

**T.C.**  
**EGE ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI ÜRETİM TEKNİKLERİYLE HAZIRLANMIŞ**  
**METAL ALTYAPILAR İLE ÜZERLERİNE PİŞİRİLMİŞ**  
**PORSELENLERİN BAĞ DAYANIMLARININ**  
**DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Ebru Nur IŞIK**

**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Akın ALADAĞ**

**İZMİR, 2017**

## ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimimde ve tez sürecimde bilgi birikimiyle yanımda olan, tecrübesiyle bana yol gösteren, her daim ilgiyle sabırla yardımcı olan, değerli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Akın ALADAĞ'a,

Klinik ve akademik tecrübesiyle yardımcı olan, tez sürecimde de bilgisiyle yol gösteren değerli hocam Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Suna TOKSAVUL'a,

Tez jürimde yer alan hocam sayın Prof. Dr. Bora BAĞIŞ'a,

İstatistiksel değerlendirmelerde yardımını sunan sayın Doç. Dr. Timur KÖSE'ye,

Tez örneklerimin oluşturulmasında yardımcı olan Dental Labor teknisyenlerine,

Uzmanlık sürecimde yanımda olan, bana destek olan Dt. Gökçe Garip, Dt. Bengi Kaya Mert ve bölüm arkadaşlarıma,

Tüm yaşamım süresince sonsuz sevgileriyle, maddi-manevi her türlü destekleriyle yanımda olan; beni sevgi ve ilgiyle yetiştirerek bu günlere gelmemi sağlayan, sahip olduğum en büyük şansım sevgili annem, babam ve kardeşlerime,

İyi-kötü her anımda yanımda olan, sevgi ve sabırla beni destekleyen, hayatımı güzelleştiren sevgili eşim Yakup'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

**Dt. Ebru Nur IŞIK**

**İzmir,2017**

Bu tez çalışması Ege Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri kapsamında "2017 DİS 007" no'lu proje numarasıyla desteklenmiştir.

## ÖZET

Diş kayıpları insanlarda fonksiyonel ve estetik açıdan olumsuz sonuçlara sebep olmaktadır ve bu sebeple protetik olarak tedavi edilmesi gerekmektedir. Diş eksikliklerinde metal seramik restorasyonlar, protetik tedavi amacıyla uzun süredir kullanılmaktadır. Gelişen teknoloji ve artan estetik taleplerle birlikte kullanımı gittikçe artarak, günümüzde sık kullanılan tedavi seçeneklerinden biri olmuştur.

Kron-köprü protezlerinde porselen kullanımının öncelikli sebebi, estetik açıdan doğal dişlerle uyumlu olmaları ve biyolojik uyumudur. Esnemeye karşı direnci olmayan porselenin ağızda çiğneme kuvvetleriyle kırılmasını önlemek amacıyla rijit bir altyapı olarak metal alaşımları kullanılırlar. Bu amaçla farklı metal alaşımları kullanılabilir. Altın alaşımları önceleri daha çok tercih edilirken günümüzde kobalt-krom, titanyum, zirkon gibi alt yapılar tercih edilebilmektedir. Restorasyonların klinik başarısı için metal alt yapı ile porselen arasında kuvvetli bir bağlantı olması önemlidir. Farklı içeriklerdeki metal alaşımları, geleneksel olarak döküm yöntemiyle senelerdir yapılmaktadır. Son yıllarda dental alandaki teknolojik gelişmelerle metal alaşımların yapım yöntemleri geliştirilmiştir ve günümüzde metal alaşımların yapımında CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) ve Lazer Sinter teknolojilerinin kullanımı popüler hale gelmiştir.

CAD/CAM ve Lazer Sinter tekniğinde restore edilecek dişsiz alanın dijital ölçüsü alındıktan sonra, ilk aşama olarak alt yapının bilgisayar destekli dizaynı yapılır ve ikinci aşama olarak bu dijital dizaynın üretimi yapılır.

Metal üzerine işlenecek olan porselenlerin farklı markaları mevcuttur ve dental laboratuvarlarda farklı markalar kullanılmaktadır. Literatürde metal ve porselen arasındaki bağlantıyla ilgili çalışmalar bulunmasına rağmen, yeni CAD/CAM ve Lazer Sinter teknikleriyle üretilen metaller ile farklı markalardaki porselenlerin bağlantılarının karşılaştırılmasıyla ilgili fazla çalışma yoktur. Farklı metal üretim tekniklerinin farklı markalardaki porselen bağlantılarıyla olan karşılaştırmalarının araştırılması gerekmektedir.

Bu in-vitro çalışmanın amacı; döküm, milled ve lazer sinter yöntemleriyle hazırlanan Co-Cr metal alt yapı materyallerinin, üç farklı porselen markası (Noritake

Ex3, Ceramco3, Vita VMK Master) ile olan bağ dayanımlarının karşılaştırılmasıdır. Bu amaçla uç farklı porselen markası Co-Cr metal örnekleri üzerine pişirilmiş (n:12), 5000 termal siklus sonrası makaslama testi uygulanmıştır. Sonuç olarak farklı metal üretim tekniklerinin bağ dayanımları arasında istatikselsel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür (p>0,05). Farklı marka porselenlerin metal örneklerle yapmış oldukları bağ dayanımları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur (Vita VMK Master> Ceramco3> Noritake Ex3) (p<0,05). Metal gruplarının, porselen markaları ile etkileşimleri arasında anlamlı fark olmadığı grlmştr (p>0,05).

**Anahtar Kelimeler:** Co-Cr, Dkm, CAD/CAM, Laser Sinter, Milleme, Porselen



## **ABSTRACT**

Tooth loss causes functional and aesthetic disadvantages in humans and needs to be treated prosthetically. Metal ceramic restorations are used for prosthetic treatment for a long time in tooth deficiencies. With increasing use of technology and aesthetic demands, metal ceramic restorations are becoming frequently used treatment options for complicated cases.

The primary reason for the using of porcelain for making crowns and bridge prostheses is that they are aesthetically and biologically compatible with natural teeth. Metal alloys are used as a rigid base in order to prevent breakage of the non-resistant ceramic by chewing forces in the mouth. Different metal alloys can be used for manufacturing of restorations. Formerly gold alloys were preferred for making restorations, but today cobalt-chromium, titanium, and zircon can be preferred. For the clinical success of restorations it is important that there is a strong connection between the metal substructure and the porcelain. Metal alloys with different metal contents are made with casting method for many years. In recent years, technology of producing dental metal alloys have improved with the dental technological developments and nowadays the use of CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) and Laser Sinter technology in manufacturing of metal alloys has become popular.

CAD/CAM and Laser Sinter manufacturing technique is firstly the digital dimension of the toothless area is taken. Then infrastructure of dental restoration is digitally designed with computer and the digital design is produced with metal alloy.

There are many different brands of porcelains to be processed on metal and different brands are used in dental laboratories. Although there are studies in the literature about the connection between metal and porcelains, there is not much research on the connection of metals produced with new CAD/CAM and Laser Sinter techniques and porcelains in different brands. It is necessary to investigate the comparison of the adhesion of the different metal production techniques and the porcelain in different brands.

In this study, bonding strengths of Co-Cr metal infrastructure materials prepared with casting, milling and laser sinter production methods and porcelains with three different brands (Noritake Ex3, Ceramco3, Vita VMK Master) were

mechanically tested. For this purpose, three different porcelain brands were builded to Co-Cr metal samples (n: 12) and after 5000 thermal cycles shear test applied. As a result, no significant difference was found between bond strengths of different metal production techniques ( $p>0,05$ ). It has been found that there is a significant difference between the bond strengths of different brand porcelains and metal specimens (Vita VMK Master> Ceramco3> Noritake Ex3) ( $p<0,05$ ). Porcelain brands showed similar performance in all metal groups, no significant difference was found ( $p>0,05$ ).

**Key Words:** Co-Cr, Casting, CAD/CAM, Laser Sintering, Milling, Porcelain



# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖNSÖZ.....	II
ÖZET.....	III
ABSTRACT.....	V
İÇİNDEKİLER.....	VII
TABLolar DİZİNİ.....	XIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XV
RESİMLER DİZİNİ.....	XVI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	XVIII
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3

<b>2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Alaşımlar.....</b>	<b>3</b>
2.1.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Alaşımların Sınıflandırılması.....	3
2.1.1.1. Dental Alaşımların Fonksiyonlarına Göre Sınıflandırılması.....	3
2.1.1.2. Dental Alaşımların Renk ve İçeriklerine Göre Sınıflandırılması .....	4
2.1.1.3. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association, ADA) Sınıflandırması.....	4
2.1.1.4. Metal Porselen Alaşımlar İçin Alternatif Bir Sınıflandırma Sistemi .....	5
2.1.2. Metal Porselen Alaşımların Tanımlanması.....	6
2.1.2.1. Soy Metal Alaşımlar .....	6
2.1.2.2. Temel Metal Alaşımlar.....	8
2.1.2.2.1. Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları .....	8
2.1.2.2.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları.....	9
2.1.2.2.3. Diğer Alaşımlar.....	9
2.1.3. Alaşım Sistemlerindeki Katkı Elementleri .....	10
2.1.4. Alaşım Seçiminde Etkili Olan Faktörler .....	12
<b>2.2. Dental Alaşımların Özellikleri.....</b>	<b>13</b>
2.2.1. Alaşımların Mekanik Özellikleri.....	13
2.2.1.1. Gerilim ve Gerilme (Stres ve Strain).....	13
2.2.1.2. Elastik Özellikler.....	14
2.2.1.3. Dayanıklılık Özellikleri (Strength).....	14
2.2.1.4. Diğer Önemli Mekanik Özellikler.....	15
2.2.2. Biyouyumluluk.....	15
2.2.3. Korozyon.....	15
<b>2.3. Dental Alaşım Üretim Teknolojileri.....</b>	<b>16</b>
2.3.1. Döküm Yöntemi.....	16



2.3.2. CAD/CAM Sistemleri.....	17
2.3.2.1. CAD/CAM Sisteminin Parçaları.....	18
2.3.2.1.1. Tarayıcı (Scanner).....	18
2.3.2.1.2. Yazılım (Software).....	19
2.3.2.1.3. Donanım (Hardware).....	19
2.3.2.2. CAD/CAM Sistemiyle Üretim Yeri Seçenekleri.....	19
2.3.2.3. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Teknikleri.....	20
2.3.2.3.1. Eksiltme (Aşındırma) Yöntemi.....	21
2.3.2.3.2. Ekleme Yöntemi.....	22
2.3.2.4. Hızlı Üretim (Rapid Manufacturing; RM) Yöntemleri.....	22
2.3.2.4.1. Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (SLA; Stereolithografi).....	24
2.3.2.4.2. Isıtarak Toz Bağlama Tekniği (SLM; Lazer Melting / SLS; Lazer Sintering).....	25
2.3.2.4.3. Üç Boyutlu Lazer Giydirme (3D Laser Cladding) Tekniği.....	27
2.3.2.4.4. Tabaka Yığılma Tekniği (Laminated Object Manufacturing – LOM).....	28
2.3.2.4.5. Sıvayarak Harç Yığılma Tekniği (FDM; Fused Deposition Modelling).....	28
2.3.2.4.6. Elektron Işınıyla Eritme Tekniği (Electron Beam Melting; EBM).....	29
2.3.2.4.7. Üç Boyutlu Yazdırma Tekniği (3D Ink Jet Printing).....	30
2.3.2.5. Hızlı Üretimin Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	31
2.3.2.6. Dental Uygulamalarda Hızlı Üretim Sistemlerinin Seçimi.....	32
<b>2.4. Dental Porselenler.....</b>	<b>32</b>
2.4.1. Dental Porselenlerin Tarihçesi.....	32
2.4.2. Dental Porselenlerin Bileşimi.....	33
2.4.2.1. Feldspar.....	34

2.4.2.2. Kuartz.....	34
2.4.2.3. Kaolin.....	34
2.4.2.4. Alümina.....	35
2.4.2.5. Diğer Katkı Maddeleri.....	35
2.4.3. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması.....	36
2.4.3.1. Fırınlama Derecelerine Göre Sınıflandırılması.....	36
2.4.3.2. Uygulama Alanlarına Göre Sınıflandırılması.....	36
2.4.3.3. Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması.....	36
2.4.3.3.1. Metal Destekli Porselenler.....	36
2.4.3.3.2. Metal Desteksiz Porselenler (Tam Porselenler).....	37
2.4.4. Tam Porselen Sistemlerin Sınıflandırılması.....	37
2.4.4.1 Cam Porselenler.....	37
2.4.4.2 Alümina Esaslı Porselenler.....	38
2.4.4.3 Zirkonyum Esaslı Porselenler.....	38
2.4.5. Düşük Isı Porseleninin Yapısal Bileşenleri.....	39
2.4.5.1. Opak Porseleni.....	39
2.4.5.2. Gövde Porseleni.....	39
<b>2.5. Metal - Porselen Bağlantısı.....</b>	<b>40</b>
2.5.1. Mekanik Bağlantı.....	40
2.5.2. Kimyasal Bağlantı.....	41
2.5.3. Baskı (Sıkışma) Bağlantısı.....	41
2.5.4. Moleküler Çekimle Bağlantı (Van Der Waals Kuvvetleri).....	41
<b>2.6. Metal – Porselen Bağlantı Başarısızlıkları.....</b>	<b>42</b>
<b>2.7. Metal-Seramik Bağlantısının Değerlendirilmesi.....</b>	<b>42</b>

2.7.1. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi.....	43
<b>3.GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>44</b>
<b>3.1. Metal Alt Yapıların Hazırlanması.....</b>	<b>44</b>
3.1.1. Metal Alt Yapıların Dijital Tasarımlarının Yapılması.....	44
3.1.2. Döküm Yöntemiyle Metal Örneklerin Üretilmesi.....	45
3.1.3. Lazer Sinterle Metal Örneklerin Üretilmesi.....	49
3.1.4. CAD/CAM Milleme Yöntemiyle Metal Örneklerin Üretilmesi.....	51
<b>3.2. Metal Alt Yapıların Üzerine Porselen Uygulaması.....</b>	<b>54</b>
3.2.1. Glazür Aşaması.....	58
<b>3.3. Termal Siklusun ve Makaslama (Shear) Testinin Uygulanması.....</b>	<b>59</b>
<b>3.4. Metal-Porselen Ayrılma Yüzeylerinin İncelenmesi.....</b>	<b>61</b>
<b>3.5. İstatiksel Analiz.....</b>	<b>61</b>
<b>4.BULGULAR.....</b>	<b>62</b>
<b>4.1. Makaslama (Shear) Testi Bulguları.....</b>	<b>62</b>
<b>4.2. İstatistiksel Bulgular.....</b>	<b>63</b>
4.2.1.Metal*Seramik Bağ Dayanımı Değerlerine Ait İstatistiksel Sonuçlar.....	64
4.2.2. Metal Alt Yapı Üretim Tekniklerine Göre İstatistiksel Değerlendirme.....	67
4.2.3. Seramik Markalarına Göre İstatistiksel Değerlendirme.....	67
<b>4.3. Işık Mikroskobu Bulguları.....</b>	<b>68</b>
4.3.1. Metal-Seramik Kırılma Yüzeyinin Işık Mikroskobu Görüntüleri.....	69
4.3.2. Metal Yüzeyinin Işık Mikroskobu Görüntüleri.....	73

<b>5.TARTIŞMA.....</b>	<b>74</b>
<b>6.SONUÇLAR.....</b>	<b>81</b>
<b>7.KAYNAKLAR.....</b>	<b>82</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>91</b>
<b>Tez Onay Belgesi.....</b>	<b>92</b>



## TABLolar DİZİNİ

### Sayfa

<b>Tablo 2.1:</b> Dental olarak kullanılan CAD/CAM Sistemlerine genel bakış.....	20
<b>Tablo 3.1:</b> : Co-Cr metal alaşımın (Microlit Isi) içeriğindeki maddeler (%).....	48
<b>Tablo 3.2:</b> Co-Cr metal alaşımın (Microlit Isi) fiziksel özellikleri.....	48
<b>Tablo 3.3:</b> Co-Cr tozunun (Keramik NP-S) içeriğı.....	50
<b>Tablo 3.4:</b> Co-Cr tozunun (Keramik NP-S) teknik özellikleri.....	51
<b>Tablo 3.5:</b> Cr-Co metal alaşım (White Peaks) içeriğı.....	53
<b>Tablo 3.6:</b> Cr-Co metal alaşımının (White Peaks) özellikleri.....	53
<b>Tablo 3.7:</b> VITA VMK Master dentin porseleni fırınlama programı.....	54
<b>Tablo 3.8:</b> Noritake EX3 dentin porseleni fırınlama programı.....	55
<b>Tablo 3.9:</b> Ceramco 3 dentin porseleni fırınlama programı.....	56
<b>Tablo 3.10:</b> VITA VMK Master porselenin glazür programı.....	58
<b>Tablo 3.11:</b> Noritake EX3 porselenin glazür programı.....	58
<b>Tablo 3.12:</b> Ceramco 3 porselenin glazür programı.....	59
<b>Tablo 4.1:</b> Makaslama testi değerleri (MPa).....	62
<b>Tablo 4.2:</b> Grupların “Parametrik Olmayan Faktöryel ANOVA” istatistiksel değerlendirmesi ( $p<0,05$ ).....	63
<b>Tablo 4.3:</b> Makaslama testi sonuçlarının istatistiksel değerlendirilmeleri (MPa)....	64
<b>Tablo 4.4:</b> Lazer Sinterle üretilen örneklerin seramiklerle oluşturdukları bağ dayanım kuvveti dağılımı.....	64
<b>Tablo 4.5:</b> CAD/CAM Milleme tekniğiyle üretilen örneklerin seramiklerle oluşturdukları bağ dayanım kuvveti dağılımı.....	65

<b>Tablo 4.6:</b> Döküm tekniği ile üretilen örneklerin seramiklerle oluşturdukları bağ dayanım kuvveti dağılımı.....	66
<b>Tablo 4.7:</b> Metal üretim teknikleri ve seramik markaları arası etkileşimin istatistiksel dağılım grafiği.....	66
<b>Tablo 4.8:</b> Metal üretim tekniklerinin bağ dayanımı kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirmeleri.....	67
<b>Tablo 4.9:</b> Seramik üst yapıların bağ dayanım değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	67
<b>Tablo 4.10:</b> Seramiklerin bağ dayanımı kuvvetlerinin birbirleriyle karşılaştırılması.....	68

## ŞEKİLLER DİZİNİ

### Sayfa

Şekil 2.1: CAD/CAM optik tarayıcı (a) ve mekanik tarayıcı (b).....	18
Şekil 2.2: Doğrudan lazer ile üretiminde kullanılan materyallerin ve hızlı üretim teknolojilerinin şeması.....	23
Şekil 2.3: Stereolithografi tekniğinin temsili görüntüsü.....	24
Şekil 2.4: Metal parçaların doğrudan lazerle üretiminde kullanılan üretim yöntemlerinin sınıflandırılması.....	25
Şekil 2.5: Secici lazer sinterleme (SLS) sistemi'nin şematik görünümü.....	27
Şekil 2.6: Üç Boyutlu Lazer Giydirme (3D Laser Cladding) Tekniği.....	27
Şekil 2.7: Tabaka Yığılma (LOM) Tekniği'nin temsili şeması.....	28
Şekil 2.8: FDM Tekniği'nin temsili şeması.....	29
Şekil 2.9: EBM tekniğinin temsili şeması.....	30
Şekil 2.10: 3D ink-jet printing tekniğinin temsili gösterimi.....	31

## RESİMLER DİZİNİ

### Sayfa

<b>Resim 3.1:</b> Metallerin üretimi öncesi hazırlanan dijital tasarımlar .....	44
<b>Resim 3.2:</b> Dökümde kullanılmak üzere hazırlanan PMMA örnekler.....	45
<b>Resim 3.3:</b> Dökümde kullanılmak üzere hazırlanan PMMA örneklerin ayrılmış hali.....	45
<b>Resim 3.4:</b> PMMA örneklere bağlanan döküm kanalları.....	46
<b>Resim 3.5:</b> Manşete alınan örnekler.....	46
<b>Resim 3.6:</b> Revetmanın karıştırma makinesinde hazırlanması.....	47
<b>Resim 3.7:</b> Revetmanın ön ısıtma fırınına alınması.....	47
<b>Resim 3.8:</b> Santrifüj cihazı.....	48
<b>Resim 3.9:</b> Ultrasonik temizleyici.....	49
<b>Resim 3.10:</b> Lazer sinter cihazı (EOS GmbH Electro Optical Systems).....	50
<b>Resim 3.11:</b> Lazer sinter cihazında üretim aşaması.....	50
<b>Resim 3.12:</b> Lazer sinterle üretilen Co-Cr metal örnekler .....	51
<b>Resim 3.13:</b> CAD/CAM Milleme makinesi (DMG / HSC 20 Linear Deckel Maho).....	52
<b>Resim 3.14:</b> CAD/CAM Milleme yapılırken kullanılan kesici uçlar.....	52
<b>Resim 3.15:</b> CAD/CAM Milleme yöntemiyle üretilen Co-Cr metal örnekler.....	53
<b>Resim 3.16:</b> Opak tabakası uygulanmış metal alt yapılar.....	54
<b>Resim 3.17:</b> VITA VMK Master dentin porseleni ve likiti.....	55
<b>Resim 3.18:</b> Noritake EX3 dentin porseleni ve likiti.....	55
<b>Resim 3.19:</b> Ceramco 3 dentin porseleni ve likiti.....	56
<b>Resim 3.20:</b> Dentin porseleni uygulanmış, fırına girmeye hazır örnekler.....	56



<b>Resim 3.21:</b> Porselenin fırınlaması.....	57
<b>Resim 3.22:</b> Örneklerin özel bir frez yardımıyla düzenlenmesi.....	57
<b>Resim 3.23:</b> Örneklerin düzenlenmiş hali.....	57
<b>Resim 3.24:</b> Tüm grüplardaki örnekler.....	59
<b>Resim 3.25:</b> Termal siklus uygulaması.....	60
<b>Resim 3.26:</b> Universal test cihazı.....	60
<b>Resim 3.27:</b> Makaslama testinin uygulanışı.....	60
<b>Resim 3.28:</b> Işık mikroskobu.....	61
<b>Resim 4.1:</b> Adeziv tipte kırığın ışık mikroskobu ile x10'luk (a), x40'luk (b) ve x80'lik (c) büyütme görüntüsü (Lazer Sinter-Ceramco 3 örnek grubu).....	69
<b>Resim 4.2:</b> Seramik üzerinde kohesiv kırığın ışık mikroskobu ile x10'luk (a), x40'luk (b) ve x80'lik (c) büyütme görüntüsü (Lazer Sinter-Noritake EX3 örnek grubu).....	70
<b>Resim 4.3:</b> Metal üzerinde kohesiv kırığın ışık mikroskobu ile x10'luk (a), x40'luk (b) ve x80'lik (c) büyütme görüntüsü (Milleme-Vita VMK Master örnek grubu).....	71
<b>Resim 4.4:</b> Karma tipte kırığın ışık mikroskobu ile x10'luk (a), x40'luk (b) ve x80'lik (c) büyütme görüntüsü (Milleme-Ceramco 3 örnek grubu).....	72
<b>Resim 4.5:</b> Lazer Sinterle üretilen metal yüzeyinin ışık mikroskobu ile x10'luk (a) ve x80'lik (b) büyütme görüntüsü.....	73
<b>Resim 4.6:</b> Milleme ile üretilen metal yüzeyinin ışık mikroskobu ile x10'luk (a) ve x80'lik (b) büyütme görüntüsü.....	73
<b>Resim 4.7:</b> Dökümle üretilen metal yüzeyinin ışık mikroskobu ile x10'luk (a) ve x80'lik (b) büyütme görüntüsü.....	73

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>Ag</b>	: Gümüş
<b>Al</b>	: Alüminyum
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum oksit
<b>Au</b>	: Altın
<b>Be</b>	: Berilyum
<b>B</b>	: Bor
<b>C</b>	: Karbon
<b>Cr</b>	: Krom
<b>Co</b>	: Kobalt
<b>CO<sub>2</sub></b>	: Karbondioksit
<b>Cu</b>	: Bakır
<b>Ga</b>	: Galyum
<b>In</b>	: İndiyum
<b>Ir</b>	: İridyum
<b>Fe</b>	: Demir
<b>Mn</b>	: Manganez
<b>Mo</b>	: Molibden
<b>Ni</b>	: Nikel
<b>Pa</b>	: Pascal
<b>Pd</b>	: Paladyum
<b>Pt</b>	: Platin
<b>Ru</b>	: Rutenyum
<b>Si</b>	: Silisyum
<b>Sn</b>	: Kalay
<b>Ti</b>	: Titanyum
<b>Zn</b>	: Çinko
<b>°C</b>	: Santigrad derece
<b>°F</b>	: Fahrenheit derece
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>ADA</b>	: American Dental Association
<b>ark.</b>	: arkadaşları

<b>atm</b>	: atmosfer
<b>CAD</b>	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli dizayn)
<b>CAM</b>	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
<b>CCD</b>	: Coupled Charged Device
<b>CNC</b>	: Computer Numeric Controlled
<b>CT</b>	: Computer Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)
<b>dk.</b>	: dakika
<b>DMLS</b>	: Direkt Metal Lazer Sinterleme
<b>DTM</b>	: Desktop Manufacturing (masaüstü üretim)
<b>EBM</b>	: Electron Beam Melting (Elektron Işınıyla Eritme Tekniği)
<b>FDM</b>	: Fused Deposition Modelling (Sıvayarak Harç Yığıma Tekniği)
<b>LOM</b>	: Laminated Objected Manufacturing (Tabaka Yığıma Tekniği)
<b>LS</b>	: Lazer Sinterleme
<b>MIT</b>	: Masachussets Institute of Technology
<b>mm</b>	: milimetre
<b>mm<sup>2</sup></b>	: milimetrekare
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>N/mm<sup>2</sup></b>	: Newton/milimetrekare
<b>RP</b>	: Hızlı prototipleme
<b>SFF</b>	: Solid Freeform Fabrication
<b>SGC</b>	: Solid Ground Curing (Katı Sıkıştırma Yerleşimi)
<b>SLA</b>	: Stereolithography
<b>SLM</b>	: Selective Lazer Melting (Selektif Lazer Eritme)
<b>SLS</b>	: Selektif Lazer Sinterizasyon
<b>STL</b>	: Standart Transformation Language
<b>sn.</b>	: saniye
<b>UV</b>	: Ultraviyole
<b>3D</b>	: 3 Dimonsional (3 Boyutlu)

# 1.GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinin temel amaçlarından biri mevcut diş eksikliklerinin giderilerek, ağız ve çevre dokulardaki doğal fonksiyonların yerine getirilmesidir. Bu eksikliklerin giderilmesi amacıyla yapılan restorasyonların mevcut dokulara zarar vermemesi, dokularla uyumlu olması, doğal anatomiye benzemesi ve uzun ömürlü olması gerekmektedir (1).

Mevcut diş eksikliklerinin giderilmesi amacıyla yapılan kron-köprü uygulamalarında metal alt yapıli porselenler yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu restorasyonların yapımında günümüze kadar pek çok malzeme ve farklı yapım teknikleri denenmiştir.

Döküm metal alaşımları iyi mekanik özellikleri, biyouyumluluğu ve yüksek metal-porselen bağlantısı sebebiyle diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmaktadır (1-3). Son yıllarda yeni gelişen teknolojilerle beraber bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim (computer aided design/computer aided manufacture, CAD/CAM), ve Lazer Sinter teknikleri de dental restorasyonların metal altyapılarının üretiminde kullanılmaktadır (2, 3). Geleneksel yöntemlere alternatif bir yöntem olarak kullanılmaya başlanan CAD/CAM sistemleri üç aşamadan oluşmaktadır; öncelikle metal alaşımı oluşturmak üzere alınan veriler dijital ortama aktararak kaydedilir, seçilen restorasyonun tasarımı bilgisayar yardımı ile hazırlanır (CAD) ve restorasyon üretilir (CAM). Lazer Sinter tekniğinin üretim aşamasında ise yapılacak olan alaşımın küçük toz partikül tanecikleri yüksek güçte lazerle birleşerek bir kütle halini alır ve bu işleme bilgisayarda tasarlanmış olan üç boyutlu metal alt yapının tamamı oluşana kadar devam edilir (4, 5).

Piyasada Co-Cr metal alt yapı üzerinde pişirilen birçok porselen markası mevcuttur. Bu porselenlerin hem üst yapı olarak fırınlama aşamalarında, hem de porselen tozunun içeriğinde farklılıklar vardır. Ayrıca döküm, CAD/CAM ve lazer sinter yöntemleri ile üretilen metal alt yapıların farklı marka porselenlerle bağlantısının karşılaştırıldığı çalışmalar az sayıdadır (4, 6).

