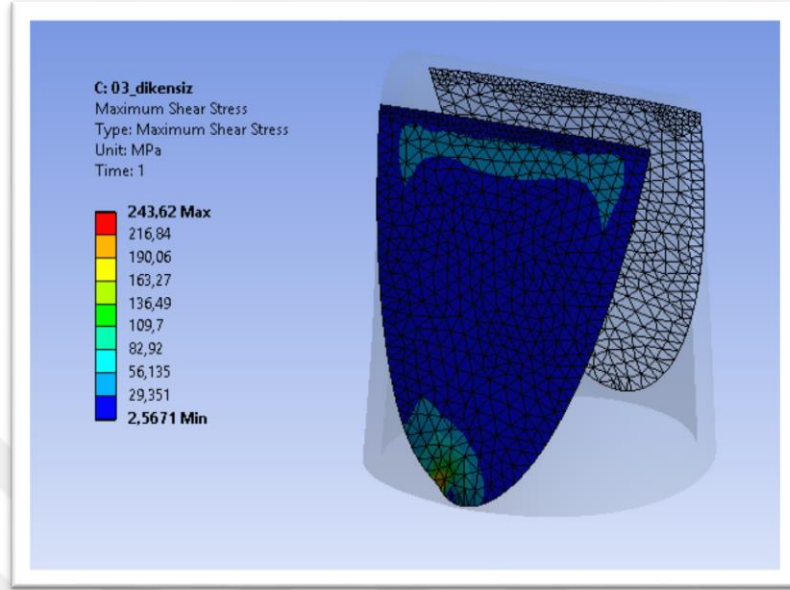


Şekil 4.14 Dikensiz metal alt yapılı dental kurona ait sınır şartları

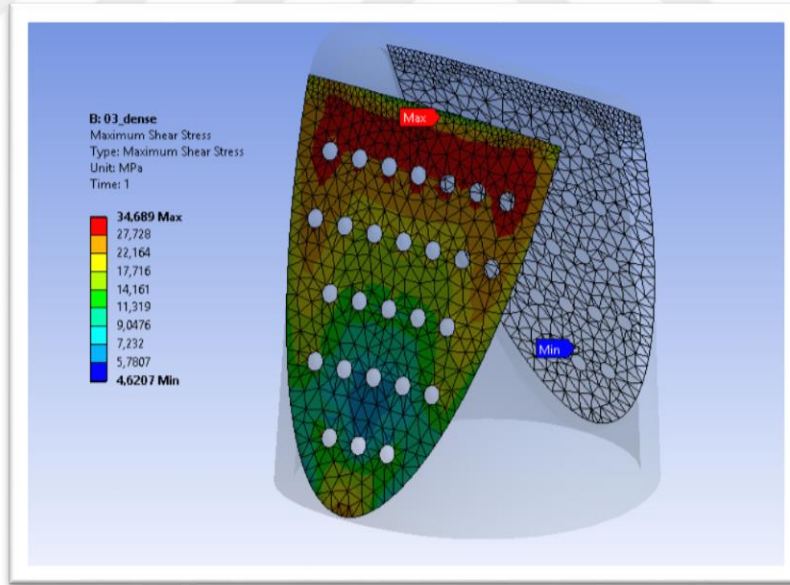


Şekil 4.15 Sıkı dizilimli metal alt yapılı dental kurona ait sınır şartları

Şekil 4.16’da dikensiz metal alt yapılı dental kurona ait kayma gerilmesi dağılımı, Şekil 4.17’de sıkı dizimli metal alt yapılı kurona ait kayma gerilmesi dağılımı verilmiştir.

