

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI TEKNİKLERLE HAZIRLANAN METAL ALT YAPILARIN
DENTAL PORSELENLER İLE BAĞLANMA DAYANIMLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Şeyma YILDIZ

**Protetik Diş Tedavisi Programı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ**

RİZE-2020

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK EĞİTİM PROGRAMI

**FARKLI TEKNİKLERLE HAZIRLANAN METAL ALT YAPILARIN
DENTAL PORSELENLER İLE BAĞLANMA DAYANIMLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Şeyma YILDIZ

Tez Savunma Tarihi : 22.10.2020
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Gülfem ERGÜN
(Gazi Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ
Fakülte Dekanı

**Uzmanlık Tezi
RİZE-2020**

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	III
ÖZET	IV
ABSTRACT	V
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XI
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonların Tarihçesi.....	3
2.2. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar	4
2.2.1. Soy Metal Alaşımları	4
2.2.2. Soy Olmayan (Baz) Metal Alaşımları	6
2.2.2.1. Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları.....	6
2.2.2.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları	7
2.2.2.3. Diğer Alaşımlar	7
2.3. Metal-Porselen Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımların Sahip Olması Gereken Özellikler	7
2.4. Dental Alaşımların Üretim Teknikleri.....	9
2.4.1. Döküm Tekniği.....	10
2.4.2. CAD/CAM Sistemleri.....	11
2.4.2.1. CAD/CAM Sisteminin Parçaları	12
2.4.2.1.1. Tarayıcı (Scanner).....	12
2.4.2.1.2. CAD Yazılımı (Software)	12
2.4.2.1.3. CAM Donanımı (Hardware).....	13
2.4.2.2. CAD/CAM Sistemleriyle Üretim Seçenekleri	13
2.4.2.3. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Teknikleri	13
2.4.2.3.1. Eksiltme Yöntemiyle Üretim.....	14
2.4.2.3.2. Ekleme Yöntemiyle Üretim.....	15
2.4.2.4. Hızlı Üretim Yöntemleri	16
2.4.2.4.1. Tarayarak Işıklı Kür Tekniği	17
2.4.2.4.2. Isıtarak Toz Bağlama Tekniği	18
2.4.2.4.3. Üç Boyutlu Lazer Kaplama Tekniği	24
2.4.2.4.4. Tabaka Yığılma Tekniği.....	24
2.4.2.4.5. Eriyik Yığılma Tekniği	25

2.4.2.4.6. Elektron Işınıyla Eritme Tekniği	26
2.4.2.4.7. Üç Boyutlu Yazdırma Tekniği	26
2.4.2.5. Dental Uygulamalarda Hızlı Üretim.....	27
2.5. Dental Porselenler	27
2.5.1. Dental Porselenlerin Yapısı.....	28
2.5.2. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması.....	30
2.5.3. Düşük Isı Porselenlerinin Yapısal Bileşenleri.....	31
2.6. Metal-Porselen Bağlantısı	33
2.6.1. Metal-Porselen Bağlantı Başarısızlıkları	35
2.7. Metal-Porselen Bağlantısının Değerlendirilmesi	37
2.7.1. Üç Nokta Eğme Testi.....	37
3. MATERYAL VE METOD	39
3.1. Metal Alt Yapıların Hazırlanması	39
3.1.1. Metal Alt Yapıların Dijital Tasarımlarının Yapılması.....	39
3.1.2. Döküm Yöntemi ile Metal Alt Yapıların Hazırlanması.....	40
3.1.3. Frezeleme Yöntemi ile Metal Alt Yapıların Hazırlanması	42
3.1.4. DMLS Yöntemi ile Metal Alt Yapıların Hazırlanması	44
3.1.5. SLM Yöntemi ile Metal Alt Yapıların Hazırlanması	45
3.2. Metal Alt Yapılara Porselen Uygulanması	47
3.3. Yaşlandırma İşlemi ve Üç Nokta Eğme Testinin Uygulanması	53
3.4. Metal-Porselen Bağlantı Başarısızlık Tipinin Belirlenmesi.....	55
3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Alınması	55
3.6. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi	56
4. BULGULAR.....	57
4.1. Üç Nokta Eğme Testi Bulguları.....	57
4.1.1. Metal Alt Yapı Üretim Tekniklerine Ait İstatistiksel Değerlendirme	59
4.1.2. Porselen Üst Yapılara Ait İstatistiksel Değerlendirme	61
4.1.3. Yaşlandırma İşlemine Ait İstatistiksel Değerlendirme	63
4.2. Metal-Porselen Ayrılma Yüzeylerinin İncelenmesi	63
4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Değerlendirilmesi.....	64
5. TARTIŞMA.....	67
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	87
KAYNAKLAR	88
EKLER	96
EK- 1. ÖZGEÇMİŞ.....	96

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, her daim ilgiyle ve sabırla yardımcı olan, değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSUŞ' a,

Hekimlik kabiliyetimi geliştirmemde büyük katkıları bulunan çok değerli hocalarım, Doç. Dr. Murat ALKURT, Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ ve Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR' a,

Bu çalışmayı TDH-2019-1038 BAP proje numarası ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

İstatistiksel değerlendirmelerde yardımcı olan Dr. Öğr. Üyesi Ömer HATİPOĞLU' na,

Tez örneklerimin hazırlanmasında bana yardımcı olan diş teknisyenimiz Recep KESKİN' e,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteklerinden dolayı tüm araştırma görevlisi 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 Canım Aileme,

Berberliğimizin ilk gününden itibaren sonsuz sevgi ve anlayışla yanımda olan, hayatımı güzelleştiren hayat arkadaşım Uzm. Dt. Mustafa YILDIRIM' a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Şeyma YILDIZ