Bu in-vitro tez çalışmasında, farklı üretim teknikleriyle hazırlanmış Co-Cr metal alt yapılar ile üzerlerine pişirilmiş üç farklı marka porselen arasındaki bağ dayanımları karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmiştir. Bu amaçla; Co-Cr metal alaşımından döküm, CAD/CAM milled, ve lazer sinter teknikleriyle 10x5 mm'lik

silindir şeklinde toplam 108 örnek üretilmiştir. Grupların her biri 3'e ayrılarak 3'er mm porselen kalınlığı olacak şekilde 12'sine VITA VMK Master (Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), 12'sine Noritake EX 3 (Noritake Dental Supply, Mie, Japan) ve 12'sine de Ceramco 3 (Dentsply, A.B.D.) marka dental porselen, tabakalama yöntemi ile uygulanmıştır. Porselen tabakalama işlemleri, üretici firmanın talimatları doğrultusunda gerçekleştirilmiş, opak ve dentin uygulaması sonrasında glazürleme işlemi yapılmıştır. Örnekler termal siklus uygulaması sonrasında universal test cihazı ile 0.5mm/dk hızla makaslama bağlanma testi uygulanmıştır. Bağ dayanım değerleri MPa cinsinden hesaplanmıştır. Makaslama testi sonrasında görülen adeziv-kohesiv-karma hasarlar ışık mikroskobu ile belirlenmiştir. Metal alt yapı üretim metodu, kullanılan porselen çeşidi ve bu faktörlerin karşılıklı etkileşimlerini değerlendirmek amacıyla istatistiksel analizler yapılmıştır.

H<sub>0</sub>: Farklı tekniklerle üretilen metal alaşımların, porselen ile yapmış olduğu bağ dayanımları arasında fark yoktur.

H<sub>1</sub>: Metal alt yapılar üzerinde pişirilen porselenlerin farklı yapıda olmasının bağ dayanımları üzerine etkisi vardır.

## **2.GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Alaşımlar**

Diş hekimliğinde uygulanan sabit restorasyonlarda porselen üst yapıyı desteklemek ve direncini arttırmak için metal bir alt yapı kullanılır. Çok üyeli ya da tek üyeli olabilen veneer kronlarda metal alt yapının kalınlığı kullanılacak olan metalin türüne ve destek dişe yapılan preparasyon miktarına göre değişkenlik gösterebilir (4). Metal destekli sabit restorasyonlarda ve bölümlü protezlerde, alt yapı olarak çeşitli metal alaşımlar kullanılır. Bu metal alaşımların elde edilme şekilleri, içerikleri, performansları ve ekonomik düzeyleri çeşitlilik göstermektedir. Dolayısıyla, diş hekimlerinin metal alt yapı üretiminde kullanılacak olan alaşımların özelliklerini iyi bilmesi gerekmektedir (1, 4).

#### **2.1.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Alaşımların Sınıflandırılması**

Protetik tedavi amaçlı kullanılan çeşitli metal alaşımlar bulunmaktadır. Metal alaşımların farklı sınıflandırılmaları vardır. Bunlar alaşımın fonksiyonuna, fiyatına, kullanım amacına, renk ve içeriğine göre olan farklı sınıflandırmalardır (1, 4, 5).

##### **2.1.1.1. Dental Alaşımların Fonksiyonlarına Göre Sınıflandırılması**

Alaşımların fonksiyonlarına göre sınıflandırılması; en eski ve basit sınıflandırmalardandır. 1932'de Amerika Birleşik Devletleri Ulusal Standartlar Bürosu tarafından geliştirilmiştir (7). Veneer kronların alt yapısında kullanılan altın alaşımları fonksiyonlarına göre Tip I, II, III, IV şeklinde sınıflandırılmıştır (4). Her sınıflandırmadaki alaşımın tipi; altın-platin içeriği ve Vickers sertlik değerleri göz önüne alınarak sınıflandırılmıştır (7).

Sınıflandırmadaki alaşımlardan özetle bahsedecek olursak;

Tip I: Yumuşak metal alaşımlardır ve küçük inleylerde kullanılır.

Tip II: Orta sertliktedir.  $\frac{3}{4}$  kronlar, gövdeler ve tam metal kronlar gibi restorasyonlarda kullanılır.

Tip III: Sert alaşımlardır.  $\frac{3}{4}$  kronlarda, tam metal kronlarda, gövdelerde ve tam metal veneer kronlarda kullanılır.

Tip IV: Çok sert alaşımlardır. Fazla üyeli köprülerde ve fazla kuvvet altında kalan inleylerde kullanılır (1).

1948 yılında bu sınıflandırma ile oluşan alaşım grupları, ağız boşluğunda renklenmeye sebep olması sebebiyle, içeriklerine farklı özgün bileşimleri alabilecek şekilde değiştirilmiştir. Daha sonraları nikel, kobalt, gümüş, paladyum, demir temelli alaşımların geliştirilmesiyle sertliğe göre yapılan sınıflandırmalar geçersiz hale gelmiştir (1, 4).

#### **2.1.1.2. Dental Alaşımların Renk ve İçeriklerine Göre Sınıflandırılması**

Bu sınıflandırmada alaşımlar renk ve ana elementlerine göre ayrılmıştır. Sarı altınlar, beyaz altınlar, düşük (ekonomik) altınlar, yüksek paladyum (beyaz), gümüş-paladyum (beyaz), paladyum-gümüş (beyaz) gibi bir sınıflandırma yapılmıştır. Fakat bu sınıflandırmanın temel eksikliği, metal seramik alaşımları ile geleneksel Tip I, II, III, IV krun-köprü metalleri arasında bir ayırım yapamamasıdır (4, 5).

#### **2.1.1.3. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association, ADA) Sınıflandırması**

En çok kullanılan sınıflandırmadır. 1984 yılında Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association, ADA) tarafından hazırlanmıştır. Her bir alaşımdaki altın ve diğer soy elementlerin miktarına göre yapılmıştır. Fakat en büyük eksikliği farklı içerik ve performanstaki metal alaşımların aynı grupta yer almasıdır (1, 4, 8, 9).

ADA sınıflandırmasına göre;

Yüksek Soy Metal Alaşımlar; soy metal içeriği %60 veya daha fazladır (altın, platin, paladyum). Altın içeriği %40 veya daha fazladır.

Soy Alaşımlar; soy metal içeriği %25 veya daha fazladır (altın, platin, paladyum).

Baz Alaşımlar; soy metal içeriği %25'den küçüktür (altın, platin, paladyum) (4, 10).

#### **2.1.1.4. Metal-Porselen Alaşımlar İçin Alternatif Bir Sınıflandırma Sistemi**

1984 yılında ADA tarafından yapılan sınıflandırmada, farklı içerik ve performanstaki alaşımların aynı grupta yer almasından dolayı eksiklikler vardı. Alternatif bir sınıflandırma sistemi ile dental alaşımların bileşimlerine ve majör bileşenlerin oranına göre gruplandırılması sağlanmıştır (1, 4).

Bu alternatif sistemde bir alaşım yazılırken önce ana bileşenin adı, daha sonra oran sırasıyla alaşımı oluşturan diğer bileşenler yazılır. Alaşımların özelliğini ya da performansını belirleyen berilyum, bakır, kobalt, gümüş ve altın gibi düşük katkı elementler de alt sınıfların belirlenmesini sağlar. Herhangi bir alaşımın bu sınıflandırma içinde olabilmesi için bileşimi tanımlanmış olmalıdır. Bu sınıflandırma sistemi basittir ve öğrenilmesi kolaydır (4).

Bileşen seviyelerine göre bu sınıflandırmaya bakacak olursak, altın içeriği %70'den daha az ise düşük altın içerikli alaşımlar olarak isimlendirilir (altın oranı alaşımın %50 gibi bir çoğunluğunu oluştursa bile). Kafa karıştırıcı durumların önüne geçebilmek için bileşenlerine göre “düşük”, “orta” ve “yüksek” tanımı şu şekilde yapılmıştır:

Düşük: %0 - %33

Orta: %34 - % 66

Yüksek: %67 - %100



Dental alaşımın bileşimdeki toplam içeriğin, üç eşit parçaya bölünerek gruplandırılması bu sınıflandırmanın daha kolay ve anlaşılabilir olmasını sağlamıştır. Daha nceki tanımlamalarda kullanılan ‘paladyumdan zengin’ veya ‘altın esaslı bir alaşımdaki altın seviyesi’ gibi belirsiz ifadelerin önüne geçerek, daha anlamlı bir tanımlama sağlanmıştır. Fakat benzer genel bileşimleri olan alaşımların ikincil ya da üçüncül elementlerinin adlandırılması ve kıyaslanması istisna bir durum oluşturur. Bu istisnaya altın-paladyum-gümüş grubu örnektir. Bu grupta metaller altın esaslıdır ve orta seviyede (%39-55) altın içerirler. Bununla beraber yüksek ve düşük gümüş içerikli olarak alt gruplara da ayrılmaktadırlar (4).

### **2.1.2. Metal-Porselen Alaşımların Tanımlanması**

Veneer kron restorasyonlarında porselenin ağız içindeki kuvvetlere dayanıklı olabilmesi için; alt yapı olarak metal alaşımları ya da yüksek dayanıklı porselenler kullanılır (11). Metal alt yapının kalınlığı diş kesiminin şekline ve metal alaşımın tipine göre değişir. Bununla birlikte okluzal kuvvetler altında dayanıklı olabilecek şekilde ve kalınlıkta hazırlanmalıdır. Bunun için alt yapıda kullanılan metalin kalınlığı soy metallerde en az 0,3-0,5 mm (12), baz metallerde ise en az 0,2 mm olmalıdır (13). Metal alaşımın bileşimindeki metalin türü, saflığı ve üretim işlemleri; alaşımın istenilen fiziksel, termal ve mekanik özelliklerini oluşturur (4).

Metal alt yapılı porselen kronlarda geleneksel olarak metal alt yapının elde edilme tekniklerinden biri döküm metodudur. Dökülen alaşım olarak en sık kullanılanlar ise altın ve Nikel-Krom alaşımlarıdır (14).

Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları soy metal alaşımları ve soy olmayan metal alaşımları olarak ayrılır (15).

#### **2.1.2.1. Soy Metal Alaşımlar**

Soy metaller, kimyasal saflığından dolayı korozyon ve oksidasyona dirençli metallerdir (1, 4, 7). Soy metal alaşımların uzun geçmişi ve avantajlı birçok özelliği olmasına rağmen maliyetlerinin fazla olması nedeniyle günümüzde pek kullanılamamaktadır. En çok bilinen soy metal alaşımlar;

- Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd),
- Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag),
- Altın- Paladyum (Au-Pd), Paladyum-Gümüş (Pd-Ag ),
- Yüksek Paladyum Sistemi, Paladyum-Bakır-Galyum (Pd-Cu-Ga), Paladyum-Galyum (Pd-Ga) Sistemidir (4).

Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd) alaşımları; günümüzde ekonomik nedenlerle pek kullanılmamakla beraber en uzun geçmişi olan alaşımlardandır. Altın, platin ve paladyumun seviyeleri değişkenlik göstermektedir (4).

Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) alaşımları; sertlik değerleri düşük, akma dirençleri zayıf ve maliyetleri yüksek olan alaşımlardır. Temel olarak altın esaslı alaşımlar olduklarından işlenebilirlikleri ve birçok özellikleri altın-platin-paladyum alaşımlarına benzerdir (4).

Altın-Paladyum (Au-Pd) alaşımları; içeriklerinde %45-50 altın, %37-45 paladyum, %13,5 kalay ve indiyum bulunan alaşımlardır. İçeriklerinde gümüş olmadığı için porselen renklenmesine neden olmazlar. Yüksek altın içeren alaşımlara göre elastik modülü belirgin olarak fazladır. Sertliği ve gerilme dirençleri kron-köprü restorasyonlarında kullanıma uygundur. Yüksek maliyetli olma dezavantajı mevcuttur (16).

Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) alaşımları; soy metal olmalarına rağmen altın içermeyen ilk alaşım sistemidir. Altın içerikli olan altın-platin-paladyum ve altın-paladyum-gümüş alaşımlarına göre ekonomik olarak daha uygundur. Bu alaşım sisteminin en önemli dezavantajı porseleni renklendirmeleridir. Bu renklenme daha çok metal ve porselenin bağlantısında oluşur (4).

Yüksek Paladyum alaşımları; çeşitli içerik oranlarında yüksek paladyum alaşımları oluşturulmuştur. İçerisinde bakır içeren alaşım grubu daha popüler bir sistem olmuştur. Yüksek paladyum alaşımlarının, en başarılı olarak tavsiye edilen bileşiminde %79 paladyum ve %2 altın vardır (4).

### **2.1.2.2. Temel Metal Alaşımlar**

Soy olmayan ya da değersiz metal alaşımlara verilen adlandırma değildir. Metal destekli porselen restorasyonlarında sıklıkla kullanılır. Nikel, krom, kobalt ve alüminyum temel metallere örnek verilebilir. 1980-1981 yıllarında dental laboratuvarlarda yapılan bir araştırmaya göre; Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlarının kullanımının %66-%70 gibi yüksek oranlarda olduğu sonucuna varılmıştır. Bunun sebebinin soy metal alaşımların fiyatlarının yüksek olmasından kaynaklandığı belirtilmiştir. Altın ve diğer soy metallere göre paladyum kullanımının da bu dönemde arttığı görülmüştür (1, 5).

#### **2.1.2.2.1. Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları**

Nikel-krom alaşımlarının bileşiminde %68-80 nikel, %11.9-26.3 krom, %0.1-14 demir, alüminyum, berilyum, molibden, manganez, tantalyum gibi elementler bulunur (17). Nikel-krom alaşımları, tam kronların ve tüm metal köprülerin yapımında kullanılır. Ekonomik olarak uygun alaşımlardır. Alaşımın içeriğine ilave edilen diğer katkı elementlerine göre sertlik ve elastisite katsayıları değişir (5). Bazı alaşımların içine berilyum da ilave edilebilir. Berilyum içeren nikel-krom alaşımları daha yaygındır ve akma dirençleri yüksektir. Bu sayede ince dökümlerde kullanılabilirler. Isı iletimleri azdır ve pürüzlendirilebilme özellikleri vardır. Fakat nikel karşı hassasiyeti olan hastalarda kullanılamazlar. Laboratuvar teknisyeni ve hastaların berilyumla temasının zararlı etkileri olabilir. Berilyumun uygun şekilde eritme ve dökülmesi tecrübe gerektirir. Sertliklerinin çok fazla olması, oksit tabakayla bağ dayanımı başarısızlığı oluşturabilmesi, karşıt doğal dişte aşınmaya neden olabilmesi ve lehimlenmelerinin zor olması berilyum içeren nikel-krom alaşımlarının

dezavantajlarıdır. Berilyum içermeyen Ni-Cr alaşımlarının maliyeti azdır, fakat pürüzlendirilemezler ve nikel hassasiyeti olan hastalarda kullanılamazlar. Berilyum içeren Ni-Cr alaşımları gibi kolay dökülemezler ve berilyum içeren sistemlere göre daha fazla oksit oluştururlar (4).

#### **2.1.2.2.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları**

Bu alaşımların içeriğinin %63-58'ini kobalt, %25-34'ünü krom, kalanını da molibden ve rutenyum oluşturmaktadır. Nikel-krom-berilyum alaşımları kadar başarılı değildirler. Ancak hastanın nikel ve berilyum alaşımlarına karşı hassasiyetinin şüpheli olduğu durumlarda tercih edilebilmektedirler. Nikel ve berilyum içermedikleri için ısıl iletkenlikleri, maliyetleri ve densiteleri düşüktür. Fakat nikel içerikli sistemlere göre üretimleri daha zordur ve daha fazla oksit oluştururlar. Ayrıca Co-Cr alaşımların sertliklerinin fazla olması karşıt dişte aşınmaya neden olabilmektedir (4, 5).

#### **2.1.2.2.3. Diğer Alaşımlar**

Piyasada yer alan fakat alt yapı olarak henüz yaygın olarak kullanılmayan küçük sistemler ve titanyum alaşımları bu kategoride yer alır (5). Titanyum alaşımı uzun yıllardır araştırılan ve üzerindeki çalışmalar hala devam eden bir sistemdir (4). Titanyum alaşımının avantajları; yüksek dayanıklılığa sahip olması, biyouyumluluğu ve korozyon direncinin çok iyi olmasıdır. Ayrıca altın ve paladyum alaşımlarına göre düşük yoğunlukta olması ve daha hafif olması da titanyumun avantajlarından (5, 10). Fakat titanyumun yüksek erime ısısına sahip olması nedeniyle dökümündeki teknik işlemlerin zorluğu ve metal-porselen bağlantısındaki sorunlar araştırılmaktadır (4, 5).

### 2.1.3. Alaşım Sistemlerindeki Katkı Elementleri

Alaşım sistemleri içerisinde, alaşımın özelliklerini etkileyen çeşitli katkı elementleri mevcuttur.

Alüminyum (Al); oksit oluşumunu önler ver sertleştirici özelliği vardır. Nikel içerikli alaşımların erime derecesini düşürmek için eklenir. Asitlenme özelliği ile kobalt-krom içerikli alaşımlarda mikromekanik tutuculuk oluşmasına yardım eder (4, 18).

Berilyum (Be); alaşımlarda oksit oluşumunun kontrolünde yardımcıdır ve sertleştiricidir. Alaşımın dklebilirliğini ve polisajlanabilme özelliğini artırır. Alüminyumla benzer olarak alaşımın erime derecesini düşürmeye yardım eder (4).

Bor (B); işlenebilirliği azaltıp, sertliği arttıran ve oksit giderici bir elementtir. Sertliği arttırma özelliği ile nikel içerikli alaşımların dökümünü kolaylaştırır. Ni-Cr-Be alaşımlarına göre, bor içeren ve berilyum içermeyen Ni-Cr alaşımları erime esnasında daha akıcıdır (4).

Bakır (Cu); alaşımların erime derecesini düşürerek, ısı ile işlenebilme özelliğini kolaylaştırır. İçinde bulunduğu alaşımı sertleştirme ve direncini arttırma görevi yapar. Porselen bağlantısında önemli olan oksit tabakasının oluşumunda yardımcıdır (4).

Altın (Au); soy metaldir, bulunduğu alaşımın kararmaya ve korozyona karşı dirençli olmasına yardımcıdır. Alaşım sisteminin yoğunluğunu, parlatılabilirliğini, şekillenebilirliğini ve az miktarda da erime sıcaklığını artırır (4, 9).

Gümüş (Ag); bulunduğu alaşımın akıcılığını artırır, erime aralığını düşürür, altın ve paladyum içerikli sistemlerin ısısız genleşme katsayısının kontrolünü sağlar. Bu element sülfür varlığında porselende sarı, kahverengi, yeşil gibi renklenmelere ve korozyona sebep olabilir. Gümüşün döküm esnasındaki oksijen emilimi özelliği gazlaşma ya da prziteye sebep olabilir. Bu özelliğinin kontrolü amacıyla alaşıma az miktarlarda çinko ya da indiyum eklenir (4, 6, 7).

Galyum (Ga); gümüş içermeyen alaşımlarda termal genleşme katsayısı düştüğü için bu alaşımlara galyum katılır (4).

Çinko (Zn); alaşımların erime derecelerini düşürme özelliği ile dökülebilirliği arttırmaya ve döküm işlemi esnasında oksitlenmeyi önlemeye yardımcı olur. Ayrıca paladyumla birleştiğinde alaşımın sertliğini etkiler (4).

Nikel (Ni); ısısal genişleme katsayısının altına benzer olması ve korozyon direnci özelliği nedeniyle metal porselen sistemlerinde yaygın olarak kullanılır. Fakat hassasiyete sebep olabilmektedir ve kanserojen bir elementtir (4, 6).

Krom (Cr); alaşımların korozyon direncini ve sertlik özelliklerini arttırıcı bir elementtir (4).

Kobalt (Co); paladyum içeriği yüksek olan alaşımlarda ısısal genişleme katsayısının ve direncin arttırılmasına yardımcı olur. Nikel elementinin hassasiyete sebep olması ve kanserojen olması gibi özelliklerinden dolayı kobalt elementi nikel karşı bir alternatiftir fakat kobalt içerikli alaşımların işlenebilirliği çok daha zordur (4).

Paladyum (Pd); platin grubundan olan bir soy metaldir. Alaşımların erime derecesini ve akma dayanıklılığını arttırmaya yardımcıdır. Altın içerikli alaşımlarda sertlik, korozyon direnci, lekelenme direnci ve dayanıklılık gibi özelliklerin arttırılmasını sağlar. Bulunduğu alaşıma yüksek miktarda beyaz renk verme özelliği vardır. Ayrıca altın içerikli alaşımlarda özgül ağırlığı az miktarda düşürür; ancak gümüş esaslı alaşımlarda etkisi azdır (4, 9).

Demir (Fe); bu element bazı altın esaslı sistemlerin sertlik özelliğini arttırmak ve oksit oluşumuna yardımcı olmak amacıyla ilave edilir (4, 18).

Manganez (Mn); Nikel ve kobalt içerikli alaşımların oksit tabaka kalınlığını azaltır ve sertlik özelliklerini arttırır (4).

Molibden (Mo); Oksit oluşumu önleyen ve korozyon direncini arttıran bir elementtir. Ayrıca nikel içerikli alaşımlarda ısısal genişleme katsayısı özelliğini etkiler (1, 4).

İndiyum (In); az uçucu ve oksit temizleyici bir elementtir. Alaşımın akıcılığını ve direncini arttırırken; özgül ağırlığını ve ergime aralığını düşürür. Altın esaslı olmayan alaşımlarda metal porselen bağlantısında gerekli olan oksit tabakası oluşumunu sağlar. Yüksek gümüş içerikli alaşımlarda ise kararmayı önlemeye yardımcıdır (4).

Iridyum (Ir); altın ve paladyum içerikli sistemlerde tanecik yapısının düzenlenmesine yardım ederek mekanik direnci artırır ve kararma oluşmasını önler. Platin grubundan bir soy metaldir (4).

Titanyum (Ti); alaşımların erime derecesini düşürme özelliği ile dökülebilirliği artırır. Aynı zamanda yüksek sıcaklıkta oksit oluşmasını önler ve sertleştirici bir elementtir (4).

Kalay (Sn); alaşımlara ilave edildiğinde erime derecesini düşürme özelliği vardır, sertleştirici bir elementtir. Altın ve platin içerikli olan alaşımlarda oksit oluşumunda görev alır. Kalay elementi, paladyum-gümüş esaslı alaşımlarda oksidasyon aşamasında gerekli olan temel elementtir (4).

Platin (Pt); altın içerikli alaşımlarda korozyon, lekelenme ve akmaya karşı direnç oluşumunda yardımcıdır ve bu alaşımların direncini, sertliğini ve erime derecesini artırır. İlave edildiği alaşımın rengini beyazlatır. Altın içermeyen alaşımlarda özgül ağırlığı artırır (4).

Karbon (C); düşük derecede toksiktir. Alaşımlara dayanıklılık, sertlik ve iletkenlik sağlanmasında yardımcıdır (18).

Rutenyum (Ru); altın ve paladyum içerikli alaşımların tanecik yapısını düzenlemesi sayesinde mekanik özelliklerini olumlu olarak etkiler ve kararmalarını önlemeye yardımcıdır. Rutenyum elementi soy metaldir (4).

Silisyum (Si); katıldığı alaşımlarda oksit temizleyici ve sertleştirici bir elementtir (4).

#### **2.1.4. Alaşım Seçiminde Etkili Olan Faktörler**

Metal destekli porselen kronların başarısı; alt yapı olarak kullanılan metalin tasarımına, mekanik ve fiziksel özelliklerine, metal - porselen arasındaki bağlantıya bağlıdır (19). Bunun için alt yapı olarak kullanılacak olan metal alaşımının seçimi önemlidir. Alaşımın içeriğinde bulunan elementlerin özellikleri, oranları ve klinik performansları önemlidir. Ayrıca metal alaşım seçimi yapılırken birlikte kullanılacağı porselenle uyumu da göz önünde bulundurulmalıdır. Metal altyapıda oluşan bükülme

porselen kırıklarına neden olacağından yüksek elastik modülüne sahip alaşımların kullanılması önemlidir. (1, 4).

Alaşımların seçilmesinde önemli olan faktörlerden biri de maliyettir. Örnek olarak altın alaşımlarının birçok olumlu özelliklerine rağmen maliyeti açısından uygun olmaması, platin paladyum gibi alternatif elementlerin kullanılma sebeplerindedir (5, 8, 9)

Alaşımların biyolojik uyumlulukları ve korozyon özellikleri de seçimlerinde önemli olan faktörlerdir. Metal alaşımların ağız ortamındaki davranışları ve biyouyumlulukları allerjik reaksiyonlar ve hastanın sağlığı açısından önemlidir. (8, 9, 18).

## **2.2. Dental Alaşımların Özellikleri**

### **2.2.1. Alaşımların Mekanik Özellikleri**

Alaşımlar üzerine uygulanan kuvvetlerin dağılımı veya basınç altında alaşımların verdiği elastik ve plastik yanıtlar bir malzemenin mekanik özelliklerini belirler. Alaşımların mekanik özellikleri, üzerine kuvvet uygulandığında çatlak, deformasyon ve kırık oluşumuna karşı direnci ile ölçülür. Malzemenin mekanik özellikleri gerilimi, elastik özellikleri ve dayanıklılık özellikleri ile belirlenir (1, 10).

#### **2.2.1.1. Gerilim ve Gerilme (Stres ve Strain)**

Bir maddenin belirli bir yüzeyinde birim alana düşen kuvvete gerilim denir. Gerilim oranı ve türü uygulanan kuvvetin miktarı ve neden olduğu deformasyon ile belirlenir. Katı bir yüzey üzerindeki gerilimin hesaplanması uygulanan kuvvetin yüzey alanına bölünmesiyle bulunur, bu oran 1Newton/metrekare ( $1N/m^2$ ) olarak ifade edilir ve birimi Pascal'dir (Pa) (1, 10).

Gerilim türleri; çekme, sıkışma ve makaslama gerilimidir. Madde üzerine uygulanan çekme kuvveti çekme gerilimine, baskı kuvveti baskı gerilimine ve eğilme-bükülme etkisi olan makaslama tipi kuvvetler de makaslama gerilimine neden olur.



Belli bir kuvvet altında birim boyutta oluşan uzama değişimi ya da stres altındaki maddenin göreceli deformasyonuna ise gerilme denir. Bir maddenin eski haline geri dönebileceği miktarda olan gerilme türüne elastik gerilme, geri dönüşümsüz olmasına ise plastik gerilme denir (1, 10).

### **2.2.1.2. Elastik Özellikler**

Dental maddenin elastik gerilme özelliğini elastik modül, dinamik young katsayısı, makaslama katsayısı, esneklik, reziliens ve poisson's oranı gibi nitelikleri belirler.

Elastik modül; çekme-gerinim eğrisinin doğrusal kısmının açısı olarak ifade edilir ve dental malzemenin esnemeye karşı gösterdiği direnci belirtir (10, 20).

Elastisite katsayısının dinamik olarak ölçümü yapılabilir. Elastik özelliklerin belirleyici niteliklerden biri olan dinamik young katsayısı ultrasonik dalga hızı ölçümüyle belirlenebilir (1, 10).

Dental bir malzeme kütlenin korunumu prensibine göre çekme gerilimi etkisi altında kalırsa daha uzun ve ince olur, basma gerilimi altında ise daha kısa ve kalın hale gelir. Poisson's oranını bu çekme ve basma gerilimleri altında X,Y,Z eksenlerinde oluşan değişimler ve interatomik bağlantı kuvvetlerinin uyumu ile ilgilidir (1, 10).

### **2.2.1.3. Dayanıklılık Özellikleri (Strenght)**

Dental bir malzemenin kırılma ya da belirli bir miktar plastik deformasyonu için gerekli olan gerilim miktarı dayanıklılığını belirtir. Kırılmayla sonuçlanacak maksimum gerilim düzeyine dayanıklılık denir. Dental materyallerin kalıcı deformasyona uğramadan kaldırabileceği en fazla gerilim seviyesine 'oransal sınır' denir ve bu sınır özellikle de metallerde önemlidir. Oransal sınır miktarının üzerinde uygulanan gerilim, dental materyalde plastik deformasyona neden olur. Dental materyale uygulanan kuvvet kaldırılınca başlangıç boyutuna dönebildiği maksimum gerilim miktarına ise 'elastik sınır' denir (1, 10).

#### **2.2.1.4. Diğer Önemli Mekanik Özellikler**

Dental bir malzemenin kırılmadan plastik deformasyona hiç uğrama özelliğinin olmaması ya da çok az bir plastik deformasyon göstermesi ‘kırılganlık’ özelliğidir.