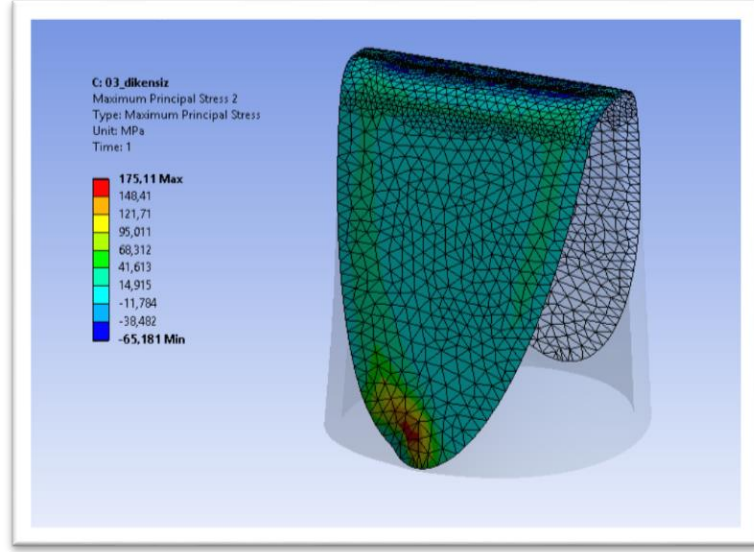


Şekil 4.16 Dikensiz metal alt yapılı dental kurona ait kayma gerilmesi dağılımı

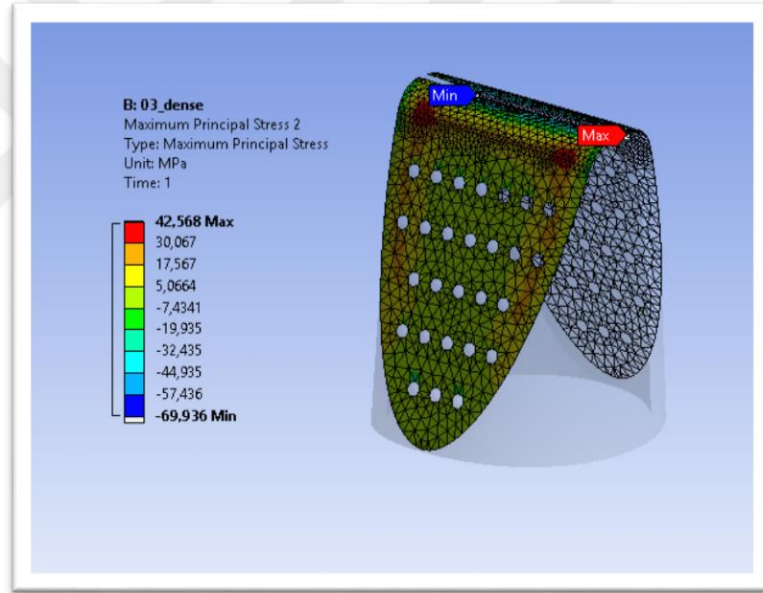


Şekil 4.17 Sıkı dizimli metal alt yapılı kurona ait kayma gerilmesi dağılımı

Şekil 4.18’de dikensiz metal alt yapılı dental kurona ait maksimum asal gerilme dağılımı, şekil 4.19’da sıkı dizimli metal alt yapılı kurona ait maksimum asal gerilme dağılımı verilmiştir.



Şekil 4.18 Dikensiz metal alt yapılı dental kurona ait asal gerilme dağılımı



Şekil 4.19 Sıkı dizimli metal alt yapılı kurona ait asal gerilme dağılımı

Şekil 4.16, Şekil 4.17, Şekil 4.18 ve Şekil 4.19’da görüldüğü üzere 400N’luk yük altında sıkı dizimli metal alt yapılı dental kuronların kayma gerilmeleri ve maksimum asal gerilmeleri dikensiz metal alt yapılı dental kuronlara nazaran daha iyi çıkmıştır. Bu durumun sıkı dizimli metal alt yapılı kuronlarda mevcut olan dikenlerin kaymaya karşı oluşturduğu engelden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Şekil 4.18 ve Şekil 4.19’da metal kuron üzerinde kırmızı renkli bölgeler gerilme yığılmalarının yoğun olduğu alanları temsil etmektedir. Gerilme yığılmalarının özellikle metal kuronun yanal yüzeyinin uç kısımlarında arttığı görülmektedir. Bu malzemenin 400N’luk yük altında özellikle bu alanlardan hasara uğrayacağını belirtmektedir.