ÖZET

Farklı Tekniklerle Hazırlanan Metal Alt Yapıların Dental Porselenler İle

Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, döküm, frezeleme, direkt metal lazer sinterleme (DMLS) ve seçici lazer ergitme (SLM) teknikleriyle üretilen metal alt yapıların üç farklı porselen ile olan bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metod: Bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi amacıyla ISO standartlarına göre döküm, frezeleme, DMLS ve SLM teknikleri ile toplam 240 adet Co-Cr esaslı metal alt yapı hazırlandıktan sonra üç farklı üst yapı porseleni uygulandı. Örneklerin yarısı (120 örnek) termal yaşlandırma işlemine tabi tutuldu. Tüm örneklerle üç nokta eğme testi uygulandı. Elde edilen veriler varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testleri ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bulgular: Döküm tekniğiyle hazırlanan metal alt yapıların porselen ile bağlanma dayanımlarının en fazla olduğu, alt yapı üretim teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunduğu görüldü ($p<0.001$). Vita VMK Master ve G-Ceram MF porselen ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımlarının istatistiksel olarak farklı olmadığı ($p>0.05$), Vita VM 13 porselen ile hazırlanan örneklerin ise anlamlı ($p<0.001$) şekilde daha düşük bağlanma değerleri gösterdiği saptandı. Tüm örneklerin bağlanma dayanım değerlerinin termal yaşlandırma işleminden olumsuz etkilendiği ($p<0.001$) belirlendi.

Sonuç: Çalışmanın sonucunda; en iyi bağlanma dayanım değerleri yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerde döküm/Vita VMK Master grubunda, yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde ise döküm/G-Ceram MF grubunda elde edildi.

Anahtar Kelimeler: Alt yapı hazırlama teknikleri, bağlanma dayanımı, porselen, yaşlandırma işlemi

ABSTRACT

Evaluation of Bond Strengths of Metal Frameworks Prepared by Different Techniques with Dental Porcelains

Aim: The aim of this study was to evaluate the bond strength of metal frameworks produced by casting, milling, direct metal laser sintering (DMLS), selective laser melting (SLM) techniques with three porcelain.

Material and Method: In order to evaluate the bond strength, a total of 240 Co-Cr based metal frameworks were produced by casting, milling, DMLS and SLM techniques according to ISO standards and then three different superstructure porcelains were built on the prepared specimens. Thermal aging was applied to half of the specimens (120 specimens). The three point bending test was applied to evaluate bond strengths of all specimens. All data were evaluated by variance analysis and Tukey multiple comparison test ($p<0.05$).

Results: It was seen that metal frameworks prepared by casting technique had the highest bond strength with porcelain, and there was a statistically highly significant difference between framework production techniques ($p<0.001$). It was determined that the bond strengths of the specimens prepared by Vita VMK Master and G-Ceram MF porcelain were not statistically different ($p>0.05$), while the specimens prepared by Vita VM 13 porcelain showed significantly lower bonding values ($p<0.001$). It was determined that the bond strength values of all specimens were negatively affected by thermal aging ($p<0.001$).

Conclusion: As a result of the study; the best bond strength values were obtained in the casting/Vita VMK Master group in the non-aging specimens and in the casting/G-Ceram MF group in the aged samples.

Keywords: Framework preparation techniques, bond strength, porcelain, aging process

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
°	: Derece
3D	: Üç boyutlu (Three dimensional)
Ag	: Gümüş
Al₂O₃	: Alüminyum oksit (Alümina)
Al₂O₃SiO₂2H₂O	: Kaolin
atm	: Atmosfer
Au-Pd	: Altın-Paladyum
Au-Pd-Ag	: Altın-Paladyum-Gümüş
Au-Pt-Pd	: Altın-Platin-Paladyum
B₂O₃	: Borik oksit
°C	: Derece santigrat
CAM	: Bilgisayar destekli üretim (Computer aided manufacturing)
CCD	: Birleştirilmiş şarjlı cihaz (Coupled charged device)
cm³	: Santimetreküp
CO₂	: Karbondioksit
Co	: Kobalt
Cr	: Krom
CT	: Bilgisayarlı tomografi (Computed tomography)
dk	: Dakika
DMLS	: Direkt metal lazer sinterleme
DTM	: Masaüstü üretim (Desktop manufacturing)
EBM	: Elektron ışınıyla eritme tekniği (Electron beam melting)
°F	: Derece Fahrenheit
FDM	: Eriyik yığma tekniği (Fused deposition modelling)
FFF	: Serbest şekilli üretim (Free form fabrication)

G	: Gram
GPa	: Gigapaskal
HV10	: Vickers sertliği
IGK	: Isısal genleşme katsayısı
ISO	: Uluslararası standartlar teşkilâtı (International organization for standardization)
K₂O	: Potasyum oksit (Potas)
K₂O.Al₂O₃.6SiO₂	: Potasyum alüminyum silikat
LOM	: Tabaka yığma tekniği (Laminated objected manufacturing)
LS	: Lazer sinterleme
µm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
MPa	: Mega paskal
MRI	: Manyetik rezonans görüntüleme (Magnetic resonance imaging)
Na₂O	: Sodyum oksit (Soda)
Na₂O.Al₂O₃.6SiO₂	: Sodyum alüminyum silikat (Albit)
Nd:YAG	: Neodymium yitriyum alüminyum garnet
Ni-Cr	: Nikel-krom
O	: Oksijen
Pd-Ag	: Paladyum-Gümüş
Pd-Cu-Ga	: Paladyum-Bakır-Galyum
Pd-Ga	: Paladyum-Galyum
RM	: Hızlı üretim (Rapid manufacturing)
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu (Scanning electron microscope)
SFF	: Katı serbest şekilli üretim (Solid free form fabrication)
SGC	: Katı sıkıştırma yerleşimi (Solid ground curing)
SiO₂	: Silisyum dioksit (Silika)
SLA	: Tarayarak ışıkla kür tekniği (Stereolithografi)