Bir maddenin germe kuvveti altında kırılma noktasına kadar büyük oranda plastik deformasyona uğrama yeteneğine ‘çekilebilirlik (ductility)’ özelliği, sıkışma kuvveti altında kopmadan büyük oranda plastik deformasyona uğrayabilme yeteneğine ise ‘dövülebilirlik (malleability)’ özelliği denir.

Dental materyalin çizilmeye karşı gösterdiği direnç ise ‘sertlik (hardness)’ özelliğini belirtir. Bu özelliği Brinell, Vickers, Rockwell, Knoop sertlik testleriyle değerlendirilir (1, 10).

#### **2.2.2. Biyouyumluluk**

Ağız ortamında kullanılan dental materyalin vücut tarafından kabul edilmesi ve uygun cevap gösterilmesi biyouyumluluktur. Biyouyumlu olmayan bir madde ile karşılaşınca vücudun oluşturduğu ilk cevap toksite, ikinci cevap ise enflamasyon olur. Enflamasyon, materyale karşı vücutta oluşan toksik cevap veya allerji sonucu oluşabilir. Dental materyalin ağız ortamına iyon salınımı yapması allerji veya enflamasyon gibi istenmeyen etkilerin oluşmasına neden olabilir (21-23).

#### **2.2.3. Korozyon**

Dental bir alaşımın oksidasyonu korozyona sebep olur ve bu korozyon alaşımın uzun dönem başarısında önemli olan mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (24). Oksidasyon sonucu oluşan bileşenler ağız içinde restorasyonlarda, dişlerde ve bazen yumuşak dokularda renklenmeye sebep olabilir. Alaşımların korozyonuyla oluşan korozyon ürünleri, tükürükle yutulacağı için dental materyalin biyouyumluluğunu olumsuz olarak etkiler (21).

### 2.3. Dental Alaşım Üretim Teknolojileri

Diş hekimliğinde metal destekli altyapıların üretiminde senelerdir farklı üretim teknolojileri kullanılmaktadır. Döküm teknikleri ve CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) senelerdir kullanılmakta iken son gelişen teknolojilerin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasıyla beraber tabakalı üretim teknikleri de metal altyapıların üretiminde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (25).

#### 2.3.1. Döküm Yöntemi

Doktor Taggart tarafından bulunan “kayıp mum tekniği” uzun yıllardır dental alaşımların dökümünde kullanılmaktadır (26). Döküm işleminde kesim işlemi yapılan dişlerin alçı modeli üzerinde, istenen restorasyona uygun olarak mum modelaj yapılır. Bu mum modelaj tij mumları ile bağlanıp döküm potasına bağlanarak manşet içine alınır ve bu manşete revetman dökümü yapılır. Revetman sertleştikten sonra fırınlama yapılarak mum atma işlemi yapılır. Mum atımıyla oluşan döküm kanallarından metal dökümü yapılarak istenen metal alaşımı oluşturulur. Son haliyle fırından çıkıp soğuyan döküm alaşım çıkarılır, temizlenir, tesviyesi ve polisajı tamamlanır (27). Metal alt yapılı porselen restorasyonların laboratuvar işlemlerinde porselen fırınlaması esnasında metal alt yapının deforme olmaması için kullanılan alaşımın erime sıcaklığı porselenin erime sıcaklığından en az 200-300 °C daha fazla olması gerekir (1).

Döküm tekniği; yapan kişinin becerisine bağlı bir işlem olması, döküm öncesi ve döküm sırasındaki işlemlerin standardizasyonunun zor olması gibi dezavantajları olsa da maliyetinin düşük olması nedeniyle tercih edilmektedir. Döküm işleminin maliyeti kullanılan metalin türüne göre de değişmektedir. Daha önceleri altın alaşımları daha sıklıkla kullanılmakta iken zamanla kobalt-krom gibi farklı metal alaşımlar da kullanılmaya başlanmıştır (26). Maliyeti nedeniyle kıymetsiz alaşımlar ülkemizde de daha çok tercih edilmektedir. Kıymetsiz alaşımların döküm işlemleri kıymetli alaşımlara göre daha zordur ve döküm hataları kıymetsiz metal alaşımlarında daha fazla görülür. Dökümde pörozite olması, metal altyapının delik veya okside olması, eksik çıkan kole sınırları, metalin deforme olması, döküm sonrası katılaşma sırasında oluşan büzölmelerle uyumun bozulması döküm işleminin dezavantajlarıdır (1, 26). Tüm bu dezavantajlar nedeniyle çok uzun sürelerdir kullanılan döküm

yöntemine alternatif teknikler araştırılmış ve bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır (28).

### 2.3.2. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sisteminin açılımı bilgisayar destekli tasarım (Cad, Computer Aided Design) ve bilgisayar destekli üretimdir (Cam, Computer Aided Manufacturing). Bu sistem; dijital olarak veri toplanması, tasarım yapılması ve tasarlanan parçanın üretilmesi prensibine dayanır. Bu teknolojiyle çeşitli parça ya da elemanların dizaynı özel bilgisayar yazılımları ile yapılır ve bu parçalar yüksek hassasiyetteki aşındırma ünitelerinde üretilir.

CAD/CAM teknolojisinin endüstriyel parçaların üretiminde kullanımı 1950 yılından beri olsa da, diş hekimliğinde 1970'li yıllardan beri kullanılmaktadır. Ağız içinde optik görüntülemeyle ilgili ilk çalışmaları Bruce Altschuler 1977'de yapmıştır (29). 1984 yılında Sopha Bioconcept isimli, dijital ölçü alınan CAD/CAM sistemi, Francois Duret tarafından piyasaya sunulmuştur. Fakat karışık bir sistem olması ve ekonomik olarak fazla maliyetli olması sebebiyle ilgi görmemiştir (29). Daha sonraları bu sistemler geliştirilerek bulunan, günümüzde bilimsel olarak kabul edilebilir özelliklerde olan ilk dental CAD/CAM sistemi Werner Mörmann ve Marco Brandestini'nin piyasaya tanıttığı Cerec sistemi olmuştur (30).

Günümüzde sabit restorasyonlar ve hareketli bölümlü protezlerin metal alt yapıları, total protezler, implant abutmentleri, çene-yüz protezleri, cerrahi stentler gibi birçok restorasyonun yapımında bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisi kullanılmaktadır (2).

CAD/CAM sistemleri 3 parçadan oluşur:

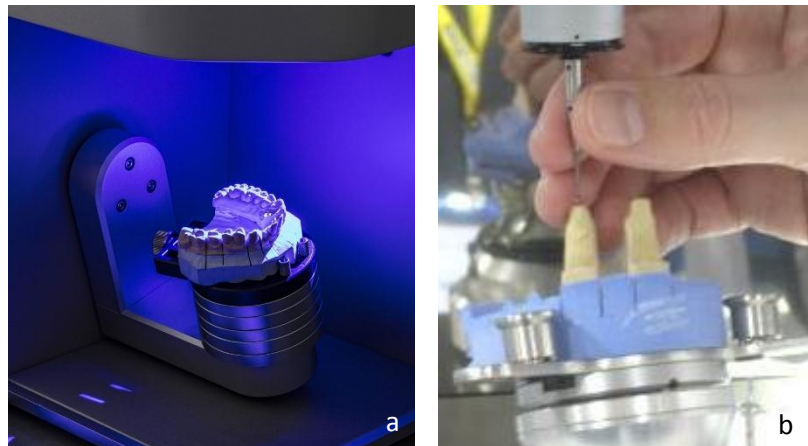
1. Görüntünün bilgisayar sistemine aktarılmasını sağlayan bir tarayıcı (Scanner)
2. İstenen tasarımın yapılmasını sağlayan bir yazılım sistemi (Software)
3. Veriler doğrultusunda tasarımın üretileceği bir sistem (Hardware) (31, 32).

### 2.3.2.1. CAD/CAM Sisteminin Parçaları

#### 2.3.2.1.1. Tarayıcı (Scanner)

Diş hekimliğinde kemik, diş gibi yapıların üç boyutlu olarak taranıp bilgisayar sistemine aktarılmasını ve dijital bilgiye dönüştürülmesini sağlayan araçlara tarayıcı ya da dijitalleştirici denir (31). Günümüzde pratik olarak kullanılan tarayıcılar CCD (Coupled Charged Device) kamera ile birlikte çizgi lazer ışını, kontakt uç (prop), laser yer değiştirme ölçme gibi yöntemler kullanırlar (33, 34).

Optik ve mekanik tarayıcı olmak üzere iki tip tarayıcı vardır. Optik tarayıcılarda aydınlatma için lazer ışığı ya da beyaz ışık kullanılır (Şekil 2.1-a). Dental olarak kullanılan optik tarayıcılara örnek olarak; Lava Scan ST (3M Espe, Beyaz Işık), Everest Scan (KaVo, Beyaz Işık), Es1 (Etkon, Lazer Işını) gibi markalar verilebilir. Mekanik tarayıcılarda ana model üzerinden tarayıcının ucunda dönen bir küre ile tabaka tabaka okuma sağlanır ve yapıların ölçümü üç boyutlu olarak yapılır (Şekil 2.1-b). Mekanik tarayıcıya örnek olarak Nobel Biocare firmasının The Procera Scanner ürünü verilebilir. Mekanik tarayıcının özelliği; yüksek tarama hızına sahip olması ve tarayıcının başında dönen kürenin çapının aşındırma yapılan alanların büyüklüğüne göre ayarlanabilir olmasıdır. Cihazın mekaniğinin karmaşık olması nedeniyle çok pahalı olması ve optik sisteme göre üretim sürecinin daha uzun olması mekanik tarayıcıların dezavantajıdır (31).



**Şekil 2.1:** CAD/CAM optik tarayıcı (a) ve mekanik tarayıcı (b)

### **2.3.2.1.2. Yazılım (Software)**

Farklı üretici firmalar tarafından kron-köprü alt yapıları, hareketli protezlerin alt yapıları gibi dental restorasyonların tasarlanması ve üretilmesine olanak sağlayan özel yazılım programları geliştirilmiştir. Mevcut CAD/CAM yazılım programları hala gelişmeye devam etmektedir ve geliştirilen üst yazılımlar güncelleştirmeler sayesinde kullanıcılara ulaştırılmaktadır.

Restorasyonlar için elde edilen ve tasarlanan veriler çeşitli bilgi formatlarında saklanabilmektedir. Dental yazılımlarda genellikle STL (Standart Transformation Language) verileri kullanılır. Ama çoğu üretici kendine özel bilgi formatlarını kullandığı için bir firma için uygun olan yazılım diğeri için uygun olmayabilir. Piyasada mevcut olan sistemlerin genellikle üretim yazılımları farklıdır. Mevcut olan çoğu markanın mümkün olduğunca geniş endikasyon alanı bulunurken daha özel endikasyonlu ve daha kolay kullanılabilen sistemler de vardır (31).

### **2.3.2.1.3. Donanım (Hardware)**

CAD/CAM cihazlarının donanımı bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma cihazlarından oluşur. Sistemin yazılımı sayesinde tasarlanan restorasyon verileri doğrultusunda farklı yöntemler kullanılarak üretim gerçekleştirilir (31).

### **2.3.2.2. CAD/CAM Sistemiyle Üretim Yeri Seçenekleri**

CAD/CAM ile tercih edildiği durumlara göre hasta başında (chairside), laboratuvarında ve merkezi olarak üretim yapmak mümkündür.

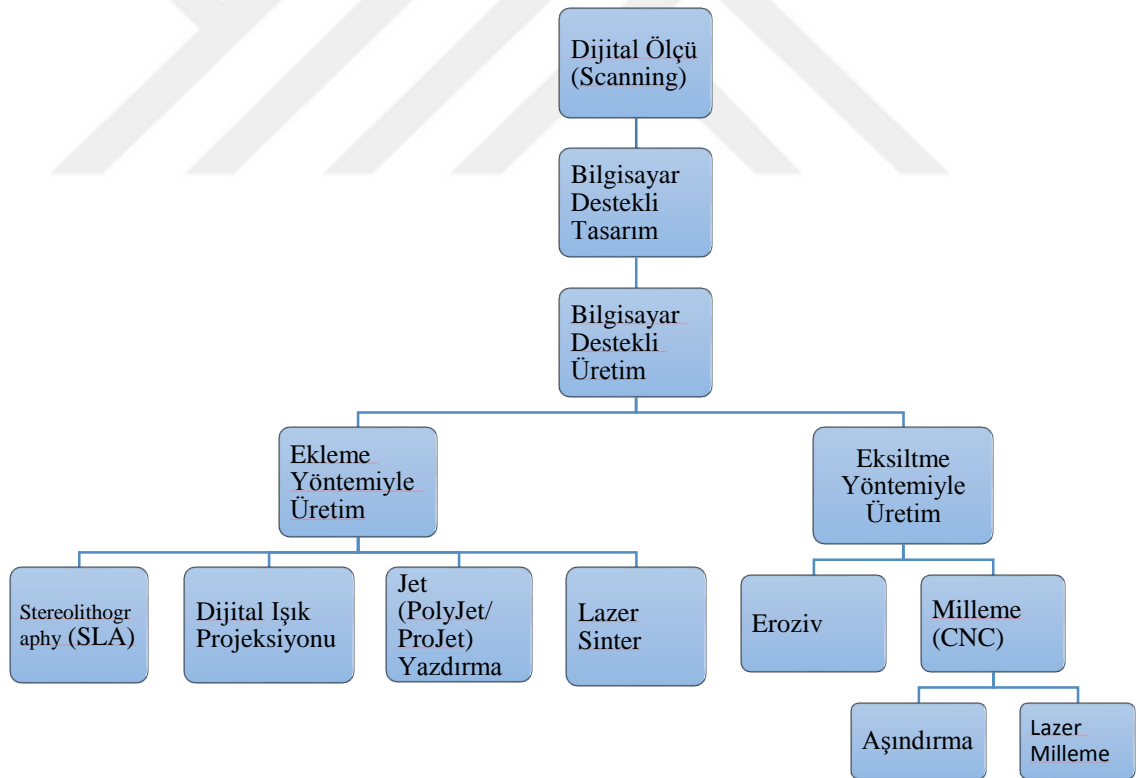
CAD/CAM sistemine kliniğinde sahip olan diş hekimleri hasta başında (chairside) restorasyon üretimi yapabilmektedir. Bu sistemde hasta ağızından direk dijital ölçü alınarak istenen restorasyonun tasarımı ve üretimi klinik ortamında yapılır. Bu sistemin avantajı, istenilen restorasyonun kısa sürede klinik ortamında yapılabilmesi ve aynı gün içinde hastanın işlemlerinin yapılıp bitirilmesidir. Bu sisteme örnek olarak Sirona firması tarafından üretilen Cerec Sistemi verilebilir (31, 35).

Laboratuvar üretimi konseptinde ya geleneksel olarak alınan ya da dijital olarak alınan ölçü laboratuvara gönderilerek, restorasyonun tasarım ve üretim aşamaları dental laboratuvarda tamamlanır (31).

Merkezi üretim konseptinde ise dental laboratuvarda elde edilen bilgiler, CAD/CAM cihazları ile üretim yapan üretim merkezlerine internet üzerinden yollanır. Üretim merkezi istenen restorasyonu üreterek dental laboratuvara geri yollar. Bu sistemde üst düzey üretimler yapılması sağlanabilir (31).

### 2.3.2.3. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Teknikleri

Dental restorasyonların üretim teknikleri genellendiğinde, diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinde 2 yöntem bulunur: eksiltme (aşındırma) yöntemi ve ekleme yöntemi (36).



**Tablo 2.1:** Dental olarak kullanılan CAD/CAM Sistemlerine genel bakış (37).

### 2.3.2.3.1. Eksiltme (Aşındırma) Yöntemi

Eksiltme (aşındırma) yöntemi geçmişten beri kullanılan yöntemdir. Bu yöntemle üretilecek restorasyon, prefabrike blokların aşındırıcı disk ya da frezlerle aşındırma ünitesinde kazınmasıyla oluşur (36). Bu sistemin avantajı karmaşık iç yapıların ve undercut sahaları gibi ince detayların kolaylıkla üretilebilmesidir (32). Bu yöntemle restorasyon net bir şekilde elde edilse de, bloğun büyük bir kısmı kullanılmadan israf edilmektedir (36).

Eksiltme yöntemiyle kazınacak bloğun türüne göre sulu ya da kuru olarak kazıma yapılabilir. Genellikle zirkonyum oksit blokların aşındırılmasında kuru işleme, metal ve cam seramik blokların aşındırılmasında ise sulu işleme yapılır (31).

Eksiltme yönteminde kullanılan milledme cihazlarının eksenleri üç eksenli, dört eksenli veya beş eksenli olabilir.

“Üç eksenli milledme cihazları”nda üretim X, Y ve Z doğrultularında gerçekleştirilir. Dental olarak kullanılan tüm üç eksenli cihazlar, restorasyonun iç kısmının ya da dış kısmının üretiminde parçayı 180° çevirebilir. Bu cihazların avantajı milledme süresinin kısa olması, üç eksen üzerinde kontrol etme kolaylığı ve daha ucuz olmasıdır. InLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon Brain (Degu Dent) markaları bu cihazlara örnek olarak verilebilir.

“Dört eksenli milledme cihazları”nda üç uzaysal ekseni bulunan (X,Y,Z) cihazlara ilave olarak gerilim köprüsü (tension bridge) bulunur. Çok çeşitli yönlere döndürülebilmeye olanak sağlayarak zaman ve malzemedan kazanç sağlanır. Bu sisteme örnek olarak Zeno (Weiland Imes) markası verilebilir.

“Beş eksenli milledme cihazları”nda ise diğerlerinden farklı olarak milledme ekseninin de dönebilme özelliği vardır. Bu sayede açılı destek dişlerin bulunduğu köprüler gibi daha karmaşık restorasyonların üretilmesini sağlar. Everest Engine (KaVo), HSG Milling Device (Etkon) markaları bu cihazlara örnek olarak verilebilir (31).



#### **2.3.2.3.2. Ekleme Yöntemi**

Eksiltme yönteminde oluşan materyal kaybının önüne geçebilmek ve CAD/CAM sistemlerini teknolojik olarak ilerletebilmek için hızlı prototipleme olarak da bilinen “ekleme yöntemi” dental olarak kullanılan CAD/CAM sistemlerine uyarlanmıştır. Ekleme yöntemiyle çalışan cihazlarda seramik ya da metal tozları, istenen restorasyonun şeklini oluşturacak şekilde üst üste tabakalanmakta ve sinterlenmektedir. Bu yöntemin en büyük avantajı herhangi bir kesici alete ihtiyaç olmaması ve materyal israfı olmamasıdır (38).

#### **2.3.2.4. Hızlı Üretim (Rapid Manufacturing; RM) Yöntemleri**

Üç boyutlu tasarım programı sayesinde tasarlanan dijital modellerin fiziksel olarak prototiplerinin üretimi hızlı üretim yöntemleriyle gerçekleştirilir. Bu teknoloji, bir ürünün üretimi öncesinde ya da geliştirilmesinde çok farklı amaçlar için gerekli prototip ihtiyaçlarını hızlı ve doğru bir şekilde karşılanmasını sağlar. Hızlı üretim sistemlerinin çeşitliliği sayesinde farklı çalışma prensipleri, farklı uygulama alanları, farklı malzeme kullanımları, üretim zamanı, fiyat, fonksiyonellik, doğruluk, geometri ve büyüklük açısından kullanıcıya değişik alternatifler sunulma imkanı oluşmuştur.

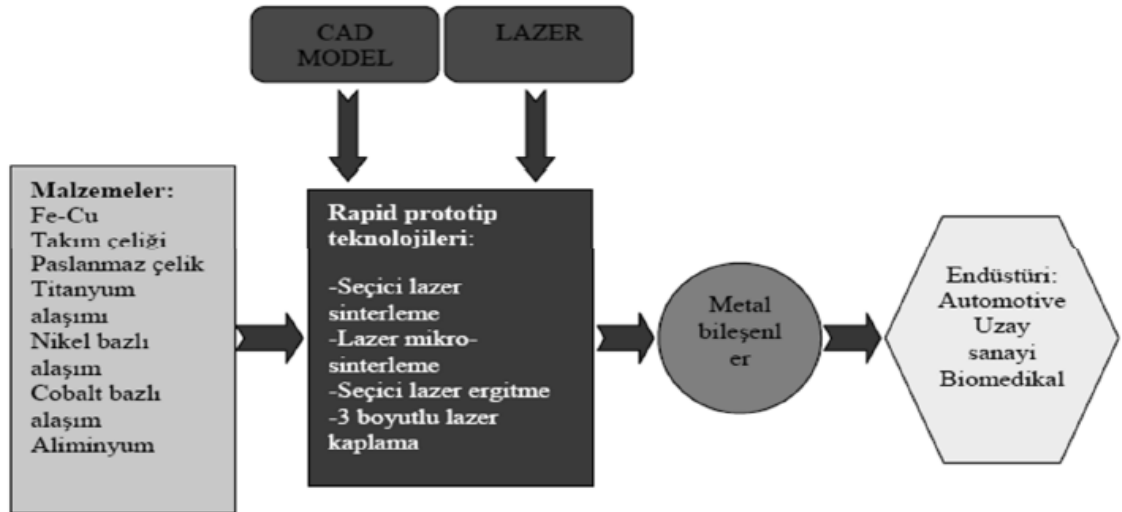
Hızlı üretim yöntemleri ifade edilirken birçok farklı isimlendirme ve kısaltmalar kullanılmaktadır. Bunlara örnek olarak; tabakalı üretim (Layered Manufacturing), 3 Boyutlu Yazıcı (3D Printing), katı serbest şekilli üretim (Solid Freeform Fabrication, SFF), serbest şekilli üretim (Free Form Fabrication, FFF), doğrudan bilgisayar destekli tasarım üretimi (Direct CAD Manufacturing), masaüstü üretim (DTM, Desktop Manufacturing) verilebilir.

Hızlı üretim yöntemleriyle üretilmesi planlanan modeller öncelikle 3 boyutlu bir tasarım programı yardımı ile bilgisayarda tasarlanır. İstenen model tasarlanırken sıfırdan başlanabilir veya düşünülen modele uygun olan bir model ya da cismin 3 boyutlu tarayıcılar ile taranmasıyla elde edilen veri de kullanılabilir.

İlk hızlı prototipleme sistemi stereolitografidir. Bu sistem C. Hull tarafından bulunmuştur ve tekniğin ilk ticari üretimi 1988 yılında yapılmıştır (39). İlk başlarda oluşturulan entegre CAD sistemli aletlerin üç boyutlu modellere ait bazı istisnaî

özellikleri tam yansıtamaması ve iki boyutlu modeller için uygun olması nedeniyle stereolithography tekniği ile kullanımı için 3D System Inc. tarafından ".stl " uzantılı veri formatı tasarlanmıştır. STL formatında, üç boyutlu modelin geometrisi dijital olarak tanımlanarak hızlı üretim cihazlarına aktarılır (40). Daha sonra oluşturulan dijital tasarıma uygun olan verilerin üretimine geçilir. Üretim aşaması bittikten sonra fiziksel temizleme ya da kimyasal banyolar gibi aşamalar uygulanabilir (41).

SLS (Selektif Laser Sintering) ve SLM (Selektif Laser Melting) sistemlerinin bulunması sayesinde metallerin üretiminde tabakalı üretim tekniklerinin kullanılmasının temelleri atılmıştır. Ayrıca bu sistemler üç boyutlu lazer kaplama teknolojisinin de öncüsü olmuştur (42). Sonrasında senelerce bu sistemler gelişerek ve farklı isimler alarak ilerlemiştir. Günümüzde metallerin üretiminde lazer sinterizasyonu teknolojisi sıklıkla kullanılmaktadır ve bu gelişmeler dental alanda da yaygın olarak kullanılabilmesini sağlamıştır (43, 44). Şekil 2.2.'de doğrudan lazer ile üretiminde kullanılan materyallerin ve hızlı üretim teknolojilerinin şeması verilmiştir.



**Şekil 2.2:** Doğrudan lazer ile üretiminde kullanılan materyallerin ve hızlı üretim teknolojilerinin şeması (45).

Hızlı üretim yapan cihazlarda farklı katmanlama teknikleri kullanılmaktadır. Hızlı üretim sistemleri kullandıkları farklı tekniklere göre şu gruplara ayrılır:

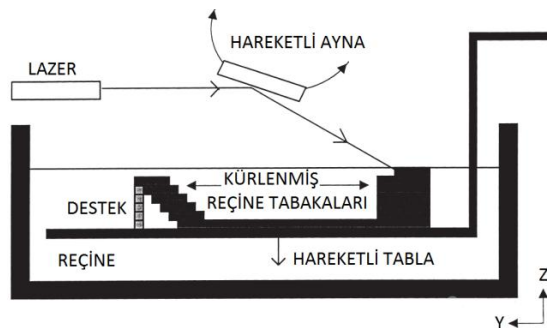
- Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (SLA; Stereolithografi)
- Isıtarak Toz Bağlama Tekniği (SLS; Selective Laser Sintering, SLM; Selective Laser Melting)

- Tabaka Yığıma Tekniği (LOM; Laminated Objected Manufacturing)
- Sıvıyarak Harç Yığıma Tekniği (FDM; Fused Deposition Modelling)
- Katı Sıkıştırma Yerleşimi (Solid Ground Curing; SGC)
- 3D Yazdırma (3D Ink Jet Printing) (41, 46-48).

#### 2.3.2.4.1. Tarayarak Işıkla Kür Tekniği (SLA; Stereolithografi)

İlk hızlı prototipleme sistemi SLA tekniğidir. Bu sistemde lazer kaynağından elde edilen ışık enerjisiyle fiziksel ve kimyasal yapısı değişebilen fotopolimer isimli madde kullanılır. Sıvı halde bulunan fotopolimerin yüzeyi lazerle taranarak sertleştirilir. Tabakalı olarak ilerleyen bu sistemde, bir tabakanın ışıkla sertleştirilmesinin ardından platform bir tabaka kalınlığı kadar aşağıya iner ve yeni bir fotopolimer katmanı sürülür. Bu aşamalar tabakalar boyunca tekrarlanır. Öncelikle katmanlar arasında daha zayıf bir lazer kullanılır ve kısmi sertleşme sağlanır. Tüm tabakalar oluştuktan sonra kürün tamamlanması için, postcuring aşaması denilen ve özel ultraviyole (UV) ışıklar içeren fırında sertleşme (kürleme) aşaması tamamlanır. Burada kullanılan fotopolimerler plastik esaslı, metal veya porselen tozu takviyeli reçineler şeklinde olabilir (49). Son olarak temizleme ve kürleme gibi bazı üretim sonrası işlemler yapılması gerekir (41).

Üretilen parçalarda pürüzsüz ve net bir bitim yüzeyi sağlaması, detayları çok iyi göstermesi ve parçaların mekanik özelliklerinin iyi olması bu yöntemin avantajlarıdır (41, 46). Teknik ekipman ve kullanılan malzemelerin pahalı olması, üretim sonrası süreç gerekmesi ve çok hızlı bir teknik olmaması ise bu yöntemin dezavantajlarıdır (32, 41). Şekil 2.3'de SLA'nın şematik görüntüsü verilmiştir.

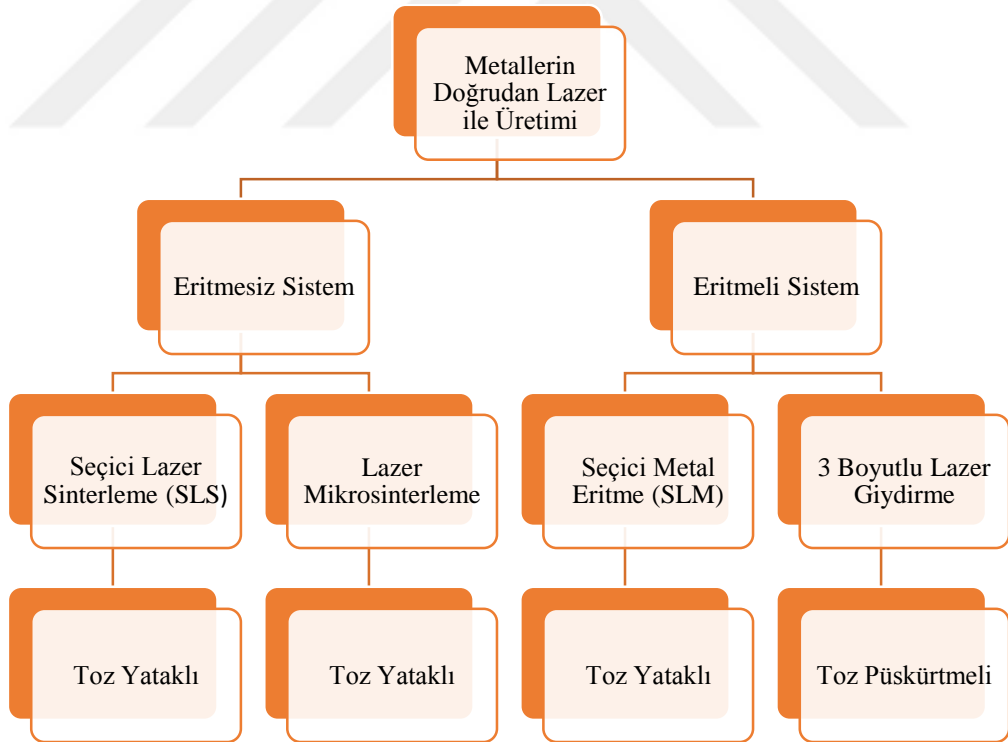


Şekil 2.3: Stereolithografi tekniğinin temsili görüntüsü (49).