5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Yapılan bu çalışmada, diş hekimliğinde kullanılan metal alt yapılı seramik restorasyonların metal-seramik bağlantısını iyileştirmek için farklı kalınlıkta ve farklı dizilimde tasarımlar oluşturularak metal alt yapılar üretilmiş, üretilen metal alt yapıların dinamik ve statik deneyleri yapılarak kırılma ve çığneme kuvvetlerine karşı dayanımları incelenmiş elde edilen sonuçlar sonlu elemanlar analizi ile desteklenmiştir.

- Klasik yöntem kullanılarak üretilmiş metal alt yapılı dental kuronlara 135°'lik açıyla 0,5 mm/dak hızında uygulanan kuvvet sonrasında dental kuronların ortalama 403N'luk kuvvet altında kırıldığı gözlemlenmiştir.
- Seçici lazer ergitme methodu kullanılarak üretilmiş 0,1 mm kalınlığa sahip metal alt yapılı dental kuronlardan dikensiz boş kuronlar, ortalama 274 N'luk kuvvet altında hasara uğrarken, sıkı dizilimli kuronlar ortalama 418N'luk kuvvette, normal dizilimli kuronlar ortalama 390N'luk kuvvette ve seyrek dizilimli kuronlar ortalama 359N'luk kuvvet altında hasara uğramışlardır.
- 0,1 mm kalınlığa sahip metal alt yapılı dental kuronlardan metal-seramik bağlantı arasındaki adezyon sıkı dizilimli metal alt yapılı dental kuronlarda daha iyidir ve sıkı dizilimli metal alt yapılı dental kuronlarda 418N'luk değer ile daha dayanımlıdır.
- Seçici lazer ergitme methodu kullanılarak üretilmiş 0,3 mm kalınlığa sahip metal alt yapılı dental kuronlardan dikensiz boş kuronlar, ortalama 477N'luk kuvvet altında hasara uğrarken, sıkı dizilimli kuronlar ortalama 740N'luk kuvvette, normal dizilimli kuronlar ortalama 534N'luk kuvvette ve seyrek dizilimli kuronlar ortalama 495N'luk kuvvet altında hasara uğramışlardır.
- 0,3 mm kalınlığa sahip metal alt yapılı dental kuronlardan metal-seramik bağlantı arasındaki adezyon sıkı dizilimli metal alt yapılı dental kuronlarda

daha iyidir ve sıkı dizilimli metal alt yapıli dental kuronlarda 740N'luk değer ile daha dayanımlıdır.

- Seçici lazer ergitme methodu kullanılarak üretilmiş 0,5 mm kalınlığa sahip metal alt yapıli dental kuronlardan dikensiz boş kuronlar, ortalama 716N'luk kuvvet altında hasara uğrarken, sıkı dizilimli kuronlar ortalama 685N'luk kuvvette, normal dizilimli kuronlar ortalama 513N'luk kuvvette ve seyrek dizilimli kuronlar ortalama 578N'luk kuvvet altında hasara uğramışlardır.
- 0,5 mm kalınlığa sahip metal alt yapıli dental kuronlardan metal-seramik bağlantı arasındaki adezyon dikensiz boş metal alt yapıli dental kuronlarda daha iyidir ve dikensiz boş metal alt yapıli dental kuronlarda 716N'luk değer ile daha dayanımlıdır. Bu durum seçici lazer ergitme cihazı ile üretilen metal alt yapıların tasarım boyutu arttığı zaman, üretim esnasında oluşabilecek herhangi bir olumsuz şartın metal alt yapıli dental kuronun iç yapısında oluşturduğu hataların arttığını ve kırılmaya karşı dayanımının azalabileceği ile açıklanmaktadır.
- 0,3 mm kalınlığa sahip dikensiz boş metal alt yapıli dental kuronların 10 Hz'lik frekans altında 0/-225N, 0/-250N, 0/-275N, 0/-300N ve 0/-325N'luk yüklere maruz bırakılmış ve çığneme kuvvetleri değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar, 0,3 mm kalınlığa sahip dikensiz metal alt yapıli dental kuronların 0/-225N'luk kuvvet altında ∞ (+5.000.000) çevrim sayısına ulaştığını göstermiştir.
- 0,3 mm kalınlığa sahip sıkı dizilimli metal alt yapıli dental kuronların 10 Hz'lik frekans altında 0/-275N, 0/-300N, 0/-325N, 0/-350N ve 0/-375N'luk yüklere maruz bırakılmış ve çığneme kuvvetleri değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar, 0,3 mm kalınlığa sahip sıkı dizilimli metal alt yapıli dental kuronların 0/-275N'luk kuvvet altında ∞ (+5.000.000) çevrim sayısına ulaştığını göstermiştir.