SLS	: Seçici lazer sinterleme (Selective laser sintering)
SLM	: Seçici lazer ergitme (Selective laser melting)
STL	: Standart dönüşüm dili (Standart transformation language)
UV	: Ultraviyole



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Dental CAD/CAM sistemlerine genel bakış	14
Şekil 2.2. CAD/CAM sistemlerinin çalışma eksenleri.....	15
Şekil 2.3. Stereolitografi tekniği (SLA)	18
Şekil 2.4. Metal parçaların direkt lazerle fabrikasyonunda kullanılan hızlı üretim yöntemlerinin sınıflandırılması	19
Şekil 2.5. Seçici lazer sinterleme tekniği	20
Şekil 2.6. Tek ve iki bileşenli tozların SLS'si sırasında taneler arası bağlanma şekilleri	21
Şekil 2.7. Üç boyutlu lazer kaplama tekniği (3D Laser Cladding)	24
Şekil 2.8. Tabaka yığma tekniği (LOM)	25
Şekil 2.9. Eriyik yığma tekniği (FDM)	25
Şekil 2.10. Elektron ışınıyla eritme tekniği (EBM)	26
Şekil 2.11. Üç boyutlu yazdırma tekniği (3D Ink Jet Printing)	27
Şekil 2.12. Porselen ve metalin ısısal genleşme katsayıları arasındaki ilişki.....	34
Şekil 2.13. Metal-porselen bağlantı başarısızlıkları.....	36
Şekil 2.14. Üç nokta eğme testi	38
Şekil 3.1. Metal alt yapıların üretimi öncesi dijital tasarımlarının hazırlanması.....	40
Şekil 3.2. Dökümde kullanılmak üzere üç boyutlu yazıcı ile hazırlanan rezin örnekler	40
Şekil 3.3. Döküm işleminde kullanılan manşet fırını (a) ve santrifüj cihazı (b)	41
Şekil 3.4. Döküm işleminde kullanılan alaşımın içeriği	41
Şekil 3.5. Döküm yöntemi ile hazırlanan metal alt yapılar	42
Şekil 3.6. Beş eksenli frezeleme cihazı	42
Şekil 3.7. Frezeleme yönteminde kullanılan alaşımın içeriği.....	43
Şekil 3.8. Frezeleme yöntemi ile hazırlanan metal alt yapılar.....	43
Şekil 3.9. DMLS cihazı	44
Şekil 3.10. DMLS yönteminde kullanılan alaşımın içeriği	44
Şekil 3.11. DMLS yöntemi ile hazırlanan metal alt yapılar	45
Şekil 3.12. LaserCusing® cihazı	46
Şekil 3.13. SLM yönteminde kullanılan alaşımın içeriği.....	46
Şekil 3.14. SLM yöntemi ile hazırlanan metal alt yapılar.....	47
Şekil 3.15. Metal sinterleme fırını	47

Şekil 3.16. Örnek kalınlığının ölçülmesi.....	48
Şekil 3.17. Porselen uygulaması için hazırlanan kalıp.....	48
Şekil 3.18. Opak tabakası uygulanmış metal örnekler.....	49
Şekil 3.19. Vita VMK Master porselen.....	49
Şekil 3.20. Vita VM 13 porselen	50
Şekil 3.21. G-Ceram MF porselen	50
Şekil 3.22. Çalışmada kullanılan porselen fırını (Ivoclar Programat P300)	51
Şekil 3.23. Glazür uygulanan örnekler.....	53
Şekil 3.24. Termal yaşlandırma cihazı.....	53
Şekil 3.25. Universal test cihazı.....	54
Şekil 3.26. Üç nokta eğme testi için hazırlanan test düzeneği	55
Şekil 3.27. Işık mikroskobu.....	55
Şekil 3.28. Yüzey topografisinin incelenmesinde kullanılan taramalı elektron mikroskobu	56
Şekil 4.1. Metal alt yapılar ile porselen arasındaki ortalama bağlanma dayanım değerleri	62
Şekil 4.2. Adeziv kırık (a), Kombine kırık (b)	63
Şekil 4.3. Geleneksel döküm yöntemi ile elde edilen örneklerin x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüsü	65
Şekil 4.4. Frezeleme yöntemi ile elde edilen örneklerin x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüsü	65
Şekil 4.5. DMLS yöntemi ile elde edilen örneklerin x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüsü	65
Şekil 4.6. SLM yöntemi ile elde edilen örneklerin x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüsü	66

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Döküm işleminde kullanılan alaşımın fiziksel özellikleri.....	41
Tablo 3.2. Frezeleme yönteminde kullanılan alaşımın fiziksel özellikleri	43
Tablo 3.3. DMLS yönteminde kullanılan alaşımın fiziksel özellikleri	45
Tablo 3.4. SLM yönteminde kullanılan alaşımın fiziksel özellikleri	46
Tablo 3.5. Vita VMK Master porseleni fırınlama programı	50
Tablo 3.6. Vita VM 13 porseleni fırınlama programı.....	51
Tablo 3.7. G-Ceram MF porseleni fırınlama programı	51
Tablo 3.8. Vita VMK Master porseleni glazür programı	52
Tablo 3.9. Vita VM 13 porseleni glazür programı	52
Tablo 3.10. G-Ceram MF porseleni glazür programı.....	52
Tablo 4.1. Üç yönlü varyans analizi sonuçları.....	57
Tablo 4.2. Elde edilen verilerin ortalama (MPa) ve standart sapma sonuçları	58
Tablo 4.3. Metal alt yapı üretim tekniklerinin bağlanma dayanımlarının ortalama (MPa) ve standart sapma sonuçları	60
Tablo 4.4. Metal alt yapı üretim tekniklerinin post-hoc analizi sonuçları.....	61
Tablo 4.5. Porselen üst yapıların bağlanma dayanımlarının ortalama (MPa) ve standart sapma sonuçları.....	62
Tablo 4.6. Porselen üst yapıların post-hoc analizi sonuçları.....	62
Tablo 4.7. Yaşlandırma işleminin post-hoc analizi sonuçları.....	63
Tablo 4.8. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerle ait başarısızlık tipleri.....	64
Tablo 4.9. Yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerle ait başarısızlık tipleri	64