### 2.3.2.4.2. Isıtarak Toz Bağlama Tekniği (SLM; Lazer Melting / SLS; Lazer Sintering)

Bu teknikte lazer ışığıyla aktive olan, lazerle ısıtılınca birbiriyle kaynaşabilen toz partikül halinde ham madde kullanılır. İnce bir tabaka halinde yayılan toz partiküllerinde istenen bölgeler lazer ışını ile taranır ve oluşan sıcaklıkla toz partikülleri eriyerek birbirlerine yapışır. Bunun üzerine gelen toz partikülleri aynı işlemlerle üretilecek madde oluşana kadar tabaka tabaka yığılarak ilerler (49).

Hızlı üretimle metal üreten teknikler eritmeli ve eritmesiz üretim olarak ikiye ayrılır. Eritmesiz sistemler; Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve Lazer Mikrosinterlemedir (toz yatak içinde kısmi eritme). Eritmeli sistemler ise; Seçici lazer eritme (SLM ,toz yatak içinde tümüyle eritme) ve 3D lazer giydirmedir (püskürtücü içinden toz püskürtülmesiyle tam eritme) (45). Şekil 2.4.'de metal parçaların doğrudan lazerle üretiminde kullanılan üretim yöntemlerinin sınıflandırılması verilmiştir.



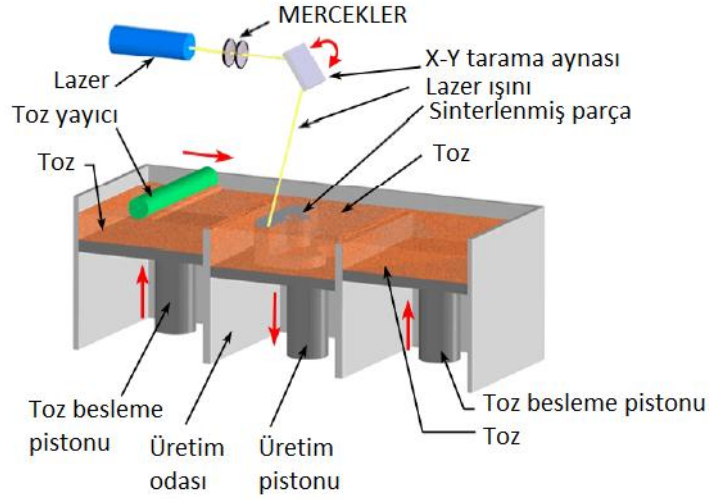
**Şekil 2.4:** Metal parçaların doğrudan lazerle üretiminde kullanılan üretim yöntemlerinin sınıflandırılması (45).

SLS (Selective Laser Sinterization) tekniğinde bir hazne üzerine kolayca eriyebilen ince toz tabakası serilir ve sonrasında ısı üreten CO<sup>2</sup> lazer ile toz tabakası taranır. Toz tabakası üzerine lazer uygulamasıyla tozun sıcaklığı ergime noktasının üzerine çıkar ve eriyen toz kısa sürede katman oluşturur. Katman tamamen oluşunca üzerine eklenen yeni toz tabakası ve lazer uygulaması şeklinde aynı işlemler tekrarlanır. Katmanların oluşması model tamamlanana kadar devam eder (49). Şekil 2.5’de SLS’nin şematik görünümü verilmiştir.

SLS tekniği ile çelik, titanyum ve Co-Cr gibi çok çeşitli metallere üretim yapılabilmektedir (32). Birçok malzemenin kullanımına uygun olduğu için, SLS en sık kullanılan hızlı üretim yöntemidir. SLS tekniğinde birleşme ya da sinterlenme özellikleri az olan malzemelere bağlayıcı bir ajan ilave edilir (50). Üretim esnasında parçaların yoğunlaşma mekanizmaları sıvı faz sinterizasyonudur. Toz parçacıkların tek bileşenli olduğu zaman yüzey erimesi ve sıvı akışıyla parçacıkların sıvı faz sinterlenmesi olur. Karışık toz parçacıkları olduğu zaman düşük erime noktasına sahip tozlar eriyerek bağlayıcı gibi işlev görür, bu aşamalara direk lazer sinterizasyonu denir. Mekanik özelliklerin daha iyi olması için lazerle sinterlenmiş parçalara üretim sonrası süreç uygulanması gerekir (45).

Yüksek kalitede yüzey özellikleri ve mekanik özellikleri olan parçalar üretilebilmesi, geleneksel döküm tekniği ya da milledme ile üretilemeyecek olan parçaların üretilebilmesi, üretilen parçalarda doğruluk oranının yüksek düzeyde olması, üretim sonrası sürecin kolaylığı, üretim aşamasında destek yapı gereksinimi olmaması SLS tekniğinin avantajlarıdır.

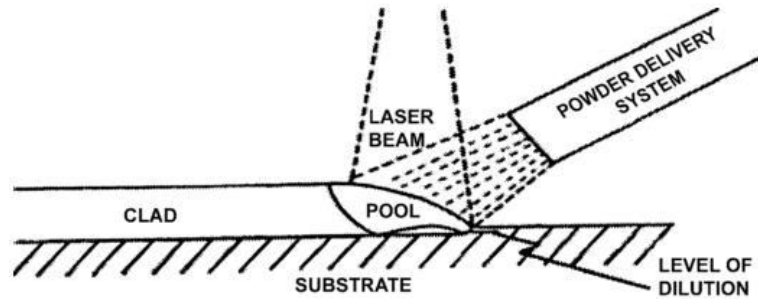
SLM tekniği ile ağırlığı az olan hücresel yapıların fabrikasyonu gerçekleştirilebilmektedir. Diğer sistemlerden daha pahalı ekipman gereksinimi olması ise bu tekniğin dezavantajıdır. SLS sistemi ve SLM sistemi benzer donanımlar içerir fakat SLM sisteminde çok daha yoğun bir enerji ile tozların tamamının erimesi gerçekleşir. SLM sistemi kullanan cihazlar Trumaform LM 250, MCP Realizer ve LUMEX 25C’dir (41, 51, 52).



**Şekil 2.5:** Secici lazer sinterleme (SLS) sistemi'nin şematik görünümü (49).

#### 2.3.2.4.3. Üç Boyutlu Lazer Giydirme (3D Laser Cladding) Tekniği

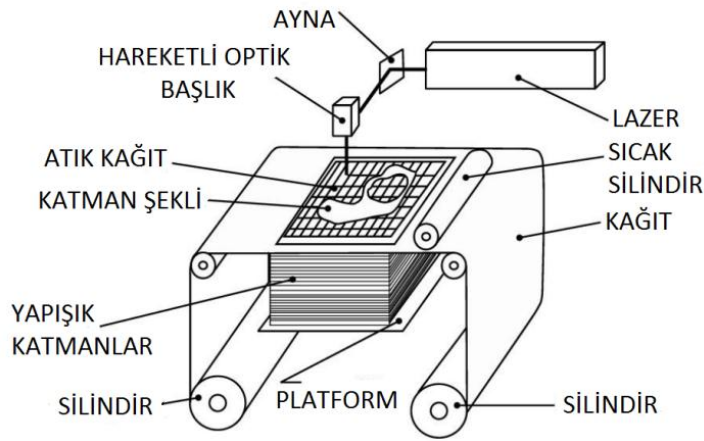
Bu sistemde malzeme toz yatağı içerisinde eritilmez, metal tozu bir gazla birlikte lüle içerisinde püskürtülür. Genellikle lazer ışını da aynı lüle içinden geçer. Yüksek enerjili lazer ışınları aracılığıyla odak bölgesinde birleştirilen metal tozları ile karmaşık geometrili parçalar üretilebilir. Bu aşamalar, kapalı bir alanda gerçekleşir. Konvansiyonel tekniklerle elde edilen malzemelerin sahip olduğu mekanik özelliklere yakın ya da daha üstün mekanik özelliklerde malzemeler bu sistem sayesinde üretilebilir. Şekil 2.6'da bu tekniğin şematik görüntüsü verilmiştir (53).



**Şekil 2.6:** Üç Boyutlu Lazer Giydirme (3D Laser Cladding) Tekniği (53).

#### 2.3.2.4.4. Tabaka Yığma Tekniği (Laminated Object Manufacturing – LOM)

Yassılaştırılmış malzemeler ile üretime laminasyon adı verilir. Bir tabaka üretildikten sonra, üzerine yüzeyi yapışkan olan diğer bir katman yapıştırılır ve sınırları karbondioksit (CO<sub>2</sub>) lazer ile kesilir. Bu tabakaların yapıştırılması sırasında, katmanlar üzerinde gezen sıcak bir merdanenin ağırlığının ve ısının etkisiyle tabakaların birbirlerine yapışması sağlanır. Kesilen tabakanın sınırları dışında kalan kısımlar, oluşturulan parçaya destek görevi görür, üretilecek olan parça son şeklini alınca bu destek eleman parçadan koparılır (46, 49). Üretim aşamasında maliyeti fazla olmayan plastik, kompozit, seramik ve metal gibi malzemeler kullanılabilir. Bu teknik, kütlesi büyük ve hacmi geniş olan karmaşık yapıları parçaların fabrikasyonunda avantaj sağlar. Şekil 2.7’de LOM’un şematik görüntüsü verilmiştir (41, 54).

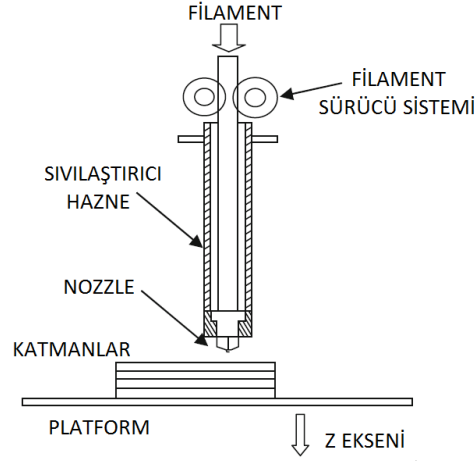


Şekil 2.7: Tabaka Yığma (LOM) Tekniği'nin temsili şeması (49).

#### 2.3.2.4.5. Sıvı Harç Yığma Tekniği (FDM; Fused Deposition Modelling)

FDM teknolojisinde, sıvı veya macun kıvamındaki bir maddenin kontrollü olarak püskürtülmesi veya sıvanarak yığılması yoluyla katmanlar elde edilir. Bu teknolojiye diğer teknolojilerden farklı olarak, aynı tabaka içinde değişik bölgelere farklı mekanik veya kimyasal özelliklere sahip malzemelerin yığılabilmesi sayesinde çok malzemeli (multimaterial) karmaşık parçaların veya mekanizmaların fabrikasyonu mümkündür (49). Şekil 2.8’de FDM tekniği'nin temsili şeması verilmiştir.

Sıvayarak harç yığıma tekniği ile kemik modellerin, sterilize edilebilen cerrahi rehber ve plakların üretimi yapılabilir. Bu teknik ile istenilen bölgelerin farklı renkte yapılabilmesi avantajı vardır (41). FDM küçük parçaların üretiminde çok hızlıdır, fakat büyük parçaların üretiminde bir hayli yavaştır. SLS ve SLA yöntemlerine göre daha ucuzdur, bu nedenle küçük ofislerde kullanıma daha uygundur (48, 49).

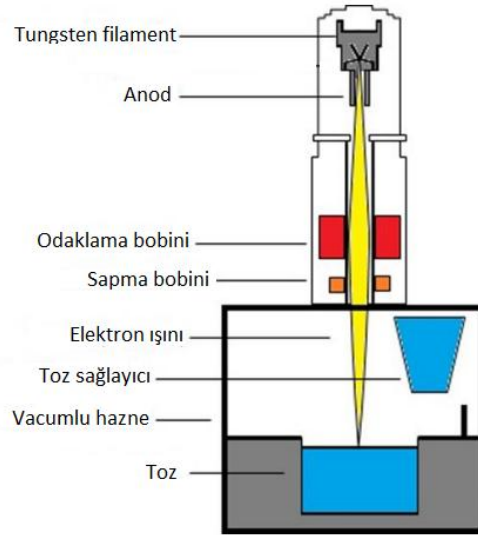


Şekil 2.8: FDM Tekniği'nin temsili şeması (49).

#### 2.3.2.4.6. Elektron Işınıyla Eritme Tekniği (Electron Beam Melting; EBM)

Bu teknikte, yoğun metal tozları güçlü bir elektron ışınıyla eritilerek tabakalar halinde modelin oluşturulması sağlanır (55). Yapılan çalışmalarda EBM yöntemiyle üretilerek sonrasında ısıl işlem uygulanan toz ve eritilmiş katıdan oluşturulan, sıralı gözenekli yapıdaki kompozit malzeme incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda, kompozitin düşük Young modulüne ( $\leq 31$  GPa) sahip olduğu gözlemlenmiştir (56, 57). Şekil 2.9'da EBM tekniğinin temsili şeması görülmektedir (49, 58).



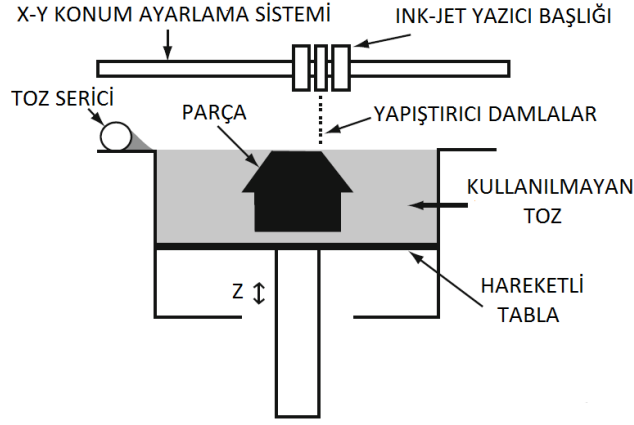


**Şekil 2.9:** EBM tekniğinin temsili şeması (49, 58)

#### 2.3.2.4.7. Üç Boyutlu Yazdırma Tekniği (3D Ink Jet Printing)

Bu teknik, tozların çok çıkışlı bir yerden püskürtülen yapıştırıcı ile bağlanması ve daha sonra bir katman aşağı inen üretim yüzeyine yeni bir kat toz serpilmesi şeklinde ilerler. Yapıştırılan tabakanın haricindeki tozlar ise parçaya desteklik sağlar ve üretim aşaması bittikten sonra bir fırça yardımıyla temizlenir. Daha sonra cynoacrylate (japon yapıştırıcısı), erimiş mum ya da üretan ile yüzeye dayanıklılık kazandırılır. Bu teknik MIT (Masachussets Institute of Technology) tarafından geliştirilmiş bir sistemdir.

Üç boyutlu yazdırma tekniği büyük parçaların üretilmesinde yavaştır. Cihaz ve malzeme boyutları küçük çaplı ofislerin kullanımına uygun gibi gözüke de mülleme başlığının ses yapması rahatsızlık oluşturabilir (41). Diğer hızlı prototipleme sistemlerine göre daha basit bir püskürtme sistemi kullanılması, küçük parçaların hızlı ve ucuz üretilmesi, toksik madde içermemesi, yaydığı kokunun çok az olması ve tabakalar arasında mümkün olduğunca az iz oluşturması bu tekniğin avantajlarıdır (39, 49). Şekil 2.10'da 3D ink-jet printing tekniğinin temsili gösterimi verilmiştir.



Şekil 2.10: 3D ink-jet printing tekniğinin temsili gösterimi (49, 59)

### 2.3.2.5. Hızlı Üretimin Diş Hekimliğinde Kullanımı

Hızlı üretim teknolojileri diş hekimliğinde kullanılan cihazların üretilmesinde kullanılırlar. Konvansiyonel yöntemlerle üretilmesi zor olan parçaların bu teknolojiyle üretimi daha kolaydır, bu sayede dental aletlere bazı fonksiyonel parçaların eklenmesi de sağlanmıştır.

Taranan bilgilerin hızlı üretimle çıktısı alınarak oluşturulan modeller teşhis, cerrahi planlama, canlandırma, iyileştirme ve eğitim amaçlı kullanılmaktadır. Modeller üzerinde ölçümler rahatlıkla yapılabilir ve anatomik yapıları 3 boyutlu olarak görme imkanı sayesinde hem doktorlar arasında hem de hastalarla iletişim açısından kolaylık sağlar.

Hızlı üretim teknolojileriyle tomografi (CT/MRI) (Computer Tomography/ verileri kombine edilerek implantların konumları, açıları ameliyat öncesinde planlanabilir ve buna göre operasyonda kullanılacak plakların-stentlerin yapılması sağlanır. Aynı zamanda hızlı üretim teknolojileri sayesinde kişisel implant ve abutment gibi parçaların üretimi sağlanır.

Protetik alanda bu teknolojiyle restorasyonların metal alt yapılarının, hareketli protez elemanlarının ve bireysel abutment gibi parçaların üretimi sağlanır.

Ortodonti alanında ise dişlerin CT/MRI ile taranması ve hastanın diş dizilimine uygun RP model elde edilmesiyle, dişlerin uygun pozisyona getirilmesi sağlanabilir (41).

### **2.3.2.6. Dental Uygulamalarda Hızlı Üretim Sistemlerinin Seçimi**

Tüm hızlı üretim sistemlerinin dental uygulamalarda kullanımına uygun bir alan mümkündür. Bu sistemleri kendi aralarında değerlendirecek olursak; SLA teknolojisi ile yüksek doğrulukta, yüzey detayları ve kalitesi iyi olan, düzgün bitim yüzeyli üretim yapma şansı vardır. FDM teknolojili makinelerin ofis yerleşimi SLA'ya göre daha uygundur; fakat hız açısından FDM teknolojisi SLA'ya göre çok daha yavaştır.

SLA teknolojisi ile SLS'yi karşılaştıracak olursak; üretim sonrası oluşan yüzey kalitesi ve detaylar SLA'da daha iyidir. Fakat SLS tekniği hız açısından SLA ile yarışır ve kullanılan malzemelerin çeşitliliği (mum, polystyrene, naylon vb.) SLS için büyük avantajdır.

LOM teknolojisi büyük hacimli yapıların üretimi (biyoseramik ve kemik implantları gibi) için çok elverişlidir. Fakat LOM teknolojisiyle üretilen parçaların yüzey kalitesi ve detayları SLA'ya göre daha düşüktür.

Uygun olan sistemin tercihinde kullanım amacı, maliyet, zaman faktörü, kullanılacak olan malzemenin cinsi, malzemeye ulaşım, güvenilirlik, yüzey bitimi, kalite gibi faktörlere göre seçim yapılmalıdır. Örneğin protetik kron-köprü uygulamaları için metal restorasyonları direkt olarak üretebilme özelliğinden dolayı SLS ve LENS sistemleri tercih edilebilirken, ameliyat planlamalarında model üzerinde vurgulanmak istenilen alanlara farklı renkler uygulayabilen SLA ve FDM sistemleri daha kullanışlı olabilir (41).

## **2.4. Dental Porselenler**

### **2.4.1. Dental Porselenlerin Tarihçesi**

Seramikler metal ve rezin olmayan inorganik cam fazlı yapılardır. Seramik kelimesi, Yunanca “keramos” kelimesinden gelmektedir (60). Karşılığı “yanık madde” anlamına gelir; fakat genellikle ateşte yanma sonucu özel olarak üretilen madde anlamında kullanılır.

Porselenler, yapısında esas olarak kaolin içermektedir. Protetik restorasyonlarda estetik translusensi ve ekstra dayanıklılığı sağlamak için kaolinle beraber silika ve feldspar gibi mineraller porselenin içeriğine katılır. Bu minerallerin birleşiminden ise porselen oluşur (61).

Dental materyal olarak porselenin; korozyona, aşınmaya ve asitlere karşı direncinin birçok materyale göre daha üstün olması, araştırmaların bu materyal üzerinde yoğunlaşmasına neden olmuştur (33, 62). 1723 yılında Pierre Fauchard porselen materyalinin dental kullanıma uygun olduğunu bildirmiştir (63) Daha sonra Charles Land tarafından 1903 yılında, ilk tam porselen kron olan porselen jaket kron; destek olarak platin folyo kullanılarak yüksek ısı porselenleri ile hazırlanarak geliştirilmiştir (64). İlk tam porselen kronların kolay kırılabilmesi ve dayanıklı olmamaları sebebiyle metal alt yapılı porselen kronlar geliştirilmiştir (65). Fakat alt yapı olarak kullanılan metalin ışığı geçirmemesi nedeniyle ağızdaki doğal dişlerle uyumu sağlanmayabilmektedir (62). Bunun yanında bazı metallere karşı hassasiyeti ve allerjisi olan kişiler olabilmektedir (66). McLean ve Hughes 1965 yılında içeriği %40-50 civarında alümina kristalleri ile geliştirilmiş porselen ile jaket kron yapımını geliştirmişlerdir. Fakat bu porselenlerin dayanıklılıklarının az olması, kenar uyumlarının kötü olması ve malzemenin kırılma direncinin az olması gibi dezavantajları vardır (6, 33, 67). 1972 yılında “refraktör day” materyalinin geliştirilmesiyle diş hekimliğinde tam porselenler yaygınlaşmaya başlamıştır (62). McLean ve Sced tarafından 1976’da çift folyo yöntemiyle platin folyonun kronun içinde bırakıldığı alumina porselen jaket kron sistemi geliştirilmiştir (33, 67). Sonraları 1980’lerden itibaren dental porselenlerde estetik ve dayanıklılığı arttırmak için tam porselen sistemler üzerinde araştırmalar yapılmış ve birçok tam porselen sistemi piyasaya sunulmuştur (27).

#### **2.4.2. Dental Porselenlerin Bileşimi**

Dental porselenler camsı bir yapısı vardır ve kristal oranı fazla olmayan materyallerdir. Dental porselenlerin bileşiminde camsı yapıyı oluşturmak için matriks olarak silikat-oksijen ağ vardır. Potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve borik oksit gibi yapıya giren diğer maddeler de bazı ek özellikleri sağlayıcı olarak katılır.

Erime ısısının düşürülüp yüksek viskozite sağlanması sayesinde matriksin daha sağlam olması için yapıya oksitler katılır (6).

Porselenlerin kimyasal yapısında hem kovalent hem de iyonik bağlar bulunur. Porselenlerin stabilitesi, sertliği, yüksek elastisite modülü, kimyasal ve termik etkilere direnci gibi avantajları bu güçlü bağlar sayesinde oluşur. Tüm porselenlerin genel yapısını feldspar, kuartz (silika) ve kaolin (kil) oluşturur. Porselenler arasındaki farklılıkları, bileşimindeki maddelerin oransal farklılıkları ve fırınlama prosedürleri oluşturur (33, 68).

#### **2.4.2.1. Feldspar**

Feldspar ( $K_2OAl_2O_36SiO_2$ ), porselenlerin camsı yapısını oluşturur ve kuartzların tutunabilmesini sağlayan bir matriks görevi yapar (10, 68).

#### **2.4.2.2. Kuartz**

Silika yapısında olan Kuartz, silisyum oksitten ( $SiO_2$ ) oluşur. Erime derecesi çok yüksektir ( $1685^\circ C$ ) ve bu sayede matriks içinde doldurucu bir görevi vardır. Kütlenin stabilitesini sağlayarak dayanıklılık miktarını artırır ve pişmeyle oluşabilecek büzülme önler. Bunun yanında porslene şeffaf bir görünüm de verir (10, 68).

#### **2.4.2.3. Kaolin**

Kaolin ( $2H_2OAl_2O_32SiO_2$ ) opak olduğu için porselenin yapısına çok az miktarda katılır. Isıya dayanıklılığı yüksektir, porselen hamuruna elastiklik özelliği sağlar ve porselenin işlenebilirliğini kolaylaştırır. Adeziv olması özelliğiyle suyla karışınca yapışkan bir hal alır, böylece kuartz ve feldspar bileşenleri için bağlayıcı ve opaklaştırıcı bir ajan olarak yapıya eklenir (10).

#### 2.4.2.4. Alümina

Alüminanın ( $Al_2O_3$ ) oksitlerin en sert olduğu düşünülmektedir. Termal genleşme katsayısı, düşük ısı porselenlerine yakındır. Bu sayede yapıya katılan iki malzemenin birbiri ile uyumunu sağlar. Alümina çözünebilir ve düşük ısı porselenlerinin içerisinde çok az bulunur. Ayrıca porselenlerin viskozitesini ve yapısal dayanıklılık özelliklerini artırır (4, 69).

#### 2.4.2.5. Diğer Katkı Maddeleri

Ana maddeler dışında dental porselenlerin yapısına akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri ve opaklık veya parlaklık özelliğini artıran çeşitli maddeler katılmaktadır.

Akışkanlar (borik asit ya da alkali karbonatlar) ve cam modifiye ediciler olarak porselenin yapısına katılan kimyasal maddeler, porselen tozundaki partiküllerin yeterince düşük ısıda sinterlenebilmesi için katılırlar. Borik oksit ( $B_2O_3$ ) cam düzenleyicidir, viskozite özelliğini azaltır ve yumuşama derecesini düşürür (1, 70).

Porselenlerin akışkanlığa karşı dirençlerini artırmak amacıyla yapısına ara oksitler (alüminyum oksit) katılır. Porselenin erime ısısında stabil kalmasını sağlayan metal oksitlerdir.

Yapıya katılan renk pigmentleri, porseleni doğal diş rengine benzetebilmek için katılır. Bu pigmentlere örnek olarak ; demir ve nikel oksit kahverengi, bakır oksit yeşil, titanyum oksit sarımsı kahverengi, manganez oksit eflatun ve kobalt oksit ise mavi renk verir. Porselenleri opaklaştırıcı olan ajanlar, çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitleri içerirler. Opaklığı seryum, zirkonyum, titanyum ya da kalay oksit gibi katkı maddeleri oluşturur (1, 70)

### **2.4.3. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması**

#### **2.4.3.1. Fırınlama Derecelerine Göre Sınıflandırılması**

- Yüksek ısı porselenleri:  $>1300^{\circ}\text{C}$  ( $>2372^{\circ}\text{F}$ )
- Orta ısı porselenleri:  $1101^{\circ}\text{C}$ - $1300^{\circ}\text{C}$  ( $2013^{\circ}\text{F}$  –  $2372^{\circ}\text{F}$ )
- Düşük ısı porselenleri:  $850^{\circ}\text{C}$ -  $1100^{\circ}\text{C}$  ( $1562^{\circ}\text{F}$  - $2012^{\circ}\text{F}$ )
- Çok düşük ısı porselenleri:  $<850^{\circ}\text{C}$  ( $<1562^{\circ}\text{F}$ ) (1)

Yüksek ısı porselenleri parsiyel ve total protezlerde kullanılan dişlerin yapımında ve nadiren de porselen jaket kronların yapımında kullanılırlar.

Orta ısı porselenleri tam seramik köprülerde ara yapıların prefabrik olarak yapılmasında, inley, jaket kron ve sabit köprülerin yapımında kullanılırlar.

Düşük ısı porselenleri glaze tozu, alüminoz porselen (kor materyali hariç), porselen jaket kron, metal destekli porselen kron ve köprü yapımında kullanılırlar (27).

Çok düşük ısı porselenlerinin büzülme katsayıları düşük olması nedeniyle titanyum ve alaşımları ile birlikte kullanılırlar (1).

#### **2.4.3.2. Uygulama Alanlarına Göre Sınıflandırılması**

- Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler,
- Full porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu venerlerde uygulanan porselenler,
- Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler (24, 71).

#### **2.4.3.3. Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması**

##### **2.4.3.3.1. Metal Destekli Porselenler**

- Döküm metal üzerine hazırlanan
- Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar

- Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlardır (66, 71, 72).

Dayanıklılıklarının iyi olması, sabit protezlerde uygulanabilmesi ve uyumunun çok iyi olması gibi avantajları vardır (27).