- Yapılan dinamik testler sonucunda elde edilen veriler sıkı dizilimli metal alt yapılı seramik kuronların metal-seramik bağlantısının daha iyi olduğunu, dolayısıyla çiğneme kuvvetine karşı dayanımlarının daha yüksek olduğunu göstermiştir.
- 0,3 mm kalınlığa sahip hem dikensiz hemde sıkı dizilimli metal alt yapılı dental kuronlar sonlu elemanlar yöntemiyle 400N'luk yük altında analiz edilmiştir. Analiz sonucunda sıkı dizilimli dental kuronun dikensiz dental kuruona kıyasla kayma gerilmesine ve maksimum asal gerilmeye karşı daha dayanımlı olduğu gözlemlenmiştir.

Yapılan çalışmadan elde edilen veriler doğrultusunda, metal-seramik bağlantısını iyileştirmek adına diken sayısı artırılabilir. Uygun görüldüğü takdirde diken dizilimi ve diken geometrisiyle birlikte dikenin çapı ve uzunluğu değiştirilebilir. Metal alt yapıların seramik kaplama sırasında kaplama şartları değiştirilerek metal ile seramik arasındaki difüzyon artırılıp metal-seramik bağlantısı iyileştirilebilir. Elde edilen metal alt yapılar uygun yüzey işlemlerine tabii tutularak metal-seramik bağlantısı artırılabilir.

KAYNAKLAR

- Agrawal, C. M. 1998. Journal of Materials, 31-35.
- Al Jabbari, Y.S., T. Koutsoukisa, X. Barmpagadakic, S. Zinelisd, 2014. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co–Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. Dental materials, 30, 79-88 .
- Anonim, 2013. Web sitesi: www.medicnadis.com.tr/index.php/ortodonti, Erişim Tarihi: 29.05.2018.
- Anonim, 2014. Web sitesi: https://prezi.com/liuzw31y7_ih/porselen-laminat-venerler/, Erişim Tarihi: 29.05.2018.
- Anonim, 2016. Web sitesi: www.karsiyakadental.com/karsiyaka-dis-doktoru-protez, Erişim Tarihi: 31.05.2018.
- Anonim, 2016. Web sitesi: https://www.stm.com.tr/documents/file/pdf/1.katmanli_imalat_teknolojileri_raporu_2016-08-03-14-11-28.pdf, Erişim Tarihi: 11.06.2018.
- Anonim, 2017. Web sitesi: www.dentaluna.com/tedaviler/estetik-dolgu-tedavisi, Erişim Tarihi: 29.05.2018.
- Anonim, 2017. Web sitesi: <https://www.meltemdis.com/implant>, Erişim Tarihi: 29.05.2018.
- Aslan, M. 2011. İmplant malzemesi olarak kullanılan CoCrMo malzemesinin plazma oksidasyonu. Y.Lisans Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 62, Erzurum.
- Atala ve Değirmenci. 2017. Anadolu Kliniği Tıp Bilimleri Dergisi, cilt (23), sayı (1)
- Ayhan H. 2002. Biyomalzemeler. Bilim ve Teknik, 513, 2-11.
- Bayırlı, A. 2016. Seçmeli lazer ergitme yöntemiyle üretilen metal alaşım implantların x-ışını saçılma yöntemleriyle incelenmesi ve üretim parametrelerinin geliştirilmesi, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Nanoteknoloji ve Nanotıp Anabilim Dalı, 123, Ankara.
- Bayrak, Ö. 2007. Plazma ile nitrülenmiş CoCrMo implant malzemenin yapısal ve tribolojik özelliklerinin incelenmesi, Y.Lisans Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 45, Erzurum.
- Bayrak, Ö., Yetim, A.F., Alsarar, A., Çelik, A., 2010. Fatigue life determination of plasma nitrided medical grade CoCrMo alloy. Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures. 303-309.