1. GİRİŞ

Metal-porselen restorasyonlarda metalin sağlamlığı ile porselenin estetiği birleştirilmiş, bu sayede hem estetik hem de fonksiyonel gereksinimler karşılanmıştır.¹ Metal-porselen restorasyonların klinik performanslarının büyük ölçüde kanıtlanmış olması, kabul edilebilir estetik ve fiziksel özellikleri kullanımlarını son 40 yılda belirgin bir şekilde arttırmıştır.²

Metal alaşımları, iyi mekanik özelliklere, biyouyumluluğa ve yüksek metal-porselen bağlantısına sahip olmaları nedeniyle diş hekimliğinde uzun yıllardan beri tercih edilmektedir. Geleneksel döküm yöntemi, metal-porselen restorasyonların üretiminde kullanılan ve çalışılırken teknik hassasiyet gerektiren bir yöntemdir.³ Son yıllarda, teknolojiye gelişmeler ile birlikte Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) ve Lazer Sinterleme teknikleri diş hekimliğinde metal alt yapıların hazırlanmasında sıklıkla kullanılır hale gelmiştir.⁴ Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemler genellikle 'Frezeleme' sistemleridir. Frezeleme sistemlerinin çalışma prensibi bilgisayar ortamında tasarlanan restorasyonun metal, porselen veya rezin içerikli bloklardan frezeleme yöntemi ile üretilmesi esasına dayanmaktadır.⁵

Lazer sinterleme, toz şeklindeki materyalin lazer kaynağı yardımıyla tabaka tabaka katılaştırılarak üç boyutlu nesnelerin üretilmesini sağlayan 'Hızlı Prototipleme' sistemlerinden biridir.⁶ Lazer sinterleme sistemleri kendi içlerinde toz partiküllerinin ergime ve birbirleriyle bağlanma mekanizmalarına göre değişik gruplara ayrılır. Diş hekimliğinde sinterleme işlemi temel olarak, toz partiküllerin bölgesel olarak eritilmesi (Seçici Lazer Sinterleme) veya tamamen eritilmesi (Seçici Lazer Ergitme) şeklinde gerçekleştirilir.⁷

Seçici Lazer Sinterleme (SLS) sistemlerinin geliştirilmesiyle ortaya çıkan Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) sistemleriyle, daha yoğun ve kompleks metal alt yapılar

üretilebilir. Seçici Lazer Ergitme (SLM) sistemlerinde, lazer sistemlerinin temel çalışma prosedürleri olan tam ergime yöntemi korunurken, kullanılan lazer ışını çeşidi ve bu ışınların odaklanma şekli açısından farklılık bulunmaktadır.⁸ Günümüzde SLM sistemlerinin geliştirilmesiyle üretilen ve “adalar” lazer tarama prosedürüyle çalışan LaserCusing® sistemi, dental sektörde metal alt yapıların hazırlanmasında başarıyla kullanılmaya başlanmıştır.⁹

Dental sektörde metal alt yapılar üzerine fırınlanan çok çeşitli porselenler bulunmaktadır. Bu porselenlerin fırınlama aşamaları ve toz içerikleri farklılık göstermektedir. Döküm, CAD/CAM ve lazer sinterleme yöntemleri ile üretilen metal alt yapıların, piyasada bulunan farklı porselenlerle bağlantı dayanımlarının karşılaştırıldığı az sayıda çalışma bulunmaktadır.¹⁰

Bu tez çalışmasının amacı, döküm, frezeleme, DMLS ve SLM (LaserCusing®) teknikleriyle üretilen metal alt yapıların üç farklı porselenle oluşturduğu bağlanma dayanımını karşılaştırdıktan sonra, uygun alt yapı üretim tekniği ile uygun üst yapı porselen kombinasyonunun ortaya konulmasıdır.

Bu tez çalışmasının hipotezleri;

H₁: Farklı tekniklerle üretilen Co-Cr metal alt yapıların, bağlanma dayanımları arasında fark vardır.

H₂: Üst yapı porselenlerinin farklı olmasının bağlanma dayanımı üzerine etkisi vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonların Tarihçesi

Diş hekimliğinde bilimsel değeri olan ilk porselen kuron örneği 1903 yılında Dr. Charles Land tarafından tanıtılmıştır. Dr. Land, platin folyo üzerinde kendi geliştirdiği düşük ısı porselenini fırınlayarak ağız içi kuvvetlere karşı oldukça dirençsiz olan ilk porselen jaket kuronu üretmiştir. Land'ın patentini aldığı bu jaket kuronların fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla yaptığı çalışmalar protetik diş hekimliğinde bir dönüm noktası olmuş ve metal destekli porselen restorasyonların kullanılmasına katkı sağlamıştır.¹⁰

Düşük ısı porselenlerinde yapılan birçok kimyasal düzenleme ve yıllar boyunca yapılan klinik çalışmalar sonucunda 1956 yılında Dr. S. Charles Brecker'in katkılarıyla metal-porselen restorasyonlar literatüre girmiştir. Altın alaşımları ile porselenin birleşmesini sağlayan Brecker, jaket kuronların kontrendike olduğu vakalarda kullanılabilecek sabit protetik tedavi seçeneğini sunmuştur.¹⁰