#### **2.4.3.3.2. Metal Desteksiz Porselenler (Tam Porselenler)**

Yapım tekniklerine göre tam porselenler:

- Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan porselenler
- Dökülebilir porselenler
- Presleme ile hazırlanan porselenler
- İnfiltrasyon porselenler
- Frezeleme ile üretilen porselenlerdir (66, 71, 72).

Bu sistemlerin estetik, translusens, floresans, biyouyumluluk, kimyasal ve renk stabilitesi özelliklerinin iyi olması avantajlarıdır. Porselen kronların korozyon ve abrazyona dirençleri iyidir, termal genişleme katsayısı ve termal iletkenlik özellikleri ise doğal diş yapısındaki mine ve dentine yakındır. Bu özellikleriyle kullanımı gitgide yaygınlaşan sistemlerdir (19, 27, 73).

#### **2.4.4. Tam Porselen Sistemlerin Sınıflandırılması**

Piyasada kullanılan birçok porselen sisteme göre literatürde farklı sınıflandırmalar mevcuttur. Alt yapılarındaki materyallerin içeriğine göre Conrad ve arkadaşları 3 grupta sınıflandırmıştır (74).

##### **2.4.4.1 Cam Porselenler**

a) Lösit Kristalleri İle Güçlendirilmiş Porselenler

- IPS Empress
- Optimal Pressable Ceramic



- IPS ProCAD

#### b) Lityum Disilikat Kristalleri İle Güçlendirilmiş Porselenler

- IPS Empress 2
- IPS e.max Press

#### c) Feldspatik Porselenler

- Vitablocks Mark II
- Vita TriLuxe Bloc
- Vitablocs Esthetic Line

#### **2.4.4.2 Alümina Esaslı Porselenler**

- In-Ceram Alumina
- In-Ceram Spinell
- In-Ceram Zirconia
- Synthoceram
- Procera AllCeram

#### **2.4.4.3 Zirkonyum Esaslı Porselenler**

- Lava
- Cerc
- DC-Zirkon
- Denzir
- Procera AllZirkon
- Celay
- Cerec in Lab
- Zeno Tec
- Everest
- Zirkonzahn (74).

#### **2.4.5. Düşük Isı Porseleninin Yapısal Bileşenleri**

Metal destekli porselen ve tam porselen restorasyonlarda en çok kullanılan porselen, düşük ısı porselenleridir. Fırınlaması kolaydır. Temel olarak opak porseleni ve gövde porselenlerinden oluşur. Gövde porselenleri içerikleri açısından farklılık gösterir; fakat kimyasal içeriği aynıdır (4).

##### **2.4.5.1. Opak Porseleni**

Opak porseleni, restorasyonlarda metal alt yapının rengini maskeler, porselenin renginin oluşturulmasında bu açıdan önemlidir ve metal-porselen arasındaki kimyasal bağlantının oluşmasına katkı sağlar. İçeriğine erimeyen oksitlerin katılmasıyla oluşur ve parçacıkların boyutlarındaki ufak farklar bile metal alt yapının rengini maskeleyebilir. Opak porseleninin metalin rengini maskeleymesi yanında, metalin yüzeyinde oluşan oksit tabakanın cinsi ve rengi de maskelenmeyi etkiler. Oluşan oksit tabakasının maskelenmesi için, açık renkte ise ince bir opak tabakası yeterlidir. Fakat oksit tabakası daha kalın ve koyu renkte ise daha kalın bir opak tabakayla maskelenebilir. Koyulması gereken opak tabakası kalınlığı, üzerine uygulanacak olan porselenin markasına ve rengine göre de belirlenir. Uygulanması gereken opak tabakanın kalınlığı ideali 0,5 mm, minimum 0,2 mm olmalıdır (4, 75).

##### **2.4.5.2. Gövde Porseleni**

Bu tabaka doğal dişlere rengi veren dentin tabakasını taklit etmek amaçlı uygulanır. Restorasyonu oluşturan porselen işlenirken, en büyük hacmi gövde porseleni oluşturur. Bunun için renginin seçiminde hassas davranılması önemlidir. Piyasada kullanılan porselen setlerinde, her renge özel ayrı bir gövde porseleni bulunur. Restorasyonun dayanıklılığı için gövde seramiği en az 0,5-1 mm ve en fazla 1,5-2 mm uygulanmalıdır. Gövde porselenlerinin içeriğindeki metal oksit miktarı rengini belirler. İçeriğindeki metal oksitlerin miktarı ve türüne göre mine porseleni, translusent porseleni, gövde modifiye ediciler ve glazür porselenleri olarak sınıflandırılırlar.

Mine porseleni fırınladığında dentin porselenine göre daha şeffaf, doğal dişlerdeki mine tabakasını taklit eden bir yapı oluşturur. Porselen setlerinde farklı renk tonlarında mine porseleni mevcuttur.

Transludent porseleni ise doğal dişlerdeki şeffaflığı taklit edebilmek amacıyla üretilmiştir. Fakat tam şeffaf değildir, alt yüzeyindeki tabakanın renginin yansıtılmasına izin verir.

Gövde modifiye ediciler ise içeriklerinde bulunan yoğun metal oksitlerle yoğun bir renge sahiptir ve doğal dişlerdeki renklemeleri taklit etmek için kullanılırlar.

Glazür porseleni genelde renksizdir. Porselen üzerine uygulanınca ufak pöröziteleri ve düzensizlikleri kapatır. Fırınlanınca parlak ve camsı bir görünüm sağlayarak doğal dişlere benzer restorasyonlar oluşturulmasını sağlar (4, 75).

## **2.5. Metal - Porselen Bağlantısı**

Alt yapı olarak kullanılan metal ve porselen arasındaki bağlantının özellikleri, restorasyonların fonksiyonel ve estetik başarısında önemli faktörlerdir. Metal ve porselen arasındaki bağlantıyı açıklayabilmek için kabul edilmiş teoriler vardır (15).

Metal ve porselen arasındaki bağlantıyı dört faktör belirler. Bunlar;

- Mekanik bağlantı
- Kimyasal bağlantı
- Baskı (sıkışma) bağlantısı
- Moleküler çekimle bağlantı (Van Der Waals kuvvetleri) (67).

### **2.5.1. Mekanik Bağlantı**

Mekanik bağlantı, metal ve porselen arasındaki temas yüzeyinde, porselenin metal yüzeyindeki pürüzleri doldurmasıyla meydana gelen kilitlenme şeklindeki bağlantıdır. Bu kilitlenme metal veya metal oksit yüzeyinin, porselen tabakası tarafından iyi bir şekilde ıslatılmasına bağlı olarak, metal yüzeyindeki mikroskobik pürüzlülükler içine opak porseleninin akması ile oluşur. Metalin geometrisi ve yüzey düzensizlikleri mekanik bağlantıyı etkiler. Mekanik kilitlenme sağlanması için metalin

yüzey alanı kumlama gibi yöntemlerle arttırılır. Metal ve porselen bağlantısı için pürüzlü yüzey şart değildir, iyi polisajlanmış yüzeylerde de porselen metale tutunabilir. Fakat yüzey pürüzlülüğü bağlantı kuvvetinin artmasını sağlar (15, 67).

### **2.5.2. Kimyasal Bağlantı**

Metal ve porselen arasında sağlam bir bağlantı kurulmasında temel bağlantı kimyasal bağlantıdır (76). Opak porselen yapısındaki oksitlerle, metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası arasında oluşan metalik, kovalent ve iyonik bağlarla kimyasal bağlantı oluşur. Kimyasal bağlantının oluşmasında metal üzerindeki oksit tabakası, metal ve porselenin birbirine bağlanmasında ara tabaka olarak rol alır. Oksit tabakası kıymetli metal alaşımlarda kendiliğinden oluşmaz, Ni-Cr ve Co-Cr gibi kıymetsiz metal alaşımlarda kendiliğinden oluşur. Kıymetli alaşımlarda oksit tabakası oluşması için yapısına demir, kalay, indiyum gibi metaller katılır (15, 67).

### **2.5.3. Baskı (Sıkışma) Bağlantısı**

Metal ve porselen arasında sıkışma bağlantısı oluşmasında metal yüzeyinin geometrisi ve metal ile porselenin ısıl genleşme katsayıları arasındaki uyum etkilidir. Metalin daha fazla olan genleşme katsayısı, fırınlama sonrası soğuma esnasında metalin daha hızlı büzülmesine ve porselene sıkışma kuvveti uygulamasına neden olur. Soğuma esnasında metal porselene göre daha hızlı büzülür ve metal gerilim altında kalırken porselen baskı altında kalır bunun sonucunda da sıkışma bağlantısı oluşur (15).

### **2.5.4. Moleküler Çekimle Bağlantı (Van Der Waals Kuvvetleri)**

Van Der Waals Kuvvetleri iki atom arasındaki elektrostatik çekim kuvvetiyle oluşur. Bu kuvvetin değeri metalin porselen tarafından iyi ıslatılabilmesine bağlıdır, oksit tabakasıyla ilgisi yoktur. Islanabilirlik, soy metallerde soy metal olmayan alaşımlara göre daha iyidir (15, 67).

## 2.6. Metal – Porselen Bağlantı Başarısızlıkları

Metal ve porselen arasındaki fiziksel ve kimyasal farklılıklar bağlantıyı güçleştirir. Metal alaşımına uygulanan işlemler sırasında oluşan oksit tabakası, metal ve porselen arasında bağlantı oluşumunda rol alır. Metal oksit ile oluşan porselen bağlantısı iyidir; fakat oksit tabakasının metalden ayrılması bağlantı başarısızlığına sebep olabilir. Bunun yanında olması gerekenden daha fazla oksit tabakası olması da bağlantı kurulamamasına veya oksit tabakada kırıklara neden olabilir (14, 77).

Restorasyonun ağızda maruz kaldığı çiğneme baskısı veya travmayla oluşan gerilim stresleri de kırıklara sebep olabilir (78).

Metal-porselen arasındaki bağlantı başarısızlıkları, kırık olan yüzeye göre O'Brien tarafından 6'ya ayrılmıştır:

- Metal-porselen
- Metal oksit-porselen
- Metal-metal oksit
- Metal oksit-metal oksit
- Metal kohezyonu
- Porselen kohezyonu (5).

McLean'e göre ise oluşan kırık; metal-porselen, metal oksit-porselen, metal-metal oksit, metal oksit-metal oksit arasında ise bu oksit tabakasıyla ilgili bir bağlantı başarısızlığıdır. Kırık metal içinde koheziv, yalnız sabit protezlerdeki bağlantıdan kaynaklanan bir problemdir. Kırık porselen içinde koheziv ise metal-porselen arasında ideal bir bağlantı olduğunu gösterir (68).

## 2.7. Metal-Porselen Bağlantısının Değerlendirilmesi

Restorasyonlar baskı ve gerilime maruz kalarak kırılma, bütünlüğünün bozulması veya aşınmayla sonuçlanabilen yorgunluk sürecine girer. Yorgunlukta materyalde çatlaklar oluşması, bunların ilerlemesi ve birleşmesi gibi bir süreç oluşabilir. Çatlakların ilerlemesi stres yoğunluğuna bağlı olarak değişebilir ve gerilim kuvvetlerine dik olarak ilerleme eğilimi gösterir (79, 80). Dental restorasyonlarda

oluşan yorgunluk, ağız içinde ortalama 37°C sıcaklıktaki suya bağlı aşınmadan ve sürekli tekrarlanan çiğneme kuvvetlerinden etkilenir (81).

Restorasyonlarda oluşan yorgunluk dirençlerini değerlendirebilmek için termal siklus ve mekanik yükleme gibi yorgunluk testleri uygulanmaktadır. Bu testlerin sonucuna göre restorasyon tasarımları, materyalin temel özellikleri veya ömrünü belirlemek mümkün olabilmektedir. Tekrarlanabilir ve karşılaştırılabilir sonuçlar elde edebilmek için in-vitro testler uygun koşullarda yapılmalıdır (79, 82). Bağlanma testleri, çeşitli restorasyonların klinik performanslarının değerlendirilmesinde kullanılırlar (83).

Metal- porselen bağlantısının değerlendirilmesinde kullanılan çekme, mikroçekme, makaslama (shear) bağlanma dayanımı testi ve 3-4 nokta eğme testleri gibi mekanik testler mevcuttur.

### **2.7.1. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi**

Makaslama bağlanma dayanımı testinde birbirine bağlanan iki farklı materyalden oluşan örnekler arasında ayrılma gerçekleşene kadar 0.5 mm/dak hızla makaslama kuvveti uygulanır. Restorasyonun bağlantı direnci, uygulanan yükün birim alana bölünmesi ile pound/inch<sup>2</sup>, kg/cm<sup>2</sup>, N/mm<sup>2</sup> (MPa) hesaplanır (84). Makaslama testinde örneğe yüzeyden ayırıcı kuvvet uygulayan keski şeklindeki uç kullanılır. Basit bir testtir, uygulaması kolaydır ve hızlı sonuç alınabilir (85). Bu nedenle, literatürde makaslama bağlanma dayanımı testinin en çok kullanılan bağlanma testi olduğu bildirilmiştir (86, 87).

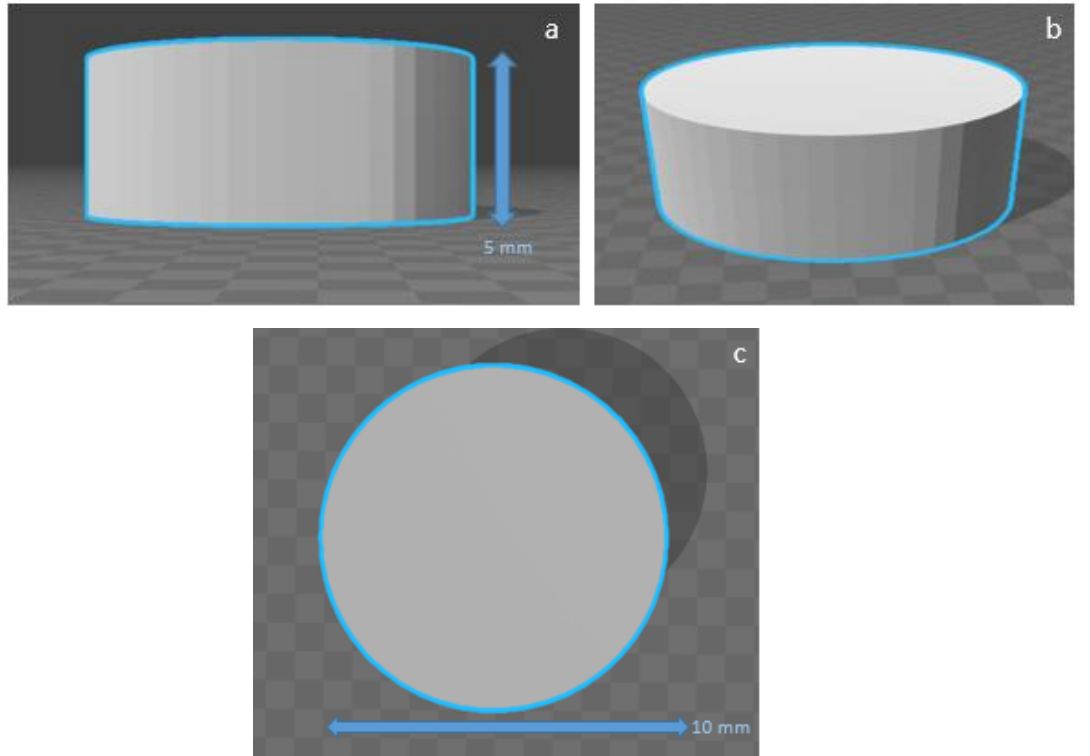
### 3.GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmamızda döküm, lazer sinter ve milledme yöntemiyle hazırlanan Co-Cr metal alt yapıların farklı marka porselenlerle bağ dayanımlarını karşılaştırmak amaçlandı. Laboratuvar ortamında standart olarak hazırlanan örneklere termal siklus uygulaması sonrasında makaslama (shear) testi uygulandı ve ışık mikroskobu ile bağlantı yüzeyleri değerlendirildi.

#### 3.1. Metal Alt Yapıların Hazırlanması

##### 3.1.1. Metal Alt Yapıların Dijital Tasarımlarının Yapılması

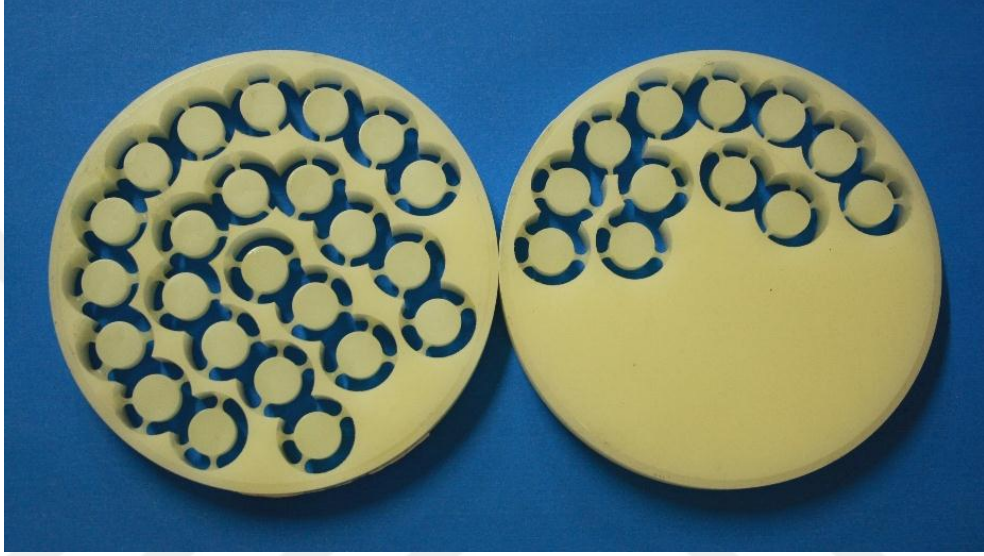
Döküm, lazer sinter ve milledme yöntemiyle üretilen, 10 mm çapında-5 mm yüksekliğinde ve silindir şeklinde olması istenen, Co-Cr metal altyapıların boyutlarının standardize edilmesi amacıyla, Power SHAPE (Delcam, Birmingham, UK) yazılım programı ile dijital olarak tasarımları yapıldı (Resim 3.1).



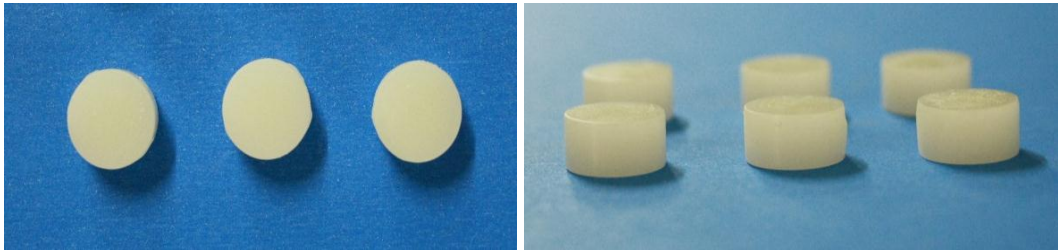
**Resim 3.1:** Metallerin üretimi öncesi hazırlanan dijital tasarımlar (a,b,c)

### 3.1.2. Döküm Yöntemiyle Metal Örneklerin Üretilmesi

Metal alt yapıların boyutlarının standardize edilmesi için, dijital olarak tasarlanan silindir şeklinde kalıplardan dökümde kullanılmak üzere prefabrike CAD/CAM Polimetilmetakrilat (PMMA) bloklarından (Tempo Cad; On-Dent Ltd, İzmir, Turkey) 36 adet şablon örnek CAD/CAM'le üretildi (Resim 3.2-3.3).



**Resim 3.2:** Dökümde kullanılmak üzere hazırlanan PMMA örnekler



**Resim 3.3:** Dökümde kullanılmak üzere hazırlanan PMMA örneklerin bloktan ayrılmış hali

Elde edilen PMMA örneklere tij muımları ile döküm kanalları oluşturuldu ve manşete alındı (Resim 3.4 - 3.5).





**Resim 3.4:** PMMA örneklere bağlanan döküm kanalları



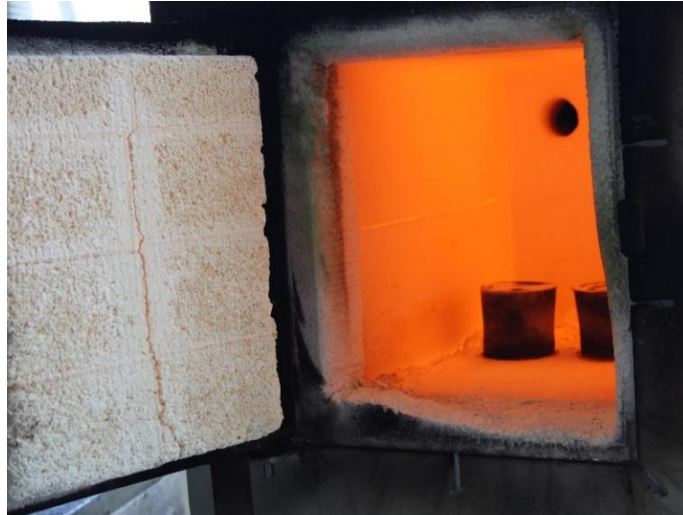
**Resim 3.5:** Manşete alınan örnekler

Daha sonra revetman karıştırma makinesinde fosfat bağlı revetman (Maruvest speed, Mega Dental GmbH, Germany) ve likiti üretici firma talimatlarına göre 45sn. karıştırılarak hazırlandı (Resim 3.6). Akıcı kıvamda hazırlanmış olan revetman, PMMA örneklerin olduğu manşet içerisine her yüzeyi ıslatacak şekilde ve hava kabarcığı oluşmaması için vibrasyon makinesi de kullanılarak dolduruldu. Revetmanın sertleşmesi ve soğuması sonrasında revetman manşet kalıbından çıkarıldı.



**Resim 3.6:** Revetmanın karıştırma makinesinde hazırlanması

Polimer materyalin eliminasyonu için revetman kalıplar, döküm kanalları aşağı yüzeyde olacak şekilde ön ısıtma fırınına konuldu (Eurocem Preheating Furnace, Italy Resim 3.7). Ön ısıtma fırınında 25dk. süreyle 300°C sıcaklıkta ısıtılan revetmanın sıcaklığı 900°C'ye ulaştınca 25dk. daha bu sıcaklıkta beklendi ve sonrasında revetman santrifüj cihazına (The Fornax BEGO GmbH & Co.KG, Germany) yerleştirildi (Resim 3.8).



**Resim 3.7:** Revetmanın ön ısıtma fırınına alınması



**Resim 3.8:** Santrifüj cihazı

Sonrasında Co-Cr metal alaşımı (Microlit isi, Shütz Dental GmbH) şalome ile eritilerek örneklerin dökümü gerçekleştirildi.

Co	Cr	W	Si	Mn
61,1	27,8	8,5	1,7	<0,5

**Tablo 3.1:** Co-Cr metal alaşımın (Microlit Isi) içeriğindeki maddeler (%)

Yoğunluk	Sertlik	Uzama	Elastiklik Katsayısı	Ön Isıtma Derecesi	Ergime Derecesi	Döküm Derecesi
8,6 g/cm <sup>3</sup>	280 Hv10	%15	190 Gpa	900°C	1320-1420°C	1470°C

**Tablo 3.2:** Co-Cr metal alaşımın (Microlit Isi) fiziksel özellikleri

Metal dökümü sonrasında revetmanın oda sıcaklığında soğuması beklenerek içerisindeki örnekleri almak üzere revetman kırıldı. Metal döküm üzerindeki revetmanın tamamen temizlenebilmesi için 10cm uzaklıktan 2 atm basınç ile püskürtülen 50µm'lık alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) parçacıkları ile kumlama işlemi uygulandı. Sonrasında metal örneklerin döküm kanalları karbon separeyle kesilerek uzaklaştırıldı. Döküm örneklerin tesviye işlemleri bittikten sonra 10dk ultrasonik

temizleyicide (Mercury Ultrasonic Cleaner, Türkiye, İstanbul) tutularak mevcut organik ve inorganik artıklar temizlendi (Resim 3.9).



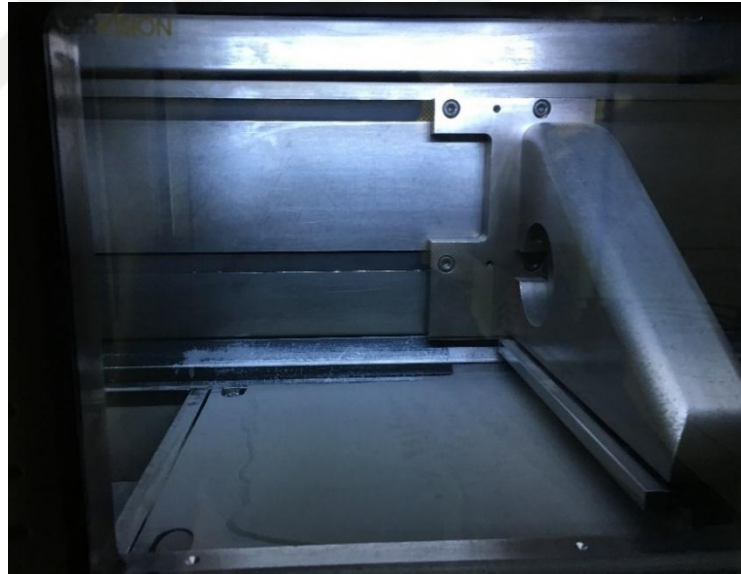
**Resim 3.9:** Ultrasonik temizleyici

### 3.1.3. Lazer Sinterle Metal Örneklerin Üretilmesi

Bilgisayar ortamında hazırlanmış olan dijital tasarımın lazer sinterizasyon yöntemiyle üretim aşamasında Eosint M 270 sistemi (EOS GmbH Electro Optical Systems) kullanıldı. Co-Cr metal alaşım tozlarının (Keramik NP-S, Nobil Metal, Italy) lazer ışını tarafından eritilip birleştirilmesiyle, tabaka tabaka oluşan katmanlardan metal örnekler oluşturuldu (Resim 3.10-3.11).



**Resim 3.10:** Lazer sinter cihazı (EOS GmbH Electro Optical Systems)



**Resim 3.11:** Lazer sinter cihazında üretim aşaması

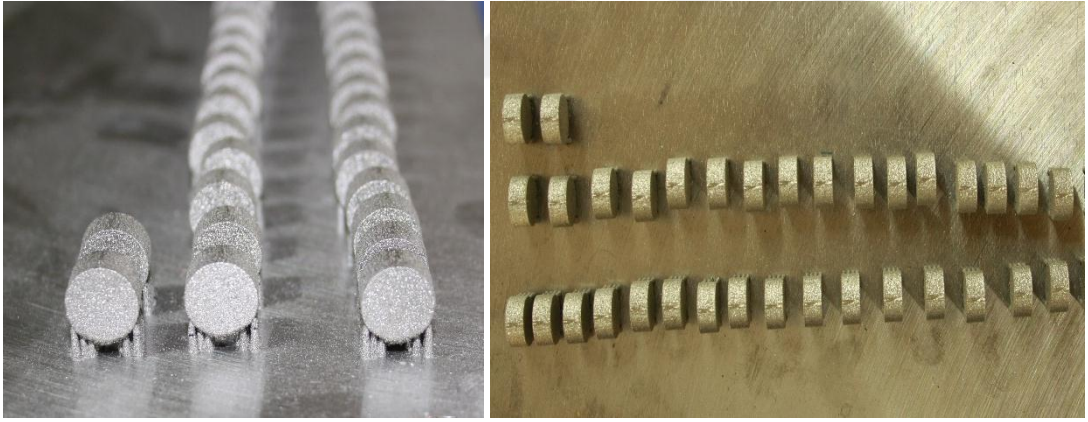
Co	Cr	W	Mo	Si	Nb
%63	%24	%8	%3	%1	%1

**Tablo 3.3:** Co-Cr tozunun (Keramik NP-S) içeriği

Yoğunluk g/cm <sup>3</sup>	8,3
Erime Aralığı	1305-1370 °C
Uzama %	10
Esneklik Sınırı	650-740 MPa
Elastisite Katsayısı	210 GPa
Vickers Sertlik Değeri HV10/30	285
Metal Seramik Bağlantısı	>40 MPa

**Tablo 3.4:** Co-Cr tozunun (Keramik NP-S) teknik özellikleri

Metal örneklerin üretim işlemleri tamamlandıktan sonra metal tesviye işlemi ve ardından kumlama işlemi yapıldı. Sonrasında 950°C fırında 5 dk tutularak oksidasyon işlemi uygulandı ve ultrasonik temizleyici ile artıklar uzaklaştırıldı (Resim 3.12).