- Browne, M and Gregson, P.J. 1993. Surface modification of titanium alloy implants. *Biomaterials*, 15 (11), 894-898.
- Chen, Q. ve Thouas, G. A. 2015. Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering R*, 87, 1–57.
- Çomaklı, O. 2013. TiO₂ kaplanmış CP-Ti Biyomalzemesinin yapısal ve tribolojik özelliklerinin incelenmesi, Y.Lisans Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 60, Erzurum
- Elden, E. 2016. Metalik biyomalzemelerin vakum ark ergitme yöntemi ile üretimi ve özelliklerinin incelenmesi, Y.Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, 72, İzmir
- Gonzalez, J. E. G. ve Mirza-Rosca, J. C. 1999. Study of the corrosion behavior of titanium and some of its alloys for biomedical and dental implant applications. *Journal of Electroanalytical Chemistry*, 471, 109–115.
- Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R. ve Gogia, A. K. 2009. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science*, 54, 397–425.
- Gümüşderelioğlu, M. 2002. Biyomalzemeler, *Bilim Teknik*, Temmuz.
- Gür, A.K. 2003. Şekil Hafıza Özelliğine Sahip Ni-Ti Alaşımının Biyouyumluluğu, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Y.Lisans Semineri, Elazığ
- Gür A.K., Taşkın M. 2004. Metalik Biyomalzemeler Ve Biyouyum/ Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları
- Güven, S. Y. 2010. Ortopedik malzemelerin biyouyumlulukları ve mekanik özelliklerine göre seçimi. 2. Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi, 472-484.
- Güven, Ş. Y. 2014. Biyouyumluluk Ve Biyomalzemelerin Seçimi, *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2 (3), 303-311.
- Hussein, M. A., Mohammed, A. S. and Al-Aqeeli, N. 2015. Wear characteristics of metallic biomaterials: a review. *Materials*, 8 (5), 2749-2768 .
- Kıran, K. 2011. Seçici lazer ergitme ile üretilmiş 316L paslanmaz çelik parçaların ince tormalama işlemleri, Y.Lisans Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta
- Köktaş, S. 2015. Ti6Al4V alaşımının içyapı ve yüzey özelliklerinin CaP bileşikleri ile doyurulmuş Mg içerikli MAO filmlerinin oluşumuna etkisi. Y.Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, 95, İzmir.
- Langer R. Cima L.G. Tamada J.A. and Wintermantel E. 1996. Future directions in Biomaterials. *Biomaterials*, 11, 742.

- Leyens C. and Peters M. 2003. Titanium and Titanium Alloys
- Li, Y., Yang, C., Zhao, H., Qu, S., Li, X. ve Li, Y. 2014. New developments of Ti-based alloys for biomedical applications. *Materials*, 7, 1709-1800.
- Li Jieyin, DDS, Chaojie Chen, Juankun Liao, Lang Liu, 2017. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting.
- Lu Yanjin, Ling Ren, Songquan Wu, Chunguang Yang, Wenlie Lin, Suli Xiao, Yang Yang, Ke Yang, Jinxin Lin, 2018. CoCrWCu alloy with antibacterial activity fabricated by selective laser melting: Densification, mechanical properties and microstructural analysis. *Powder Technology*, 325, 289–300.
- Niinomi, M. 2008. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 1 (1), 30-42.
- Özcan, A.K. 2008. İnsan dişi kaplaması uygulamalarının kırılma mekaniği açısından incelenmesi, Y.Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Bölümü, Mekanik Anabilim Dalı, 73, İzmir
- Park, B. J. ve Bronzino, J.D. 2003. *Biomaterials principles and applications*. Boca Raton, CRC Press.
- Park, J.B., Lakes, R.S., 1992. *Biomaterials An Introduction*, Second Edition, Plenum Press, USA
- Pasinli, A. 2004. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. *Teknolojik Araştırmalar*, 4, 25-34.
- Saygı, M.K. 2016. Titanyum esaslı biyolojik malzemelerde çinko ve bakır katkılanmış oksit tabakalarının oluşturulması, Y.Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Anabilim Dalı, 59, İstanbul
- Shah F.A., O. Omar, F. Suska, A. Snis, A. Matic, L. Emanuelsson, et al. 2016. Long-term osseointegration of 3D printed CoCr constructs with an interconnected openpore architecture prepared by electron beam melting. *Acta Biomater*, 36, 296–309.
- Singh, V., Marchev, K., Cooper, C.V., Meletis, E.I., 2002. Intensified plasma-assisted nitriding of AISI 316L stainless steel. *Surface and Coating Technology*, 160, 249-258.
- Song Changhui, Mingkang Zhang, Yongqiang Yang, Di Wang, Yu Ji-kuo, 2018. Morphology and properties of CoCrMo parts fabricated by selective laser melting. *Materials Science & Engineering A*, 713, 206–213.
- Taddei, E. B., Henriques, V. A. R., Silva, C. R. M. and Cairo, C. A. A. 2004. Production