Uzun dönem klinik ve estetik performansa sahip metal destekli porselen restorasyonların kullanımına, iki büyük buluş sayesinde 1962 yılında başlanılmıştır. Bu iki büyük buluştan birincisi, M. Weinstein, S. Katz ve A. B. Weinstein tarafından piyasaya sunulan metal alaşımlarının termal genleşme katsayısıyla uyumlu porselenler olmuştur. İkincisi ise, M. Weinstein ve A. B. Weinstein' in patentini aldıkları, dental alaşımların fabrikasyonunda kullanılan ve feldspatik porselenlerle kimyasal bağ oluşturabilen bileşenlerdir. Bu gelişmelere ek olarak birçok yeni ürün piyasaya sunulmuş ve metal destekli porselen restorasyonlar protetik diş hekimliğinin temel uygulamalarından biri haline gelmiştir.³

2.2. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar

Alaşım, en az iki metalin veya bir metalle metal olmayan başka bir elementin farklı ısılarda birbirleri içinde eriyerek karışmaları sonucu oluşan bir üründür. Bu sayede saf halde tek bir elementten oluşan metale, metal veya metal olmayan elementler eklenerek, mevcut özellikleri geliştirilir.¹¹

Doktor Taggart' ın patentini alarak esaslarını belirttiği, “kayıp mum tekniği (lost-wax)” ilk defa 1907 yılında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanılmıştır. İlk olarak saf altından döküm yöntemiyle Dr. Taggart tarafından hazırlanan inley restorasyonlar hala günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Ancak daha sonraları fiziksel ve mekanik özellikleri daha iyi ve daha ekonomik olan dental alaşımlar araştırılmaya başlanılmıştır.³

Protetik diş hekimliğinde farklı metal alaşımları kullanılmaktadır. Bu alaşımların fonksiyonlarına, fiyatlarına, kullanım amaçlarına, renk ve içeriklerine göre değişik sınıflandırmaları yapılmıştır.^{3,10,12}

Metal-porselen restorasyonlarda porselenin ağız içindeki kuvvetlere karşı dayanıklılığını arttırabilmek için alt yapı olarak metal alaşımları kullanılır.¹³ Metal alt yapı kalınlığının preparasyonun şekline ve alaşımların türüne bağlı olarak değişkenlik göstermesiyle birlikte, çiğneme kuvvetlerine dayanabilecek kalınlıkta hazırlanması gerekir. Metal kalınlığı soy olmayan metallerde en az 0.2 mm,¹⁴ soy metallerde ise 0.3-0.5 mm olmalıdır.¹⁵ Metal alaşımlarının istenilen fiziksel, termal ve mekanik özelliklerini, alaşımların içeriğindeki metalin türü, saflığı ve fabrikasyon işlemleri belirler.¹⁰

Metal-porselen restorasyonlar da kullanılan alaşımlar soy ve soy olmayan metal alaşımları olmak üzere iki grupta incelenir.¹⁶

2.2.1. Soy Metal Alaşımları

Fiziksel ve kimyasal yapıları nedeniyle, korozyona ve oksidasyona dirençli olan metal alaşımlardır. Başka bir deyişle, soy metaller oral ortamda reaktif değildir, kararmaz

ve ısıtıldığında oksitlenmezler.¹⁰ Maliyetleri fazla olduğu için günümüzde tercih edilmemektedirler. En çok bilinen soy metal alaşımları;

- 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.¹⁰

Gümüş, ağız ortamında okside olduğu için, bazı yazarlar tarafından diş hekimliğindeki sınıflandırmanın dışında soy metal olarak kabul edilir.¹⁰

Altın-Platin-Paladyum alaşımları: Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan en eski alaşımlardandır. Bu alaşımların bileşimindeki altın, platin ve paladyum miktarları değişkenlik gösterebilir. Sistemin dezavantajları avantajlarından çok daha fazladır.¹⁰

Altın-Paladyum-Gümüş alaşımları: Altın-Platin-Paladyum sistemlerinin temel sınırlamalarını (zayıf akma (sag) direnci, düşük sertlik ve yüksek maliyet) ortadan kaldırmak için geliştirilmişlerdir. Ancak altın esaslı oldukları için, bazı özellikleri altın-platin-paladyum alaşımlarına benzemektedir.¹⁰

Altın-Paladyum alaşımları: Gümüş içerikli alaşımların ana sorununu (porselen renklenmesi) ortadan kaldırmak için geliştirilmişlerdir. Mükemmel dökülebilirlikleri ve biyouyumlulukları, gelişmiş akma dirençleri vardır.¹⁰ Elastik modülleri yüksek altın içeren alaşımlardan daha fazladır.³

Paladyum-Gümüş alaşımları: Altın içermeyen ilk soy metal olup maliyeti daha düşüktür. Bu alaşımların en önemli avantajları arasında; yüksek elastiklik modülü, iyi derecede dökülebilirlik, yüksek akma direnci ve mükemmel porselen bağlantısı yer almakla birlikte,¹⁰ düşük gümüş içerikli alaşımlara oranla daha fazla porselen renklenmesi meydana gelir.¹⁷

Yüksek Paladyum alaşımları: Bileşenlerin oranlarında yapılan değişikliklerle yüksek paladyum alaşımları geliştirilmiştir. Bu sistem içerisinde en popüler olan grup bakır içeren alaşım olmakla birlikte, %79 paladyum ve %2 altın içeren alaşımın en başarılı olduğu belirtilmiştir.¹⁰

2.2.2. Soy Olmayan (Baz) Metal Alaşımları

Nikel, krom, kobalt ve alüminyum bu alaşımlarda kullanılan metallerdir. Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlarının fiyatlarının soy metal alaşımlarından daha düşük olması nedeniyle kullanımlarının fazla olduğu 1980-81 yılları arasında yapılan araştırmalar sonucunda belirlenmiştir.^{3,12}