**Resim 3.12:** Lazer sinterle üretilen Co-Cr metal örnekler

### 3.1.4. CAD/CAM Milleme Yöntemiyle Metal Örneklerin Üretilmesi

Bilgisayar ortamında hazırlanmış olan dijital tasarımın milleme yöntemiyle üretimi aşamasında metal örnekler, Co-Cr alaşım bloğundan (White Peaks Dental Systems GmbH & Co. KG, Copra Bond K, Germany) DMG firmasının 5 eksenli HSC 20 Linear Deckel Maho makinesi ile yapıldı (Resim 3.13).



**Resim 3.13:** CAD/CAM Milleme makinesi (DMG / HSC 20 Linear Deckel Maho)



**Resim 3.14:** CAD/CAM Milleme yapılırken kullanılan kesici uçlar

Co	Cr	W	Mn	Fe	Si	C
%59-63	%27-29	%8-9	%0,15-0,35	%0-0,5	%1,5-1,8	%0-0,1

**Tablo 3.5:** Co-Cr metal alaşımın (White Peaks) içeriği

Yoğunluk	>8 g / cm <sup>3</sup>
Sertlik	285 HV 10
Esneme dayanıklılığı	>% 10
Elastiklik katsayısı	190.000MPa (N/mm <sup>-2</sup> )
Korozyon Direnci	<200 gμ cm <sup>2</sup>

**Tablo 3.6:** Co-Cr metal alaşımının (White Peaks) zellikleri

Metal örnekle rin üretim işlemleri tamamlandıktan sonra (Resim 3.15) tesviye işlemleri yapılan örneklere 50μm boyutlarında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile 3atm basınç altında kumlama işlemi uygulandı. rnekle r 10 dk ultrasonik temizleyicide organik ve inorganik artıklardan temizlenerek seramik uygulamaya hazır hale getirildi.



**Resim 3.15:** CAD/CAM Milleme yöntemiyle üretilen Co-Cr metal örnekle r



### 3.2. Metal Alt Yapıların Üzerine Porselen Uygulaması

Yüzey hazırlığı tamamlanmış olan metal örneklerle, kullanılacak olan porselene uygun opak tabakası toz-likit olarak üretici firmanın talimatlarına göre hazırlanarak, 0,3 mm kalınlığında olacak şekilde uygulandı ve fırınladı (Resim 3.16).



**Resim 3.16:** Opak tabakası uygulanmış metal alt yapılar

Döküm, milling ve lazer sinter ile hazırlanmış olan metal alt yapı grupları 3 alt gruba ayrılarak 12'sine VITA VMK Master (Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), 12'sine Noritake EX 3 (Noritake Dental Supply, Mie, Japan) ve 12'sine de Ceramco 3 (Dentsply, A.B.D.) marka dental porselen uygulandı.

Başlangıç Sıcaklığı	Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi	Sıcaklık Artma Süresi	Dakikada Artan Sıcaklık	En Yüksek Sıcaklık	En Yüksek Sıcaklıkta Bekleme Süresi	Vakum Süresi
C°	Dakika(dk)	dk	C°/dk	C°	Dk	dk
500	6.00	7.49	55	930	1.00	7.49

**Tablo 3.7:** VITA VMK Master dentin porseleni fırınlama programı



**Resim 3.17:** VITA VMK Master dentin porseleni ve likiti

Ön Kurutma Dakika	Düşük Isı C°	Vakum Başlama C°	Isı Artışı C°/dak	Vakum Bitim C°	Bekleme Süresi Dakika	Yüksek Sıcaklık C°
7	600	600	45	920	0	930

**Tablo 3.8:** Noritake EX3 dentin porseleni fırınlama programı



**Resim 3.18:** Noritake EX3 dentin porseleni ve likiti

Süre (dak)			Süre (dak)			Vakum	Isı					
Ön Kurutma	Ön Isıtma	Vakumlu Bekletme	Yüksek Isıda Vakumsuz Bekletme	Bekleme	Soğutma	Vakum Değeri	Başlama Isısı	Yüksek Isı	Vakum Başlama	Vakum Bitiş	Dk'da Isı Artışı C°/dk	Gece
5	5	10	1.0	0	0	ful	650	930	650	930	45	100

**Tablo 3.9:** Ceramco 3 dentin porseleni fırınlama programı



**Resim 3.19:** Ceramco 3 dentin porseleni ve likiti

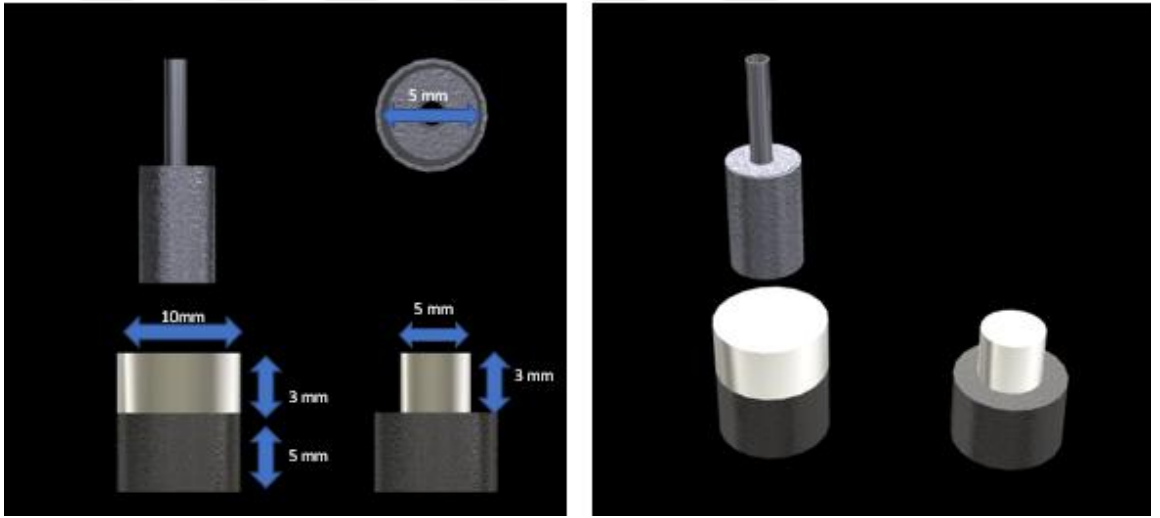
Porselen tozu, likiti ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda karıştırılarak, opak üzerine 3 mm dentin kalınlığı olacak şekilde tabakalama yöntemiyle uygulandı (Resim 3.20). Daha sonra porselen hamuru fırımlandı (Resim 3.21).



**Resim 3.20:** Dentin porseleni uygulanmış, fırına girmeye hazır örnekler



**Resim 3.21:** Porselenin fırınlaması



**Resim 3.22:** Örneklerin özel bir frez yardımıyla düzenlenmesi



**Resim 3.23:** Örneklerin düzenlenmiş hali

Fırınlama işlemi biten örnekler soğuması için oda ısısında bırakıldı. Porselen çapının tüm örneklerde standardize edilmesi ve makaslama test düzeneğine uygun bir yüzey oluşturulması amacıyla kenarları keskin, ortasında 5 mm çapında boşluk olan özel bir frez yardımıyla, düşük devirli (800 devir/dk.) bir freze cihazı ile bor yağı soğutması altında dikey yönde çepeçevre eksiltilerek 5 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde üst yapı porselenleri hazırlandı (Resim 3.22, 3.23). Daha sonra örneklerin boyutları kumpas yardımıyla kontrol edildi.

### 3.2.1. Glazür Aşaması

Tesviye işlemi bitirilen tez örneklerine üretici firmanın talimatlarına uygun olarak glazür uygulaması yapıldı.

Başlangıç Sıcaklığı	Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi	Sıcaklık Artma Süresi	Dakikada Artan Sıcaklık	En Yüksek Sıcaklık	En Yüksek Sıcaklıkta Bekleme Süresi	Vakum Süresi
C°	Dakika(dk)	dk	C°/dk	C°	Dk	dk
500	4.00	5.15	80	920	1.00	-

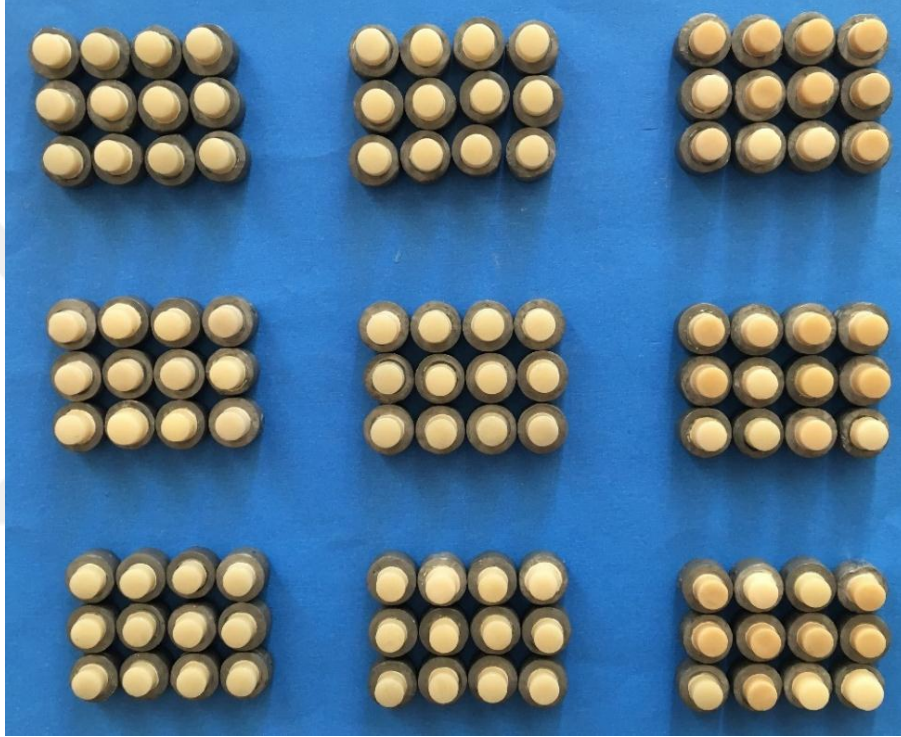
**Tablo 3.10:** VITA VMK Master porseleni glazür programı

Ön Kurutma	Düşük Isı	Vakum Başlama	Isı Artışı	Vakum Bitim	Bekleme Süresi	Yüksek Sıcaklık
Dakika	C°	C°	C°/dak	C°	Dakika	C°
10	600	-	45	-	0	950

**Tablo 3.11:** Noritake EX3 porseleni glazür programı

Süre (dak)			Süre (dak)			Vakum	Isı					
Ön Kurutma	Ön Isıtma	Vakumlu Bekletme	Yüksek Isıda Vakumsuz Bekletme	Bekleme	Soğutma	Vakum Değeri	Başlama Isısı	Yüksek Isı	Vakum Başlama	Vakum Bitiş	Dk'da Isı Artışı C°/dk	Gece
3	3	0	0.5	0	0	0	650	920	-	-	45	100

**Tablo 3.12:** Ceramco 3 porseleni glazür programı



**Resim 3.24:** Tüm gruplardaki örnekler

### 3.3. Termal Siklusun ve Makaslama (Shear) Testinin Uygulanması

Makaslama testi öncesi ağız ortamında dişlerin kullanımına bağlı olarak zamanla oluşan etkilerin in-vitro ortama yansıtılabilmesi amacıyla 5000 termal siklus uygulaması (+5 C°, oda ısısı, +55 C° 20 saniye) yapıldı (Resim 3.25). Sonrasında universal test cihazı (Autograph AGS-J, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) ile 0.5mm/dk hızla makaslama testi uygulandı ve bağ dayanım değerleri MPa cinsinden elde edildi (Resim 3.26-27).



**Resim 3.25:** Termal siklus uygulaması



**Resim 3.26:** Universal test cihazı



**Resim 3.27:** Makaslama testinin uygulanışı

### 3.4. Metal-Porselen Ayrılma Yüzeylerinin İncelenmesi

Metal-porselen ayrılma yüzeyleri ışık mikroskopunda (Leica S8APO, Leica Microsystems GmbH, Germany) x10'luk, x40'lık ve x80'lık büyütmele yapılarak incelendi. Kırık tipleri (adesiv-kohesiv-karma) değerlendirildi (Resim 3.28).



**Resim 3.28:** Işık mikroskobu

### 3.5. İstatiksel Analiz

İstatiksel analizler parametrik olmayan (3x3) faktöriyel analiz, SAS 9.3 (SAS Institute, Cary, NC) yazılımı ile yapılmıştır.



## 4.BULGULAR

### 4.1. Makaslama (Shear) Testi Bulguları

Tez çalışmasında kullanılan tüm örneklere ait makaslama testi bağ dayanım değerleri, Tablo 4.1’de MPa olarak verilmiştir.

	LN	LC	LV	MN	MC	MV	DN	DC	DV
1	33,97	27,57	39,57	19,07	41,58	34,19	33,85	34,64	33,19
2	36,21	41,19	42,37	34,12	37,66	40,56	25,77	35,44	41,44
3	39,52	36,87	34,95	32,1	16,69	32,27	32,71	31,56	35,22
4	31,49	36,88	35,18	16,27	37,51	42,18	37,11	35,28	22,01
5	36,34	34,31	36,12	26,4	31,66	35,53	37,9	39,61	43,55
6	31,11	34,57	39,6	21,57	36,6	41,99	38,77	28,89	42,71
7	37,63	31,11	44,52	30,62	30,78	45,26	38,95	36,23	41,5
8	22,87	36,35	45,59	33,64	41,28	41,93	45,11	38,87	47,82
9	19,25	31,87	33,2	29,01	35,84	32,75	21,57	29,05	44,56
10	20,26	34,9	30,04	38,95	26,32	22,01	43,68	41,41	48,24
11	29,71	30,42	34,23	66,95	37,35	33,51	51,12	36,59	43,89
12	37,1	35,09	38,43	28,97	35,72	27,06	20,34	41,48	33,67

**Tablo 4.1:** Makaslama testi değerleri (MPa)

**LN:** Lazer Sinter – Noritake EX3, **LC:** Lazer Sinter – Ceramco 3, **LV:** Lazer Sinter – Vita VMK Master,

**MN:** Milling – Noritake EX3, **MC:** Milling – Ceramco 3, **MV:** Milling – Vita VMK Master,

**DN:** Döküm – Noritake EX3, **DC:** Döküm – Ceramco 3, **DV:** Döküm – Vita VMK Master

## 4.2. İstatistiksel Bulgular

Yapılan parametrik olmayan faktöryel ANOVA istatistiksel değerlendirmesine göre, farklı metal üretim tekniklerinin bağ dayanımları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

Farklı marka seramiklerin metal örneklerle yapmış oldukları bağ dayanımları arasında anlamlı bir fark olduğu görülmüştür ( $p<0,05$ ).

Metal-seramik örneklerin, metal üretim teknikleri ve seramik markaları arası etkileşiminde bağ dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ). Tüm metal gruplarında porselen markalarının benzer performans gösterdiği, metallerin farklı üretim metodlarıyla üretilmesinin seramik markalarının bağ dayanımları üzerinde farklı bir etkisi olmadığı görülmüştür (Tablo 4.2).

Grup	p
Metal	0,0576
Seramik	<b><u>0,0048</u></b>
Metal*Seramik	0,713

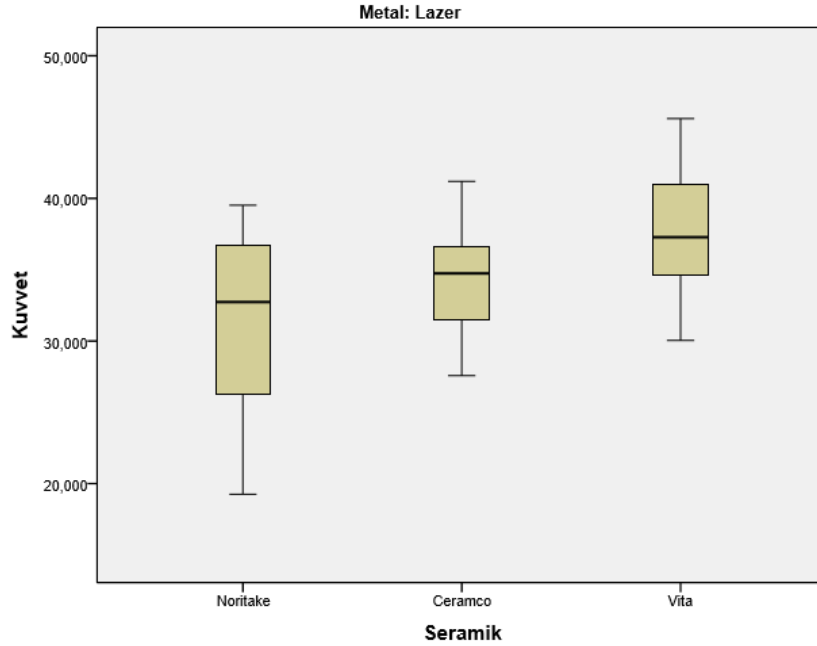
**Tablo 4.2:** Grupların “Parametrik Olmayan Faktöryel ANOVA” istatistiksel değerlendirmesi ( $p<0,05$ )

#### 4.2.1.Metal\*Seramik Bağ Dayanımı Değerlerine Ait İstatistiksel Sonuçlar

Metal	Seramik	Mean ±Standart Sapma	Median (Min. - Max.)
Lazer Sinter	Noritake EX3	31,28 ±6,997	32,73 (19,25 - 39,52)
	Ceramco 3	34,26 ±3,598	34,73 (27,57 - 41,19)
	Vita VMK M.	37,81 ±4,723	37,27 (30,04 - 45,59)
Milling	Noritake EX3	31,47 ±12,963	29,81 (16,27 - 66,95)
	Ceramco 3	34,08 ±6,973	36,22 (16,69 - 41,58)
	Vita VMK M.	35,77 ±6,908	34,86 (22,01 - 45,26)
Döküm	Noritake EX3	35,57 ±9,357	37,50 (20,34 - 51,12)
	Ceramco 3	35,75 ±4,279	35,83 (28,89 - 41,48)
	Vita VMK M.	39,81 ±7,518	42,10 (22,01 - 48,24)

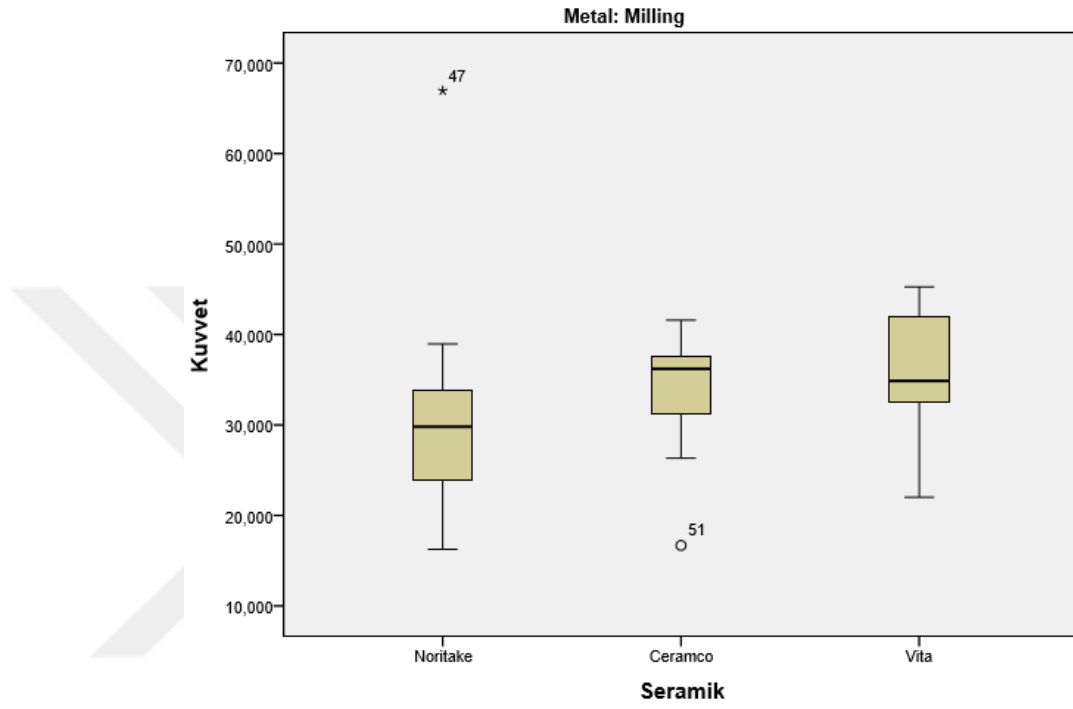
**Tablo 4.3:** Makaslama testi sonuçlarının istatistiksel değerlendirilmeleri (MPa)

Lazer Sinter tekniğiyle üretilen metal örneklerin; en düşük bağ dayanımı değeri Noritake EX3 seramiği ile (median) 32,73 MPa, Ceramco 3 seramiği ile oluşturduğu bağ dayanımı ise 34,73 MPa ve en yüksek bağ dayanımı değeri Vita VMK Master seramiği ile 37,27 MPa bulunmuştur. (Tablo 4.3-4.4).



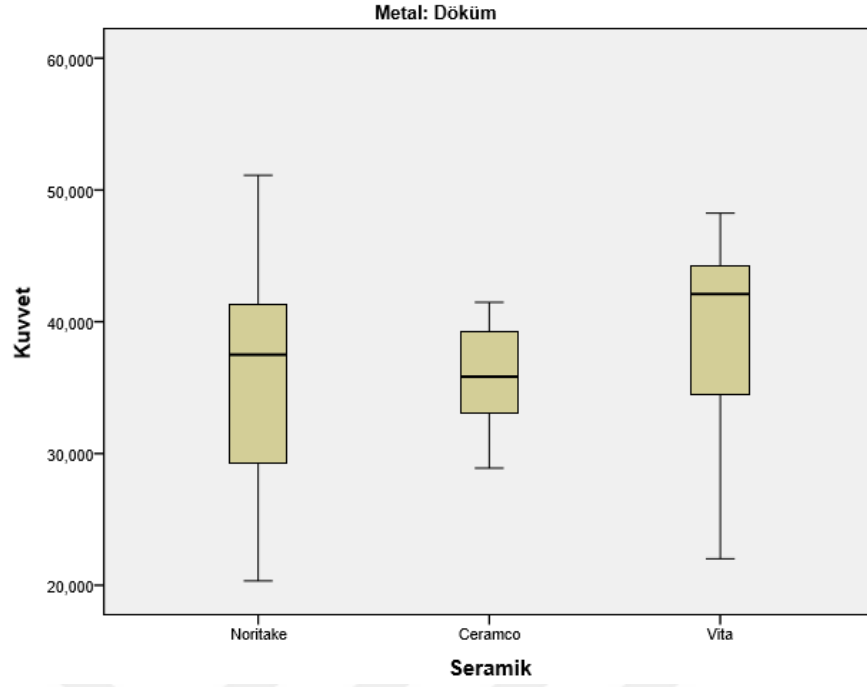
**Tablo 4.4:** Lazer Sinterle üretilen örneklerin seramiklerle oluşturdukları bağ dayanım kuvveti dağılımı

CAD/CAM Milleme tekniğiyle üretilen metal örneklerin; en düşük bağ dayanımı değeri (median) Noritake EX3 seramiği ile 29,81 MPa, Vita VMK Master seramiği ile oluşturduğu bağ dayanımı ise 34,86 MPa ve en yüksek bağ dayanımı değeri Ceramco 3 seramiği ile 36,22 MPa bulunmuştur (Tablo 4.3-4.5).

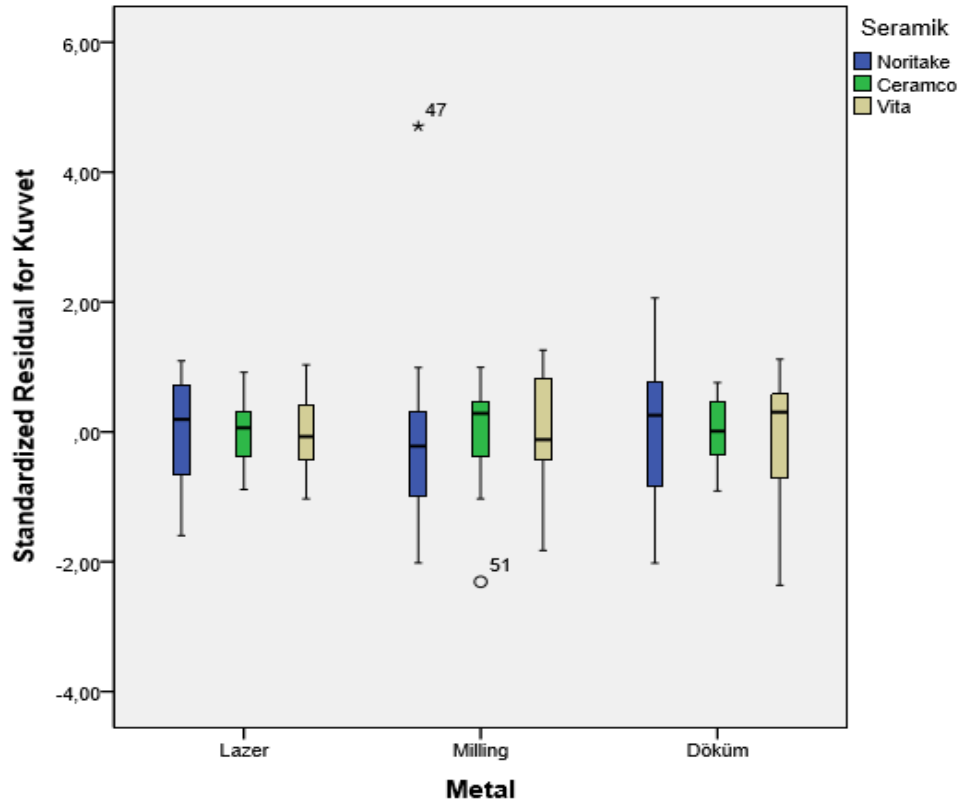


**Tablo 4.5:** CAD/CAM Milleme tekniğiyle üretilen örneklerin seramiklerle oluşturdukları bağ dayanım kuvveti dağılımı

Döküm tekniğiyle üretilen metal örneklerin; en düşük bağ dayanımı değeri (median) Ceramco 3 seramiği ile 35,83 MPa, Noritake EX3 seramiği ile oluşturduğu bağ dayanımı ise 37,50 MPa ve en yüksek bağ dayanımı değeri Vita VMK Master seramiği ile 42,10 MPa bulunmuştur (Tablo 4.3-4.6).



**Tablo 4.6:** Döküm tekniği ile üretilen örneklerin seramiklerle oluşturdukları bağ dayanım kuvveti dağılımı



**Tablo 4.7:** Metal üretim teknikleri ve seramik markaları arası etkileşimin istatistiksel dağılım grafiği

#### 4.2.2. Metal Alt Yapı Üretim Tekniklerine Göre İstatistiksel Değerlendirme

Metal alt yapı üretim tekniklerine bağlı olarak seramik ile bağ dayanımı değerleri dikkate alındığında, seramik materyali ile en yüksek bağlantıyı oluşturan metal grubunun döküm grubu olduğu bulunmuştur (median) (37,50 MPa). Lazer Sinter yönteminde oluşan bağ dayanımı 35,02 MPa ve en düşük bağ dayanımı değeri ise CAD/CAM milled yönteminde 33,88 MPa olarak bulunmuştur (Tablo 4.8).

Metal	Mean	±Standart S.	Median	(Min. - Max.)
<b>Lazer Sinter</b>	34,45	±5,813	35,02	(19,25 – 45,59)
<b>CAD/CAM Milled</b>	33,77	±9,290	33,88	(16,27 – 66,95)
<b>Döküm</b>	37,04	±7,415	37,50	(20,34 – 51,12)

**Tablo 4.8:** Metal üretim tekniklerinin bağ dayanımı kuvvetlerinin istatistiksel değerlendirmeleri

#### 4.2.3. Seramik Markalarına Göre İstatistiksel Değerlendirme

Farklı marka seramik üst yapı bağ dayanım değerleri dikkate alındığında, metal grupları ile en yüksek bağlantıyı oluşturan seramik markasının Vita VMK Master olduğu bulunmuştur (median) (39,00 MPa). Ceramco 3 porselenin oluşturduğu bağ dayanımı 35,58 MPa ve en düşük bağ dayanımı değeri ise Noritake EX3 seramikle 33,17 MPa olarak bulunmuştur (Tablo 4.9).