of new titanium alloy for orthopedic implants. *Materials Science and Engineering C*, 24 (5), 683-687.

- Tolosa I., Garciandía F., Zubiri F., Zapirain F., Esnaola A. 2010. Study of Mechanical Properties of AISI 316L Stainless Steel Processed by “Selective Laser Melting”, Following Different Manufacturing Strategies. *Advanced Manufacturing Technology*, 51, 639–647.
- Uzun Y. 2018. Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş cocrw metal alt yapıların borla kaplanması metal- porselen bağlantısına etkisinin araştırılması, Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 131, Erzurum
- Wang Hongmei, Qing Feng, Ning Li, and Sheng Xu, 2016. Evaluation of metal-ceramic bond characteristics of three dental Co-Cr alloys prepared with different fabrication techniques
- Wei Ren Xiao-, Li Zeng, Zi-Ming Wei, Xian-Zhen Xin, and Bin Wei, 2016. Effects of multiple firings on metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting
- Xian-zhen Xin, Jie Chen, Nan Xiang, Bin Wei, 2013. Surface Properties and Corrosion Behavior of Co–Cr Alloy Fabricated with Selective Laser Melting. *Technique Cell Biochem Biophys*, 67, 983–990.
- Xin X.Z. N. Xiang, J. Chen, B. Wei, 2012. In vitro biocompatibility of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting or traditional casting techniques. *Mater. Lett.*, 88, 101–103.
- Yavuz Ö. 1996. Tüm seramik kuronların kırılma dirençlerinin seramometal restorasyonların kırılma dirençleri ile karşılaştırmalı olarak araştırılması, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı, 60, İzmir
- Yetim A.F. 2009. Biyomalzeme olarak kullanılan AISI316l paslanmaz çelik ve Ti6Al4V alaşımının plazma ile nitrürleme davranışı, ti-dlc ince film kaplama ile karşılaştırılması, Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 124, Erzurum
- Zeng Li, Yong Zhang, Zheng Liu, and Bin Wei, 2015. Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı-Soyadı : Merve TAFTALI
Uyruğu : T.C
Doğum Tarihi ve Yeri : 12.05.1993/Erzurum
Medeni Hali : Bekar
Telefon : +90 539-301-1492
e-mail : mervetaftali@gmail.com

Eğitim

Derece	Üniversite	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	Erzurum Teknik Üniversitesi	(2016-Halen)
Lisans	Erzurum Teknik Üniversitesi	2016
Lise	Nenehatun Kız Anadolu Lisesi	2011

Uluslararası Kongre Sunum

Uluslararası Özet Bildiri

Investigation of corrosion behavior of Ni-doped Al₂O₃ film coated Cp-Ti, 2017, Turalıoğlu Kerem, **Taftalı Merve**, Yetim Tuba, Yazıcı Mustafa, Çomaklı Onur, Kovacı Halim, Yetim Ali Fatih, Çelik Ayhan, 2nd International Conference on Advanced Engineering Technologies (ICADET).