2.2.2.1. Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları

Bu alaşımların bileşiminde %68-80 nikel, %11.9-26.3 krom, %0.1-14 demir, alüminyum, berilyum, molibden, manganez, tantalum gibi elementler bulunur.¹⁸ Düşük maliyetli alaşımlar olup bileşimlerine ilave edilen elementlere göre sertlik ve elastiklik katsayıları değişiklik gösterir.¹² Bu alaşımlar berilyum içerenler ve berilyum içermeyenler olmak üzere iki ana gruba ayrılırlar. Nikel-krom-berilyum alaşımlarının diğer avantajlarının yanı sıra, berilyum akışkanlık ile dökülebilirliği arttırırken porselen ile stabil bir bağ oluşmasına yardımcı olur ve yüksek sıcaklıklarda, kalın bir yüzey oksit tabakası oluşturma eğilimini azaltır. Ancak nikel hassasiyeti olan hastalarda kullanılamazlar. Berilyumla temasın zararlı etkileri (kanserojen) olabilir. Berilyumun uygun bir şekilde eritilmesi ve dökülmesi için tecrübeye ihtiyaç vardır. Çok sert olması, oksit tabakayla bağlantı dayanımı başarısızlığı, karşıt doğal dişte aşınmaya sebep olması ve lehimleme zorluğu berilyum içeren nikel-krom alaşımlarının dezavantajlarıdır.¹⁰

Berilyum içermeyen Ni-Cr alaşımları, sertlik derecelerinin fazla olması nedeniyle pürüzlendirilemezler, dokularda alerjik reaksiyona neden olabilirler. Berilyum içeren

Ni-Cr alaşımlarına oranla, kolay dökülemezler, döküm sonrası marjinlerde deformasyon görülebilir ve daha fazla oksit oluşturlar.^{10,17}

2.2.2.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları

Bu alaşımların içeriğinde %58-63 kobalt, %25-34 krom, eser miktarda molibden ve rutenyum bulunmaktadır.¹⁰ Nikel ve berilyum içermedikleri için ısısal iletkenlikleri, maliyetleri, yoğunlukları düşüktür. Ancak nikel içerikli alaşımlar kadar başarılı değildir. Nikel içerikli alaşımlara oranla, daha serttirler, üretimleri daha zordur ve daha fazla oksit oluşturlar.^{10,12,17}

2.2.2.3. Diğer Alaşımlar

Bu grupta, titanyum alaşımları ve kullanımları henüz yaygın olmayan küçük sistemler bulunur.¹² Titanyum alaşımları üzerindeki araştırmalar uzun yıllardan beri devam etmekte olup son yıllarda medikal alandaki kullanımları artmıştır.^{2,10} Titanyum alaşımları; korozyona dirençli, mükemmel biyouyumluluğa sahip, hafif, termal iletkenliği düşük ve ekonomik olarak uygun alaşımlardır. Bu nedenle metal-porselen restorasyonlarda tercih edilirler.¹⁹ Fakat titanyum alaşımlarının ergime noktası yüksek olduğundan dökümü için özel ekipman gerekir ve dökümündeki teknik işlemler karmaşıktır.¹⁰⁻¹² Ayrıca titanyum alaşımlarında, fırınlama sırasında 800°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda kalın bir oksit tabakası oluşur ve porselen bağlantısı zayıflar.²⁰ Bu sebeple titanyum alaşımlarına yönelik porselenler geliştirilmiştir.

2.3. Metal-Porselen Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımların Sahip Olması Gereken Özellikler

Metal-porselen restorasyonların başarısı, alt yapı olarak kullanılan metalin tasarımına, mekanik ve fiziksel özelliklerine, metal ve porselen arasındaki bağlantıya bağlıdır. Bu sebeple alt yapı olarak tercih edilecek metal alaşımlarının özelliklerinin iyi bilinmesi ve seçimin buna göre yapılması önemlidir.¹

Biyouyumluluk: Alaşım ağız sıvılarından etkilenmemeli ve ağız ortamına sağığı zararlı olabilecek, toksik ya da alerjik herhangi bir ürün salınımı yapmamalıdır.²¹

Lekelenme ve korozyona direnç: Lekelenme alaşımın yüzeyinde ince bir film tabakası birikimiyle, korozyon ise ağız sıvılarının etkisiyle alaşım yüzeyinde oluşan çözümlme ile meydana gelir. Soy metal alaşımları maksimum korozyon ve lekelenme direncine sahiptirler.³

Isısal genleşme katsayısı: Metal ve porselenin ısısal genleşme katsayılarının birbirleriyle uyumlu olması ve metalin ısısal genleşme katsayısının porselene oranla çok az bir farkla fazla olması beklenir. Böylece meydana gelen artık stresler minimuma indirilmiş olur.^{3,22}

Dökülebilirlik: Eriyen alaşım revetman yüzeyleri ile reaksiyona girmeden tüm boşluklara hiç bir porozite oluşturmaksızın akabilmelidir. Bir alaşımın dökülebilirliğinin iyi olması, ince detayların oluşabilmesi için büyük önem taşır.²³

Oksit formasyonu: Porselen veneer materyali ile dayanıklı bir kimyasal bağıntı oluşabilmesi için, metal-porselen ara yüzeyinde ince ve stabil bir oksit tabakası meydana gelmelidir. Kontrolsüz kalın bir oksit tabakası, metal-porselen bağıntısını zayıflatır ve restorasyonda renk değışimine neden olarak estetiğı olumsuz olarak etkiler.²²

Reziliens: Materyalin plastik deformasyona uğramaksızın mekanik enerjiyi absorbe etme kapasitesi olarak tanımlanır. Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlarının, yüksek reziliens modülüne sahip olmaları ve böylece çiğneme kuvvetleri altında minimum şekil değışikliği göstererek kırılğan porselen materyalini desteklemeleri gerekir.^{3,22}

Elastiklik modülü: Birim alana uygulanan gerilim kuvveti karşısında materyalin gösterdiğı elastik deformasyon miktarı olarak ifade edilir. Materyalin esnemeye (elastik deformasyona) olan direncini yani rijiditesini ve katılığını belirler.^{3,22} Özellikle uzun

gövdelere sahip restorasyonlarda yüksek elastiklik modülüne sahip alaşımlar tercih edilmelidir.²⁴