Seramik	Mean	±Standart Sapma	Median	(Min. - Max.)
<b>Noritake EX3</b>	32,77	±9,987	33,17	(16,27 – 66,95)
<b>Ceramco 3</b>	34,69	±5,068	35,58	(16,69 – 41,58)
<b>Vita VMK M.</b>	37,80	±6,525	39,00	(22,01 – 48,24)

**Tablo 4.9:** Seramik üst yapıların bağ dayanım değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Seramik	Seramik	p
Noritake	Ceramco	,576
	Vita	,007
Ceramco	Noritake	,576
	Vita	,095
Vita	Noritake	,007
	Ceramco	,095

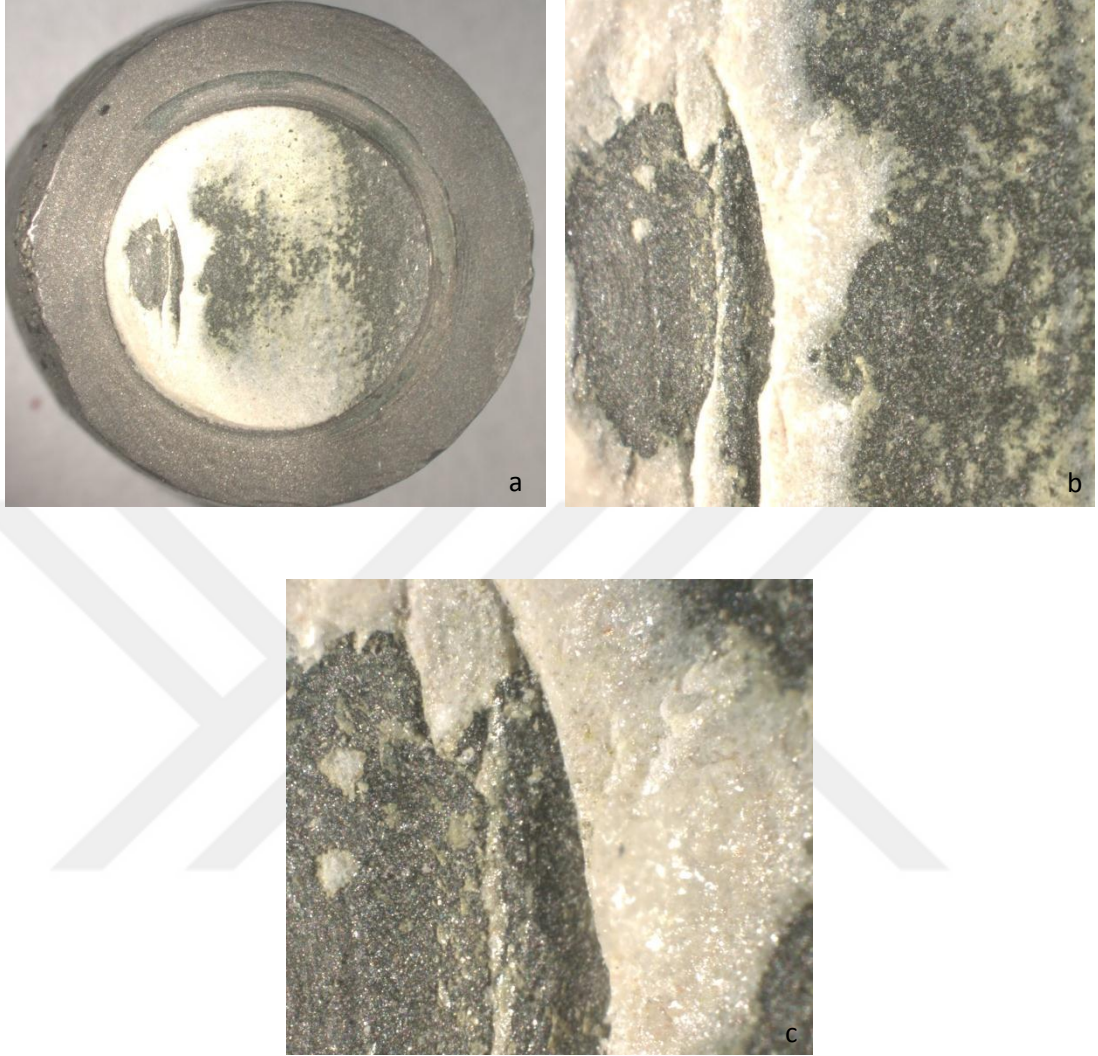
**Tablo 4.10:** Seramiklerin bağ dayanımı kuvvetlerinin birbirleriyle karşılaştırılması

İstatistiksel değerlendirme “Bonferroni” sonuçlarına göre, üst yapı seramiklerinin bağ dayanımları arası fark anlamlıdır. 2’li karşılaştırmalarda Vita VMK Master ve Noritake EX3 marka seramiklerin bağ dayanımları arasında fark anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). Ceramco 3 ve Noritake EX3 marka seramiklerin bağ dayanımları arasında anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Vita VMK Master ve Ceramco 3 marka seramiklerin bağ dayanımları arasında fark yoktur ( $p > 0,05$ ) (Tablo 4.10).

### 4.3. Işık Mikroskobu Bulguları

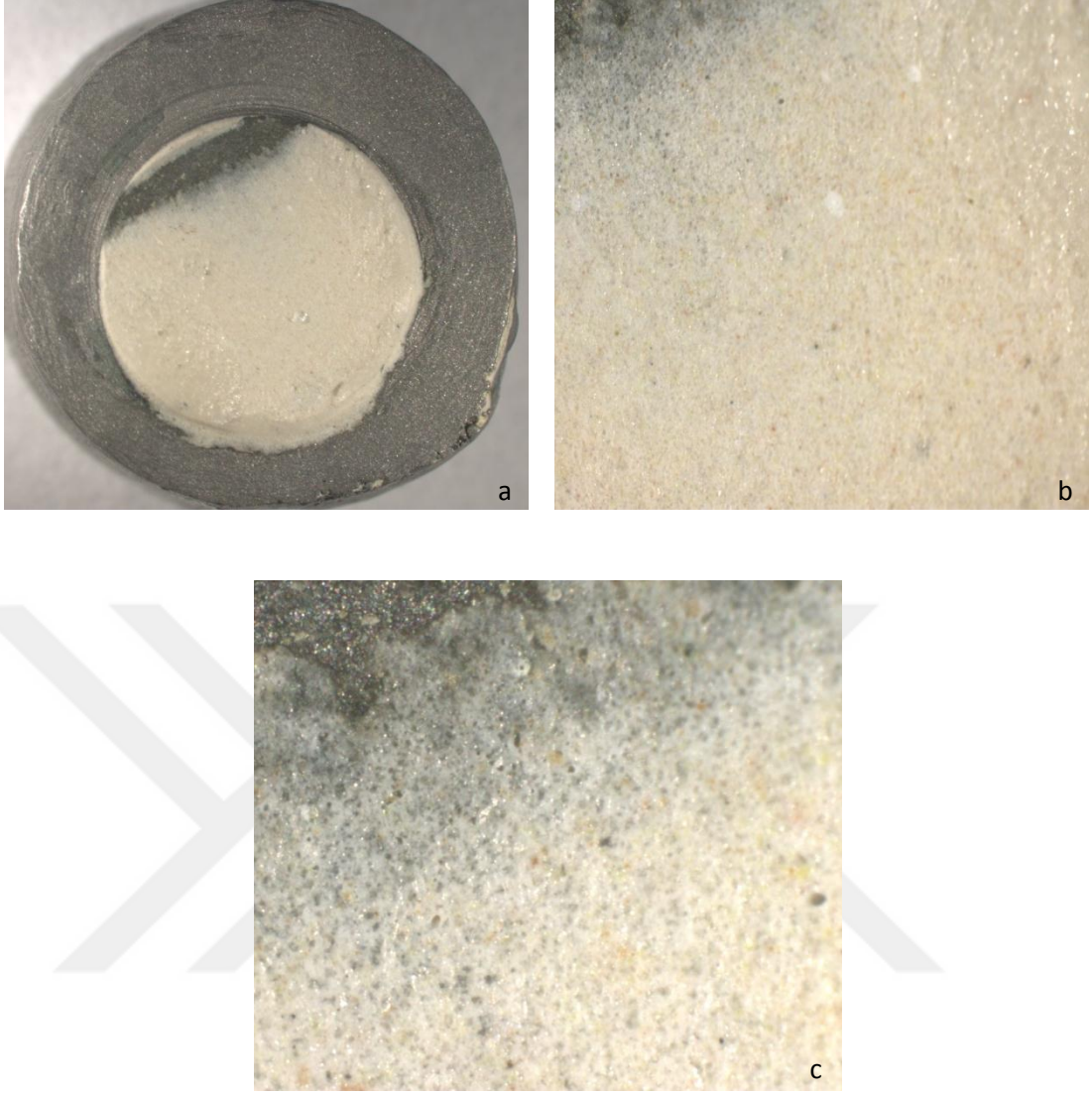
Örnekler ışık mikroskobu altında incelenmiş ve metal-seramik arasında adeziv, kohesiv ve karma tipte bağlantı kırılmaları olduğu görülmüştür.

### 4.3.1. Metal-Seramik Kırılma Yüzeyinin Işık Mikroskobu Görüntüleri

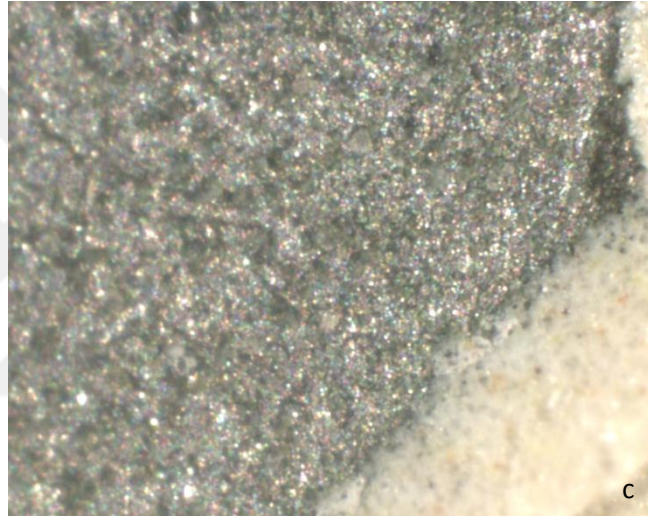
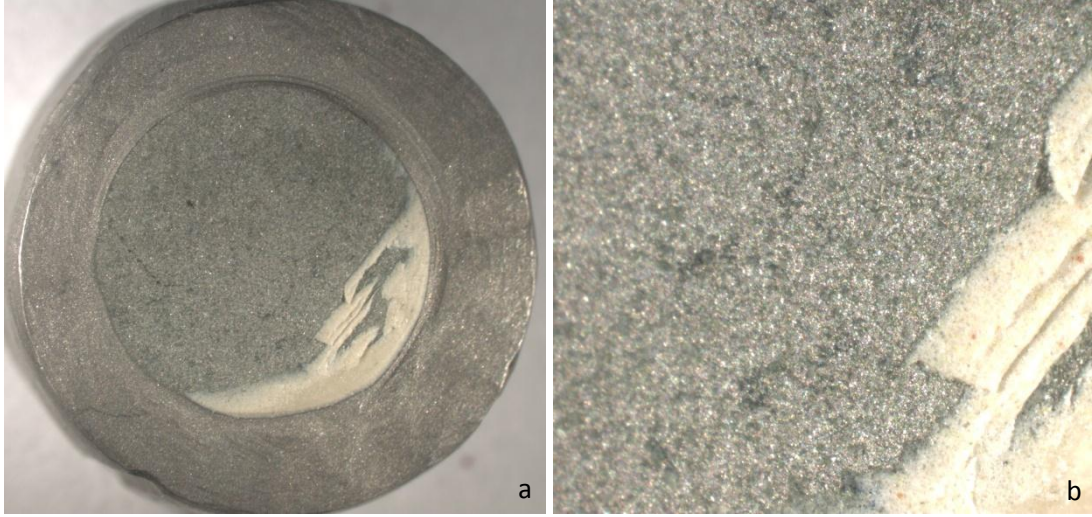


**Resim 4.1:** Adeziv tipte kırığın ışık mikroskobu ile x10'luk (a), x40'luk (b) ve x80'luk (c) büyütme görüntüsü (Lazer Sinter-Ceramco 3 örnek grubu)

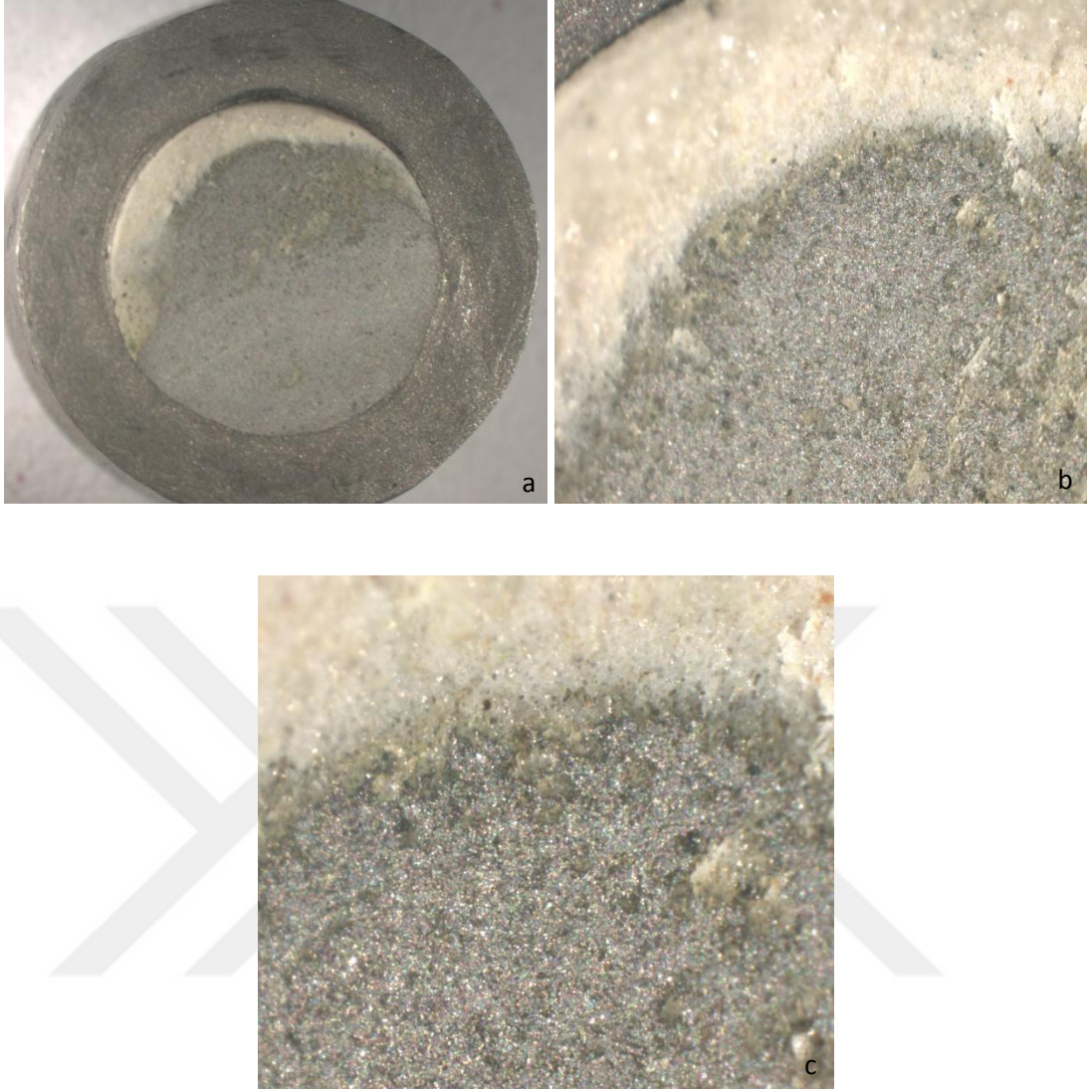




**Resim 4.2:** Seramik üzerinde kohesiv kırığın ışık mikroskobu ile x10'luk (a), x40'lık (b) ve x80'lik (c) büyütme görüntüsü (Lazer Sinter-Noritake EX3 örnek grubu)

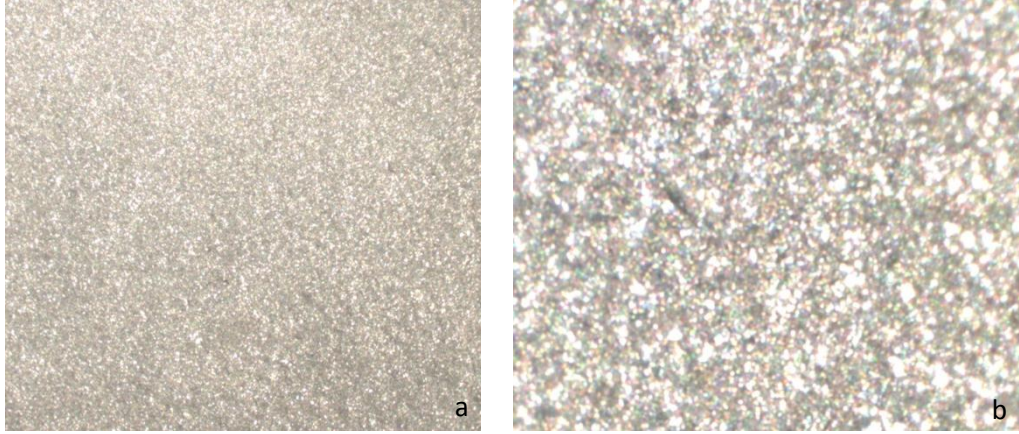


**Resim 4.3:** Metal üzerinde kohesiv kırığın ışık mikroskobu ile x10'luk (a), x40'lık (b) ve x80'lik (c) büyütme görüntüsü (Milleme-Vita VMK Master örnek grubu)

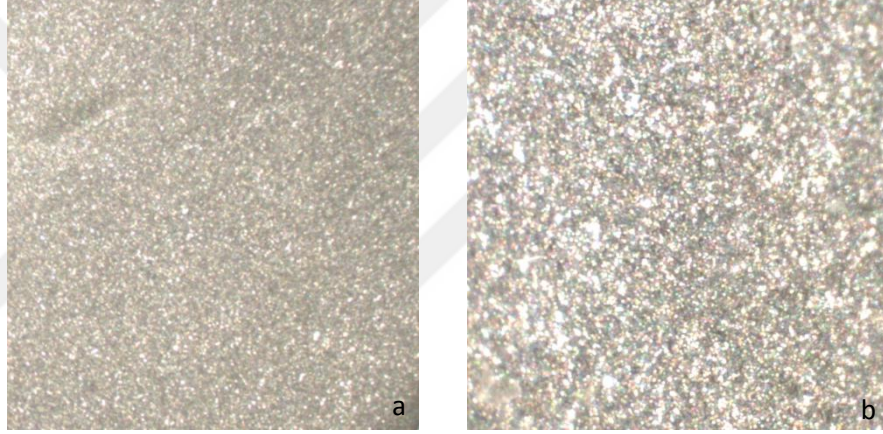


**Resim 4.4:** Karma tipte kırığın ışık mikroskobu ile x10'luk (a), x40'lık (b) ve x80'lik (c) büyütme görüntüsü (Milleme-Ceramco 3 örnek grubu)

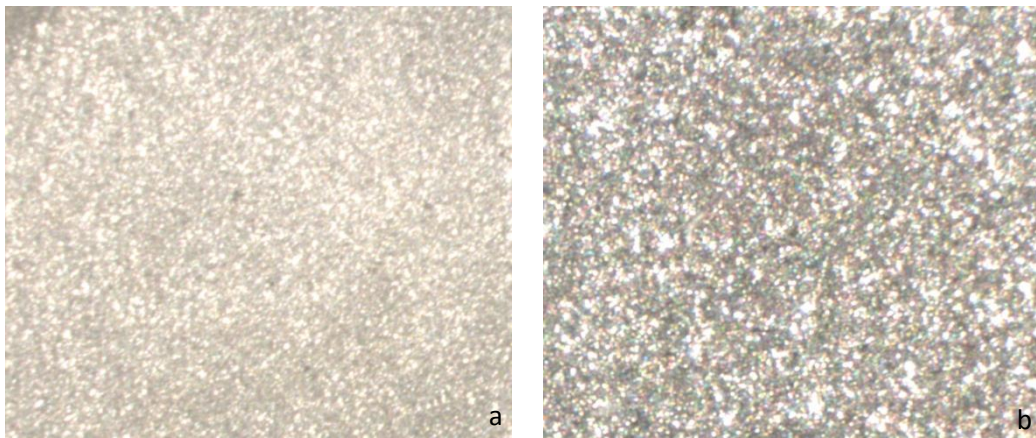
### 4.3.2. Metal Yüzeyinin Işık Mikroskobu Görüntüleri



**Resim 4.5:** Lazer Sinterle üretilen metal yüzeyinin ışık mikroskobu ile x10'luk (a) ve x80'lik (b)büyütme görüntüsü



**Resim 4.6:** Milleme ile üretilen metal yüzeyinin ışık mikroskobu ile x10'luk (a) ve x80'lik (b)büyütme görüntüsü



**Resim 4.7:** Dökümle üretilen metal yüzeyinin ışık mikroskobu ile x10'luk (a) ve x80'lik (b)büyütme görüntüsü

## 5.TARTIŞMA

Protetik tedavide metal destekli seramik restorasyonlar uzun yıllardır kullanılmaktadır ve bu restorasyonların yapımında kullanılan metal alaşımların özellikleri, restorasyonun klinik başarısını etkilemektedir. Günümüzde estetik ve dayanıklılık açısından farklı restorasyonlar kullanılabilir olsa da metal destekli seramik restorasyonlar hala sıklıkla tercih edilmektedir. Metal-seramik restorasyonların tercih edilmesinin sebepleri arasında ekonomik olması, mekanik özelliklerinin iyi olması ve simantasyon aşamasının kolaylığı gibi avantajları vardır. Metal-seramik restorasyonlarda metal alt yapı desteklik özelliğiyle dayanıklılığı sağlarken, seramik üst yapı estetik özelliklerini sağlamaktadır (1, 5). Restorasyonlarda metal alt yapının kalınlığı kullanılacak olan metalin türüne ve destek dişe yapılan preparasyon miktarına göre değişkenlik gösterebilir. Metal-seramik restorasyonlarda ve bölümlü protezlerde alt yapı olarak kullanılan metal alaşımlar; elde edilme şekillerine, içeriklerine, performanslarına ve maliyetine göre çeşitlilik göstermektedirler. Metal alaşımın türü, saflığı ve üretim şekli, alaşımın fiziksel, termal ve mekanik özelliklerini oluşturur. Bu sebeple kullanılacak olan alaşımın seçiminde diş hekiminin alaşımların özelliklerini iyi bilmesi önemlidir (1, 4).

Metal destekli seramik restorasyonlarda alt yapı olarak, soy metal alaşımlar ya da soy olmayan metal alaşımlar kullanılmaktadır. Altın, platin, paladyum, gümüş gibi alaşımlardan oluşan soy metal alaşımların uzun geçmişi ve avantajlı birçok özelliği olmasına rağmen maliyetlerinin fazla olması nedeniyle çok fazla tercih edilmemektedir (4). Drummond ve ark. yaptıkları çalışmada, kıymetsiz metal alaşımların porselen ile yapmış olduğu bağ dayanım değerlerinin, soy metal alaşımlara göre daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (88). Fakat fazla diş eksikliği olan vakalarda, kıymetli metal alaşımların bükülme direncinin yetersiz olması, bu alaşımların kullanımını da sınırlamaktadır (11, 88, 89). Soy metallere göre daha ekonomik olan Ni-Cr ya da Co-Cr gibi soy olmayan metal alaşımlar sıklıkla kullanılmaktadır (1, 5). Joias ve arkadaşları, beş farklı marka Co-Cr alaşımı ile kontrol grubu olarak Au-Pd alaşımının porselen ile oluşturdukları bağ dayanımını karşılaştırmışlardır. Co-Cr alaşımlarından iki tanesinde (IPS 20 ve IPS 30) bağ dayanım değerlerinin belirgin olarak daha fazla çıktığını bildirmişlerdir. Sonuç olarak porselen bağ dayanım düzeyi, alaşımın içeriğine bağlı olarak değişmektedir (90). Melo ve ark.'nın çalışmasında ise 2 farklı marka Ni-Cr alaşımı ve 2 farklı marka Co-Cr alaşımlarının porselenle yapmış

oldukları bağ dayanımlarını karşılaştırılmışlar ve aralarında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Sonuç olarak; bağ dayanımının uygulanan test metodundan ve farklı etkenlerden etkilenebileceğini, daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulduğunu belirtmişlerdir (91). Günümüz diş hekimliğinde alt yapı olarak Co-Cr alaşımlarının kullanım yaygınlığı nedeniyle, bu tez çalışmasında da Co-Cr metal alaşım türü tercih edilmiştir.

Metal destekli seramik restorasyonların başarısı alt yapı olarak kullanılacak metalin üretim metoduna, mekanik ve fiziksel özelliklerine, metal-porselen arasındaki bağ dayanımına bağlıdır (19). Metal alaşım seçimi yapılırken, alaşımın mekanik, fiziksel, korozyon özellikleri ve biyolojik uyumluluklarının yanında üst yapıda kullanılacak seramikle olan uyumu da önemlidir. Metal alt yapıdaki esnemeler, seramik yapısında mikro çatlaklara dolayısıyla kırığa neden olacağı için yüksek elastiklik modülüne sahip alaşımların kullanılması tercih edilir. Ayrıca metal alaşımlarının ağız ortamındaki davranışları ve biyouyumlulukları da allerjik reaksiyonlar ve hasta sağlığı açısından önemlidir (1, 4, 9, 18). Choi ve ark. döküm, lazer sinter ve milleden üretilen Co-Cr alaşımlarının kırık yüzeylerinde, alaşımın mekanik özelliklerini ve mikroyapılarını değerlendirmişlerdir. Vickers sertlikleri karşılaştırıldığında gruplar arası anlamlı farklar bulunduğunu, döküm örneklerde bu değer en yüksek bulunurken milleden üretilen örneklerde en az görüldüğünü belirtmişlerdir. Gruplar arasında çekme, yield stresi, uzama ve elastik modülünde de farklar olduğu görülmüştür. Çekme dayanımının milleden üretilen örneklerde en fazla, döküm örneklerde ise en az olduğu belirtilmiştir. Kırık yüzeylerine SEM incelemesi yapıldığında döküm örneklerin tipik döküm pörözitesi gösterdiği, lazer sinter grubunun daha yoğun ve iri granüler yapıda olduğu, milleden grubunun ise homojen ve düzenli yoğun mikroyapıda olduğu ve küçük gözenekli yapıda olduğu görülmüştür. Sonuç olarak farklı üretim metodlarının metal alaşımlarının mekanik özelliklerini ve mikroyapılarını etkilediği ama yine de hepsinin ISO standartlarına uygun değerlerde olduğu belirtilmiştir (92-95).

Porselen; korozyona, aşınmaya ve asitlere karşı olan direnci yanında estetik özelliği nedeniyle de dental restorasyonlarda sıklıkla kullanılmaktadır (33,62). Üst yapı porselenin kırılma yapısı nedeniyle metal alt yapı ile desteklenen seramik restorasyonlar geliştirilmiştir (65). Porselenlerin kimyasal yapısı kovalent ve iyonik bağlarla oluşur. Bu güçlü bağlar sayesinde seramiklerin stabilitesi, sertliği, kimyasal ve termik etkenlere direnci gibi avantajları vardır. Fakat aynı zamanda bu bağlar

seramiklerin kırılabilirliğinin da sebebidir (33). Scolaro ve ark. Palladyum-Gümüş alaşımı ile üç farklı marka porselenin (Ceramco, Noritake, Vita VMK) bağ dayanımını karşılaştırmışlar ve aralarında anlamlı bir fark olmadığını bulmuşlardır. Sonuç olarak üç farklı marka porselenin de Pa-Ag alaşımıyla kullanımının uygun olduğunu belirtmişlerdir (96). Mabruk ve ark. yapmış oldukları çalışmada, titanyumun farklı marka porselenler ile (Orotig TiKrom, Vita TitanKeramik, Noritake Ti-22) oluşturduğu bağ dayanımını karşılaştırmışlardır. Orotig TiKrom porselenin (54,69 MPa) bağ dayanımının en yüksek, bunu takiben Vita TitanKeramik 45,12 MPa ve Noritake Ti-22'den 27,76 MPa bulunduğunu belirtmişlerdir. Vita TitanKeramik porselenin bağ dayanımı Noritake Ti-22'den anlamlı olarak fazla bulunmuştur (97). Çalışmamızda, üç farklı metal alt yapı üretim tekniğiyle elde edilmiş Co-Cr örnekler üzerine pişirilen üç farklı marka üst yapı porseleni arasında oluşan bağ dayanımları karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak; Vita VMK Master marka üst yapı porseleninin en yüksek bağ dayanım değerine sahip olduğu bulunmuştur. "Vita VMK Master" seramiği bağ dayanım değeri "Noritake EX3" den anlamlı olarak fazladır ( $p < 0,05$ ). "Ceramco 3"-"Noritake EX3" ve "Vita VMK Master"-"Ceramco 3" bağ dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ).