Yorulma direnci: Materyale sürekli olarak elastik limitinin altında kuvvet uygulandığında bir stres döngüsü oluşur ve meydana gelen yorgunluğa bağlı olarak protezlerde kırılmalar görülür. Özellikle tekrarlanan çiğneme streslerinin olduğu ağız ortamında kullanılan metal alaşımlarının yorulma direncinin fazla olması istenir.^{17,23}

Akma direnci (Yield strength): Materyalde doğru orantılı seyreden elastik deformasyonun sona erip, kalıcı deformasyonun başladığı stres olarak ifade edilir. Bir materyalin akma dayanıklılık değeri, materyalde kalıcı deformasyona yol açan stres miktarını ve bu değer üzerindeki streslerde materyalde kalıcı deformasyon oluşacağını ifade eder.^{3,22} Soy olmayan metal alaşımları, akma dayanıklılık değerleri yüksek olduğu için, ince marjinlerde ve uzun köprülerde kullanılabilirler.²⁴

Sertlik: Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımların sert olmaları, aşındırma ve polisaj gibi laboratuvar işlemlerini zorlaştırdığı için restorasyonun klinik başarısını etkilemektedir. İnce kenarlarda ve uzun köprülerde kullanım açısından metalin sert olmasının istenmesine karşın²⁴ sertliği fazla olan alaşımlar, karşıt dişlerde veya restorasyonlarda aşınma oluşturabilirler.^{3,23}

2.4. Dental Alaşımların Üretim Teknikleri

Diş hekimliğinde metal destekli restorasyonların alt yapılarının hazırlanmasında farklı teknikler kullanılmaktadır. Bunlar arasında uzun yıllardır tercih edilmekte olan, döküm tekniği ve CAD/CAM yer alır. Son geliştirilen teknolojilerle beraber tabakalı üretim teknikleri de diş hekimliğinde metal alt yapıların üretiminde tercih edilir hale gelmiştir.²⁵

2.4.1. Döküm Tekniği

Doktor Taggart tarafından geliştirilen “kayıp mum tekniği” dental alaşımların dökümünde uzun yıllardan beri kullanılmaktadır.²⁶ Döküm işleminde prepare edilen dişlerin alçı modeli üzerinde, istenen restorasyona uygun olarak mum modelaj yapılır. Bu mum modelaj tij ile döküm potasına bağlanarak manşete alınır ve manşete revetman dökülür. Revetman sertleştikten sonra fırınlanarak mum atım işlemi yapılır. Mum atımıyla oluşan döküm kanallarından eritilen metal gönderilerek metal alt yapı tasarımı elde edilir. Soğuyan revetmandan dökülen metal çıkarılır, temizlenir, tesviyesi ve polisajı yapılır.¹⁷ Metal-porselen restorasyonlarda porselenin fırınlanması sırasında metal alt yapının deforme olmaması için kullanılan alaşımın erime sıcaklığının porselenin erime sıcaklığından en az 200-300 °C daha fazla olması gerekir.³

Döküm tekniği, teknisyenin becerisine bağımlı ve döküm öncesi ile döküm sırasındaki işlemlerin standardizasyonunun zor olması gibi dezavantajlarına karşın maliyetinin düşük olması nedeniyle tercih edilmektedir. Döküm işleminin maliyeti kullanılan alaşımın çeşidine göre farklılık gösterir. Önceki yıllarda altın alaşımları kullanılırken zamanla soy olmayan metal alaşımları da kullanılmaya başlanılmıştır.²⁶ Maliyetinin düşük olması nedeniyle soy olmayan metal alaşımları ülkemizde genellikle tercih edilmektedir. Soy olmayan metal alaşımlarının döküm işlemleri soy metal alaşımlardan daha zordur ve döküm hataları soy olmayan metal alaşımlarda daha fazla görülür. Döküm işleminin dezavantajları arasında; dökümde porozite olması, metal alt yapının delik veya okside olması, eksik çıkan marjinal sınırlar, metalin deforme olması, döküm sonrası katılaşma sırasında oluşan büzölmelerle uyumun bozulması yer alır.^{3,26} Tüm bu dezavantajları nedeniyle, döküm yöntemine alternatif teknikler araştırılmış ve bilgisayar destekli sistemlerin geliştirilmesiyle birlikte, bu sistemlerin diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır.²⁷

2.4.2. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sisteminin açılımı; bilgisayar destekli tasarım (Cad, Computer aided design) ve bilgisayar destekli üretimdir (Cam, Computer aided manufacturing). Bu sistem, bilgisayar yardımıyla dijital ortamda veri toplanması, tasarım yapılması ve yapılan tasarımlarla çok çeşitli parçaların üretilmesi esasına dayanır.²⁸

CAD/CAM teknolojisinin endüstriyel alanda kullanımına 1950 yılında başlanılmış, diş hekimliğinde ilk kullanımı 1970'li yıllarda olmuştur. Ağız içinde optik görüntülemeyle ilgili ilk çalışmaları 1977 yılında Bruce Altschuler yapmıştır. Francois Duret tarafından geliştirilen dijital ölçü alınan CAD/CAM sistemi 'Sopha Bioconcept' 1984 yılında piyasaya sunulmuştur. Fakat karmaşık bir sistem olması ve maliyetinin yüksek olması sebebiyle ilgi görmemiştir.²⁸ Daha sonraları bu sistemlerin geliştirilmesiyle, günümüzde bilimsel olarak kabul edilebilir özelliklerde olan ilk dental CAD/CAM sistemi Werner Mörmann ve Marco Brandestini'nin piyasaya sunduğu 'Cerec' sistemi olmuştur.²⁹

Günümüzde CAD/CAM teknolojisi sabit restorasyonların ve hareketli bölümlü protezlerin metal alt yapılarının, total protezlerin, implant abutmentlerinin, çene-yüz protezlerinin, cerrahi stentlerin ve bunlar gibi pek çok restorasyonun üretiminde kullanılmaktadır.³⁰