Altyapı olarak kullanılan metal ile üst yapı seramiği arasındaki bağlantının kalitesi, restorasyonların fonksiyonel ve estetik başarısında önemlidir. Metal ve seramik arasındaki tutuculuk; Van Der Waals kuvvetleri, mekanik, kimyasal ve baskı (sıkışma) bağlantıları ile oluşur (67). Metal alaşımı ile porselen arasında oluşan oksit tabakası kimyasal bağlantıyı sağlar. Ancak yapılan çalışmalar metal-seramik arasında oluşan oksit tabakası kalınlığının, bağ dayanımını etkileyen en önemli faktörlerden biri olduğunu belirtmişlerdir. Metal-porselen bağlantısının başarısında alaşım yüzeyinin özellikleri ve ıslanabilirliği önemlidir. Alaşımın yüzeyini porselen yüklemeye hazırlamada en sık kullanılan yöntem alüminyum oksitle kumlama. Kumlama ile alaşım yüzeyindeki atıklar temizlenmiş, uygun pürüzlülük ve ıslanabilirlik sağlanmış olur. Ayrıca alüminyum oksit tozlarının uygulanma basıncı ve grenleri de yüzey özellikleri açısından önemlidir (14, 98-101). Hofstede ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, kumlama işlemi uygulanmamış alaşım yüzeyinde oluşan porselen bağlantısında belirgin bir azalma olduğunu bildirmişlerdir (102). Çalışmamızda da porselen uygulaması öncesi metal yüzeyine 3 atm basınç altında 50  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  partikülleriyle kumlama yapılmıştır.

Dental restorasyonlar ağız içerisinde baskı ve gerilime maruz kalarak zamanla mikroçatlaklar oluşarak kırılma ve/veya aşınarak bütünlüğünün bozulması ile sonuçlanabilen yorgunluk sürecine girer. Materyalde mikroçatlaklar oluşması, bunların ilerlemesi ve birleşmesi gibi bir süreç oluşur (79-81). Ağız ortamında oluşan bu yorgunluk sürecini laboratuvar ortamında taklit edebilmek için termal siklus ve sonrasında mekanik yükleme gibi testler uygulanmaktadır. Bu testler sayesinde, restorasyonların tasarımları, klinik performansları, materyalin temel özellikleri veya ömrünü değerlendirmek mümkün olabilmektedir. Güvenilirlik açısından tekrarlanabilir ve karşılaştırılabilir sonuçlar elde etmek için in-vitro testler uygun koşullarda yapılmalıdır (79, 82, 83). H. Kato ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada kumlama ve farklı asitlerle yüzey pürüzlendirme işlemlerinin porselen bağlantısına etkisini incelemişlerdir. Örneklerin termal siklus uygulama öncesi ve sonrası oluşan bağ dayanımları değerlendirildiğinde termal siklus sonrası bağ dayanımlarının düştüğünü belirtmişlerdir (103). Çalışmamızda ağız ortamı koşullarına benzer özellikler oluşturabilmek amacıyla makaslama testi öncesi örneklere 5000 termal siklus uygulanmıştır.

Metal-seramik bağlantısının değerlendirilmesinde tensile, mikrotensile, makaslama (shear) ve 3-4 nokta eğme testleri gibi mekanik testler kullanılmaktadır. Makaslama bağ dayanımı testinde metal ve seramik arasında kopma gerçekleşene kadar 0.5 mm/dak hızla makaslama kuvveti uygulanır (84). Valandro ve ark. çalışmasında, makaslama testiyle ara yüzde uygulanan kuvvetin homojen olmadığını, farklı sonuçların çıkabileceğini ve oluşan bağlantı başarısızlığının daha çok kohesiv olabileceğini belirtmişlerdir (104). Ancak; Lombardo ve ark.'nın ve Hammad ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmalarda ise, makaslama testiyle iletilen kuvvet, direk olarak metal-seramik bağlantı yüzeyine uygulanabildiği için metalin elastisite katsayısından etkilenmeyeceğini ve bu testin bağlantı çalışmalarında kullanımının daha uygun olduğunu belirtmişlerdir (105, 106). Makaslama testinin basit bir test olması, uygulamasının kolay olması ve hızlı sonuç alınabilmesi bağ dayanımı araştırmalarında istenen özelliklerdir (85). Bu özelliklerinden dolayı, literatürde makaslama testinin en çok kullanılan bağ dayanımı testi olduğu bildirilmiştir (86, 87). Bu tez çalışmasında da, metal alt yapılar ile seramik arasındaki bağ dayanımının değerlendirilmesinde makaslama testi tercih edilmiştir.



Metal destekli seramik restorasyonların yapımında, alt yapı üretiminde kullanılan farklı üretim teknolojileri mevcuttur. Yeni gelişen tekniklerle beraber CAD/CAM milleden ve tabakalı üretim tekniği olarak bilinen lazer sinterleme, konvansiyonel döküm yöntemine alternatif olarak sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. (25).

Kayıp mum tekniği olarak bilinen döküm tekniği senelerdir metal alt yapıların üretiminde kullanılmaktadır (26). Döküm tekniğinde teknisyenin becerisinin önemli olması ve yapılan işlemlerin standardizasyonunun zor olması gibi dezavantajlar olsa da ekonomik olması nedeniyle tercih edilebilmektedir. Kullanılan alaşımın türü de maliyeti etkilemektedir. Altın alaşımları daha önceden sıklıkla kullanılmakta iken ekonomik nedenlerle kobalt-krom vb. baz metal alaşımları kullanılmaya başlanmıştır (26). Çalışmamızda döküm tekniğiyle hazırlanan Co-Cr örneklerin standardizasyonu için tüm aşamalar aynı kişi tarafından yapılmıştır. Metal alt yapıların boyutlarının standardize edilmesi için, dijital olarak tasarlanan şablon örnekler dökümde kullanılmak üzere prefabrike PMMA bloklarından CAD/CAM'le üretildi. Örneklerin CAD/CAM milleden ve lazer sinterizasyonla üretiminde de aynı dijital tasarım kullanıldı.

Günümüzde metal alt yapıların üretiminde bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojileri yaygın olarak kullanılmaktadır (2). Bilgisayar destekli sistemlerden olan milling eksiltme (aşındırma) ile lazer sinter (LS) ise ekleme tekniğiyle üretim yapmaktadır (36). Wu ve ark. yapmış oldukları çalışmada lazer sinter ve döküm yöntemiyle üretilen Co-Cr alaşımların mekanik özelliklerini ve porselen bağlantılarını karşılaştırmışlardır. LS ile üretilen örneklerin daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu, porselen ile bağ dayanımlarının ise döküm grubuyla benzer olduğunu belirtmişlerdir. LS ile metal alt yapı üretiminin; dijital tasarım sayesinde standart üretim yapılabilmesi, teknisyen hatalarının minimuma indirilmiş olması, üretim maliyetinin daha ucuz olması ve hastalar için randevu sayısının azaltılabilmesi gibi avantajları olduğunu belirtmişlerdir (107).

Serra-Prat ve ark.'nın çalışmasında döküm, milleden ve lazer sinter teknikleriyle Co-Cr örnekler üretilmiş, üzerlerine seramik uygulanmış ve örneklerin yarısına termal siklus uygulanmış, diğer yarısına uygulanmamıştır. Termal siklus uygulanmamış grupta lazer sinter tekniğiyle hazırlanmış örneklerin bağlantısı en düşük (29,09 MPa) bulunurken, döküm tekniğiyle hazırlanmış örneklerin bağlantı değeri en yüksek (42,79

MPa) bulunmuştur. Termal siklus uygulanmış grupta ise döküm tekniğiyle hazırlanmış örneklerin bağlantısı en düşük (16,52 MPa) bulunurken, lazer sinter tekniğiyle hazırlanmış örneklerin bağlantı değeri en yüksek (24,28 MPa) olduğu bulunmuştur. Ayrıca döküm, milleme ve lazer sinter grupları arasında anlamlı fark olmadığını ve lazer sinter grubunda ise termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örnekler arasında anlamlı fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Ancak döküm ve milleme gruplarının termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örnekleri arasında anlamlı fark olduğunu ortaya koymuşlardır (108).

Akova ve ark. çalışmalarında Ni-Cr alaşımından elde edilmiş döküm örnekler, Co-Cr alaşımından elde edilmiş döküm ve lazer sinter örneklerin porselen bağlantısı değerlendirilmiş, en yüksek bağ dayanımı değerinin döküm Ni-Cr örneklerinde (81,6 MPa) olduğu bulunmuştur. Bununla beraber Ni-Cr örnekler ile döküm (72,9 MPa) ve lazer sinterle hazırlanan Co-Cr (67,0 MPa) gruplar arasında anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir (44).

Suleiman ve ark. döküm, milling ve iki farklı marka lazer sinterle (EOS, Wirobond) üretilen Co-Cr grupları ile kontrol grubu olarak döküm altın grubunun bağ dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak en fazla bağ dayanımının kontrol grubunda olduğu görülmüştür. Co-Cr grupları arasında ise bağ dayanımı millingle üretilen grupta en fazla, lazer sinterle (EOS) üretilen grupta ise en düşük olduğu fakat; aralarında anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Sonuç olarak gruplar arası bağ dayanımı farklılıklarının; metallerin kimyasal oranları, yüzey özellikleri ve yüzey işlemlerinin farklılığından kaynaklanabileceği belirtilmiştir (109).

Xiang ve ark. lazer sinter ve döküm yöntemleriyle üretilen Co-Cr alt yapıların porselen (Vita VMK 95) bağ dayanımlarını değerlendirmek için üç nokta eğme testi yapmışlardır. Sonuç olarak lazer sinter ve döküm örnekleri arasında bağ dayanımları açısından anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (110).

Stawarczyk ve ark. yeni bir CAD/CAM bloğu (CoCrMo, Ceramill Sintron), lazer sinter ve döküm yöntemleriyle üretilen CoCrMo alt yapıların, 3 farklı porselen markasıyla (Creation, VITA VM13, Reflex) oluşturdukları bağ dayanımını değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak; CAD/CAM materyalinin bağ dayanımı konvansiyonel yöntemlerde kullanılan alaşımlara benzer bulunmuştur. Bu materyalin

önceden sinterlenmiş olduğu ve kolaylıkla işlenebileceği için döküm yöntemine alternatif olabileceği bildirilmiştir (111).

İşeri ve ark. çalışmalarında; döküm (Tritan), milled (DC-Titan) ve lazer sinter (EOS-Titanyum) yöntemleriyle üretilen titanyum gruplarının iki farklı marka porselen (Titankeramik ve Triceram) ile bağlantısını incelemiştir. Lazer sinterle üretilen titanyum grubunun bağlantısının, milled ve döküm teknikleriyle üretilen örneklerle göre belirgin olarak daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Triceram ve Titankeramik porselenlerin bağ dayanımları arasında anlamlı fark olmadığı belirtilmiştir. Sonuç olarak titanyum alt yapının lazer sinter tekniği ile üretilmesinin, titanyum-porselen bağ dayanımını artırılabilirliğini bildirmişlerdir (112).

Bu çalışmaların çoğunda farklı üretim yöntemleri ile üretilen metal alt yapıların bağ dayanımları arasında anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Tez çalışmamızda da döküm, milled ve lazer sinterle üretilen grupların porselenle yapmış oldukları bağ dayanımları arasında anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Bununla beraber porselen üst yapı ile en yüksek bağ dayanımını oluşturan metal grubunun döküm grubu olduğu, en düşük bağ dayanımının ise CAD/CAM milled grubuna ait olduğu görülmüştür.

## 6. SONUÇLAR

Çalışmamızın sonuçlarına göre; farklı tekniklerle üretilmiş metal alt yapıların, porselen grupları ile oluşturduğu bağ dayanımları arasında istatistiksel olarak fark yoktur. Döküm grubunun bağ dayanımı değeri en yüksek (median) (37,50 MPa), lazer sinter grubunun oluşturduğu bağ dayanımı 35,02 MPa ve CAD/CAM milled grubunun bağ dayanımı değeri ise en düşük (33,88 MPa) olarak bulunmuştur. Bu sonuca göre  $H_0$  hipotezi kabul edilmiştir.

Porselen markalarının metal altyapılarla oluşturduğu bağ dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Vita VMK Master marka porselenin bağ dayanım değeri en yüksek (median) (39,00 MPa), Ceramco 3 marka porselenin oluşturduğu bağ dayanımı 35,58 MPa ve Noritake EX3 marka porselenin bağ dayanımı değeri ise en düşük (33,17 MPa) olarak bulunmuştur. Bu sonuca göre  $H_1$  hipotezi kabul edilmiştir.

Metal alt yapılar ile porselen markaları arasındaki etkileşim, makaslama bağ dayanımı açısından değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Etkileşimin olmaması, porselen markalarının üretim tekniklerinden bağımsız olarak farklı gruplardaki metal alt yapılar üzerinde aynı performansı göstermesi anlamına gelmektedir.

Sonuç olarak; kullandığımız porselen markaları ile farklı tekniklerle üretilmiş metal alt yapılar arasında oluşan metal-porselen bağlantısının klinik açıdan yeterli düzeyde olduğu söylenebilir. Bununla birlikte; yapılan çalışmalarda araştırmanın test düzeneği, kontrol gruplarının standardizasyonu ve ağız ortamı koşulları gibi çeşitli sebepler bağ dayanımı etkilemektedir. Ancak; gelişen teknolojilerle birlikte, alt yapı üretim teknikleri ve üst yapı porselen tabakası arasında oluşan bağ dayanımı ile ilgili ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences; 2013.
2. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. J Prosthet Dent. 2009;102(4):253-9.
3. Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. International journal of computerized dentistry. 2004;7(1):11.
4. Naylor WP, King AH. Introduction to metal-ceramic technology: Quintessence Publishing Company; 2009.
5. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics: Elsevier Health Sciences; 2015.
6. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence.
7. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. W B Saunders Company London. 2003.
8. A.E. E. Protetik restoratif alaşımlar. TDB Dergisi 2002;71:86-90.
9. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. The Journal of prosthetic dentistry. 2002;87(4):351-63.
10. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara. 1993:305-54.
11. Yamamoto M. Metal-ceramics. Chicago: Quintessence. 1985:268-02.
12. Mumford G. The porcelain fused to metal restoration. Dental Clinics of North America. 1965;23:241.
13. Weiss P. New design parameters: utilizing the properties of nickel-chromium superalloys. Dental clinics of North America. 1977;21(4):769-85.
14. Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC, et al. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. J Oral Rehabil. 2005;32(3):206-12.
15. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara, AÜ Basımevi. 2004:231-35.
16. Anusavice K. Noble metal alloys for metal-ceramic restorations. Dental Clinics of North America. 1985;29(4):789-803.

17. Bezzon OL, de Mattos MdG, Ribeiro RF, de Almeida Rollo JM. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(5):570-4.
18. Avcı M. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan kıymetsiz metal alaşımları. *A Ü Diş Hek Fak Derg*. 1990;17(1):145-50.
19. Schillingburg H, Hobo S, Whitsett L. *Fundamentals of fixed prosthodontics* Quintessence Publ Co. 3rd ed: Quintessence; 1996.
20. Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1973;30(4):424-31.
21. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent*. 2000;83(2):223-34.
22. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent*. 2001;86(2):203-9.
23. Hanks CT, Wataha JC, Sun Z. In vitro models of biocompatibility: a review. *Dent Mater*. 1996;12(3):186-93.
24. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
25. Yurdanur U, GÜRBÜZ GA, ERKEN O. Diş Hekimliğinde Lazer Sinterizasyon ve Diğer Tabakalı Üretim Yöntemleri. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*. 2015;1(1):13-22.
26. Suffert LW, Mahler DB. Reproducibility of gold castings made by present day dental casting technics. *Journal of the American Dental Association*. 1955;50(1):1-6.
27. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*: Quintessence Chicago; 2002.
28. Açıklın A, Budak EN, Uçar Y. Geleneksel döküm ve kopya milled yöntemleri ile hazırlanan metal altyapıların iç uyumlarının karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica*. 2011;28(3):169.
29. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*. 2005;26(7):507-13.
30. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*. 2006;137 Suppl:7S-13S.

31. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505-11.
32. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012;28(1):3-12.
33. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(1):61-6.
34. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*. 2009;28(1):44-56.
35. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of the American Dental Association*. 2006;137 Suppl:22S-31S.
36. Witkowski S. CAM in dental technology. *Quintessence DentTechnol*. 2005;28:169-84.
37. Bilgin MS, Baytaroglu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *European journal of dentistry*. 2016;10(2):286-91.
38. Noorani R. *Rapid prototyping: principles and applications*: John Wiley & Sons Incorporated; 2006.
39. Kan B. Hızlı prototipleme sistemleri ve uygulama esasları [Yüksek Lisans Tezi]: Sakarya Üniversitesi; 2006.
40. Bibb R, Taha Z, Brown R, Wright D. Development of a rapid prototyping design advice system. *Journal of Intelligent Manufacturing*. 1999;10(3-4):331-9.
41. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The international journal of advanced manufacturing technology*. 2006;29(3-4):317-35.
42. Deckard CR. Method and apparatus for producing parts by selective sintering. *Google Patents*; 1989.
43. Williams JM, Adewunmi A, Schek RM, Flanagan CL, Krebsbach PH, Feinberg SE, et al. Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering. *Biomaterials*. 2005;26(23):4817-27.
44. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater*. 2008;24(10):1400-4.

45. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 2006;46(12):1459-68.
46. Sofu MM. Hızlı direkt imalatta kullanılan seçici lazer sinterleme ve ergitme cihazının gövde tasarımı ve imalatı: Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü; 2007.
47. Chua C, Teh S, Gay R. Rapid prototyping versus virtual prototyping in product design and manufacturing. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 1999;15(8):597-603.
48. Özüğür B. Hızlı prototipleme teknikleri ile kompleks mikro yapıdaki parçaların üretilebilirliklerinin araştırılması [Yüksek Lisans Tezi]. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara. 2002.
49. Hasan B, YAPICI F. Ergonomik tasarım ve üretimde hızlı prototipleme teknolojisi. *SDÜ Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*. 2015;3(3):199-204.
50. Kruth J-P, Wang X, Laoui T, Froyen L. Lasers and materials in selective laser sintering. *Assembly Automation*. 2003;23(4):357-71.
51. Strano G, Hao L, Everson RM, Evans KE. Surface roughness analysis, modelling and prediction in selective laser melting. *Journal of Materials Processing Technology*. 2013;213(4):589-97.
52. Manfredi D, Calignano F, Krishnan M, Canali R, Ambrosio EP, Biamino S, et al. Additive manufacturing of Al alloys and aluminium matrix composites (AMCs). WA Monteiro (Edr), *Light Metal Alloys Applications*, InTech. 2014.
53. Sexton L, Lavin S, Byrne G, Kennedy A. Laser cladding of aerospace materials. *Journal of Materials Processing Technology*. 2002;122(1):63-8.
54. SOFU MM, Kamil D. Hızlı direkt imalat yöntemleri ve uygulamaları. 2006.
55. Çelik İ, Karakoç F, Çakır MC, Duysak A. Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Journal of the Institute of Science & Technology of Dumlupınar University/Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*. 2013(31).
56. Ikee N, Ishimoto T, Nakano T. Novel powder/solid composites possessing low Young's modulus and tunable energy absorption capacity, fabricated by electron beam melting, for biomedical applications. *Journal of Alloys and Compounds*. 2015;639:336-40.



57. Murr LE, Gaytan SM, Ramirez DA, Martinez E, Hernandez J, Amato KN, et al. Metal fabrication by additive manufacturing using laser and electron beam melting technologies. *Journal of Materials Science & Technology*. 2012;28(1):1-14.
58. Horn T. Material development for electron beam melting. NC State University.2013.
59. Gibson I, Rosen DW, Stucker B. Additive manufacturing technologies: Springer; 2010.
60. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*. 1985;29(4):621-45.
61. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2002;5(2).
62. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(6):859-65.
63. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(1):18-32.
64. Shillingburg HT, Jacobi R, SE B. Biomechanical principles of preparation. In *fundamentals of tooth preparations for cast metal and porcelain restorations*. 2nd ed. Singapore: Quintessence Publishing Co; 1991. 13-44 p.
65. Palmer D, Barco M, Pelleu G, McKinney J. Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;65(2):192-5.
66. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1997;128(3):297-307.
67. Shillingburg HT, Sather D, Wilson E, Cain J, Mitchell D, Blanco L. *Fundamentals of fixed prosthodontics*-. 2006.
68. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Operative dentistry*. 1991;16(4).
69. Sukumaran V, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*. 2006;20(1):7-11.
70. McCabe JF, Walls AW. *Applied dental materials*: John Wiley & Sons; 2013.
71. Yılmaz B. Beş farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum altyapılı kuronların marjinal uyum ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Erzurum, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;9:65-70.

72. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry*. 1999;2(1):9-35.
73. Ozgunes G. Farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan kron protezlerinde kenar uyumunun incelenmesi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi; 2008.
74. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(5):389-404.
75. Cengiz D. Farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-veneer seramiklerin makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2013.
76. Schweitzer DM, Goldstein GR, Ricci JL, Silva N, Hittelman EL. Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. *Journal of Prosthodontics*. 2005;14(4):239-47.
77. Hammad IA, Stein RS. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part I. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(6):643-53.
78. Özcan M, Van Der Sleen JM, Kurunmäki H, Vallittu PK. Comparison of Repair Methods for Ceramic- Fused- to- Metal Crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2006;15(5):283-8.
79. Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2001;12(4):350-60.
80. Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue behavior of dental porcelain modified by surface deposition of a YSZ thin film. *Journal of Prosthodontics*. 2008;17(7):527-31.
81. Lohbauer U, von der Horst T, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. *Dental Materials*. 2003;19(5):435-40.
82. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental materials*. 2009;25(4):494-9.
83. El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM, Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dental Materials*. 2004;20(8):778-87.

84. Lang LA, Wang R-F, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(6):650-4.
85. Uludamar A. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi, Doktora Tezi: Selçuk Üniversitesi, Konya; 2007.
86. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental materials*. 2008;24(11):1556-67.
87. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dental Materials*. 2009;25(4):419-23.
88. Drummond J, Randolph R, Jekkals V, Lenke J. Shear testing of the porcelain-metal bond. *Journal of dental research*. 1984;63(12):1400-1.
89. Baran G. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dental clinics of North America*. 1985;29(4):779-87.
90. Joias RM, Tango RN, de Araujo JEJ, de Araujo MAJ, Saavedra GdSFA, de Arruda Paes-Junior TJ, et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;99(1):54-9.
91. De Melo RM, Travassos AC, Neisser MP. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(1):64-9.
92. Choi Y-J, Koak J-Y, Heo S-J, Kim S-K, Ahn J-S, Park D-S. Comparison of the mechanical properties and microstructures of fractured surface for Co-Cr alloy fabricated by conventional cast, 3-D printing laser-sintered and CAD/CAM milled techniques. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*. 2014;52(2):67-73.
93. Li KC, Prior DJ, Waddell JN, Swain MV. Comparison of the microstructure and phase stability of as-cast, CAD/CAM and powder metallurgy manufactured Co-Cr dental alloys. *Dental Materials*. 2015;31(12):e306-e15.
94. Xin X, Chen J, Xiang N, Gong Y, Wei B. Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co-Cr dental alloy after porcelain firing. *Dental Materials*. 2014;30(3):263-70.

95. Al Jabbari Y, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co–Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dental Materials*. 2014;30(4):e79-e88.
96. Scolaro JM, Pereira JR, Valle ALd, Bonfante G, Pegoraro LF. Comparative study of ceramic-to-metal bonding. *Brazilian dental journal*. 2007;18(3):240-3.
97. Mabruk V, Habbu N, Hashmi SW, Musani S, Joshi N. In-vitro investigation to evaluate the flexural bond strengths of three commercially available ultra low fusing ceramic systems to Grade II Titanium. *Journal of international oral health: JIOH*. 2013;5(5):101.
98. Nelson DR, Palik JF, Morris HF, Comella MC. Recasting a nickel-chromium alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1986;55(1):122-7.
99. Issac L, Bhat S. Effect of re-using nickel-chromium alloy on its ultimate tensile strength, yield strength and modulus of elasticity. *Indian journal of dental research: official publication of Indian Society for Dental Research*. 1998;9(1):13-7.
100. Ucar Y, Aksahin Z, Kurtoglu C. Metal ceramic bond after multiple castings of base metal alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;102(3):165-71.
101. Nikellis I, Levi A, Zinelis S. Effect of soldering on the metal-ceramic bond strength of an Ni-Cr base alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(5):435-9.
102. Hofstede TM, Ercoli C, Graser GN, Tallents RH, Moss ME, Zero DT. Influence of metal surface finishing on porcelain porosity and beam failure loads at the metal-ceramic interface. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;84(3):309-17.
103. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *Journal of oral rehabilitation*. 2000;27(2):103-10.
104. Valandro LF, ÖZCAN M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dental materials journal*. 2008;27(6):849-55.
105. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(6):602-8.
106. Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, Michida S, Kojima AN, Mesquita AM, et al. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt–chromium. *Journal of Prosthodontics*. 2010;19(2):103-11.

107. Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(1):51-5.
108. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(3):600-5.
109. Hama Suleiman S, Vult von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71(5):1280-9.
110. Xiang N, Xin X-Z, Chen J, Wei B. Metal–ceramic bond strength of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting. *Journal of dentistry*. 2012;40(6):453-7.
111. Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, et al. A novel CAD/CAM base metal compared to conventional CoCrMo alloys: an in-vitro study of the long-term metal-ceramic bond strength. *Oral Health Dent Manag*. 2014;13(2):446-52.
112. Iseri U, ÖZKURT Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dental materials journal*. 2011;30(3):274-80.

## ÖZGEÇMİŞ

19 Şubat 1988 tarihinde Tokat'da doğdum. İlk eğitimimi Kahramanmaraş Namık Kemal İlköğretim Okulu'nda, orta eğitimimi Erzurum Kayakyolu ÇMİS İlköğretim Okulu'nda, lise eğitimimi Erzurum İbrahim Hakkı Fen Lisesi'nde tamamladım.

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2011 yılında mezun olarak, lisans eğitimimi tamamladım.

Halen devam etmekte olduğum uzmanlık eğitimimi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Bölümü'nde 2017 yılında tamamlamaktayım.

EGE ÜNİVERSİTESİ DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM  
DALI  
UZMANLIK TEZ SAVUNMA SINAV TUTANAĞI

Tarih: 05 / 10 / 2017

ÖĞRENCİ BİLGİLERİ

Ad-Soyadı	Dt.Ebru Nur IŞIK	Program	DUS
Fak/YOkul	Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi		
Anabilim Dalı	Protetik Diş Tedavisi A.D.		

TEZ BİLGİLERİ

Tez Adı : Farklı Üretim Teknikleriyle Hazırlanmış Metal Altyapılar İle Üzerlerine Pişirilmiş Porselenlerin Bağ Dayanımının Değerlendirilmesi.

Tez Danışmanı : Doç.Dr.Akın ALADAĞ

İmza:

TOPLANTI BİLGİLERİ

Toplantı Yeri	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Seminer Salonu	Tarihi	05.10.2017	Saati	10.00
---------------	--	--------	------------	-------	-------

DEĞERLENDİRME

Ege Üniversitesi Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitim Yönetmeliğine göre yukarıda kimliği belirtilen Uzmanlık öğrencisi Uzmanlık Tez Savunma Sınavına alındı ve Tezin

Kabulüne  Düzeltilmesine\*  Reddine\*\*

Oy birliği  Oy çokluğu

ile karar verildi.

UZMANLIK TEZ JÜRİSİ

Jüri	Unvanı-Adı-Soyadı	Kurumu	İmzası
Başkan	Prof.Dr.Suna TOKSAVUL	E.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D	
Üye	Prof.Dr.Bora BAĞIŞ	İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D	
Üye	Doç.Dr.Akın ALADAĞ	E.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D	

\* Öğrenciye Tezindeki düzeltmeleri yapması ve eksikleri tamamlaması için ay (en fazla 6 ay) süre verilmesi önerilmektedir.

NOT: Jüri Üyelerinin bireysel "Tez İnceleme ve Değerlendirme Raporları" eklenecektir.