CAD/CAM sistemleri; görüntünün bilgisayar ortamına aktarıldığı bir tarayıcı (Scanner), tasarımın yapıldığı bir yazılım sistemi (Software) ve tasarımın üretildiği bir sistem (Hardware) olmak üzere üç parçadan oluşur.^{31,32}

2.4.2.1. CAD/CAM Sisteminin Parçaları

2.4.2.1.1. Tarayıcı (Scanner)

Diş hekimliğinde çene ve diş yapılarını üç boyutlu olarak ölçen, bunları bilgisayar sistemine aktararak dijital veri setlerine dönüştürülmesini sağlayan veri toplama araçlarına tarayıcı ya da dijitalleştirici denir.³¹ Günümüzde kullanılan tarayıcılarda, Birleştirilmiş Şarjlı Cihaz (Coupled Charged Device; CCD) kamera ile birlikte çizgi lazer ışını, kontakt uç (prop), lazer yer değiştirme ölçer gibi yöntemler kullanılır.³³

Mekanik ve optik olmak üzere iki tip tarayıcı vardır. Optik tarayıcılarda aydınlatma kaynağı olarak, lazer ışını ya da beyaz ışık kullanılabilir. Diş hekimliğindeki optik tarayıcılara, Lava Scan ST (3M Espe, Beyaz Işık), Everest Scan (KaVo, Beyaz Işık), Es1 (Etkon, Lazer Işını) örnek olarak verilebilir. Mekanik tarayıcılarda top şekilli bir uç ile model üzerinden tabaka tabaka okuma yapılarak üç boyutlu görüntü elde edilir. Mekanik tarayıcıların tarama hızı ve doğruluğu fazladır. Tarayıcıdaki top şekilli ucun çapı ölçülen alana göre ayarlanabilir. Ancak optik sistemlere oranla işlem süresi uzundur ve maliyetini yükselten karmaşık bir mekaniğe sahiptir.³¹

2.4.2.1.2. CAD Yazılımı (Software)

Çeşitli protetik restorasyonların tasarımı ve fabrikasyonu için üreticiler tarafından özel yazılım programları geliştirilmiştir. Günümüzde kullanılmakta olan CAD/CAM sistemlerinin yazılımı sürekli olarak geliştirilmektedir. Geliştirilen yeni yazılım olanakları, güncellemeler yoluyla sürekli olarak kullanıcıya sunulmaktadır.³¹

Restorasyonlar için elde edilen ve tasarlanan veriler çeşitli veri formatlarında saklanabilmektedir. Dental yazılımlarda temel olarak Standart Dönüşüm Dili (Standart Transformation Language; STL) verileri kullanılır. Bununla birlikte birçok üretici kendine özgü veri formatlarını kullandığı için, bir firmaya uygun olan yazılım başka bir firmaya uygun olmayabilir. Piyasada bulunan sistemlerin üretim yazılımları farklılık

göstermektedir. Birçok sistemde geniş endikasyon alanı bulunurken, bazı sistemler daha özel endikasyon alanına ve kullanım kolaylığına sahiptir.³¹

2.4.2.1.3. CAM Donanımı (Hardware)

CAM donanımı bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma cihazlarından oluşur. CAD yazılımı ile tasarlanan restorasyonun veriler doğrultusunda farklı yöntemler ile üretimi gerçekleştirilir.³¹

2.4.2.2. CAD/CAM Sistemleriyle Üretim Seçenekleri

CAD/CAM sistemlerinin bileşenlerinin konumuna bağlı olarak, hasta başında (chairside), laboratuvarı veya merkezi olarak üretim olmak üzere diş hekimliğinde üç farklı üretim konsepti bulunmaktadır.³¹

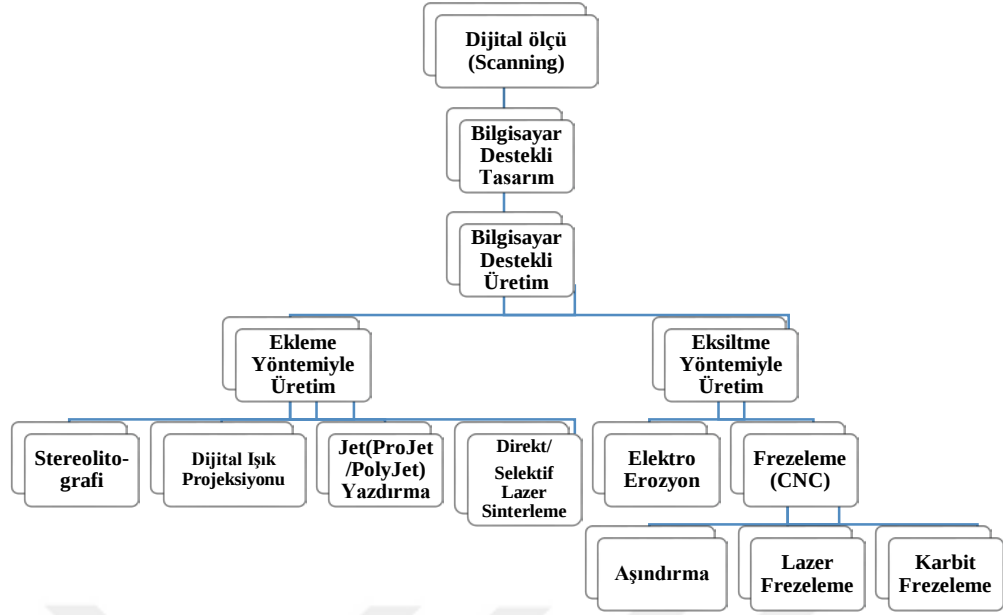
Hasta başında üretim yönteminde; ağızdan direkt olarak alınan dijital ölçü üzerinden restorasyonun tasarımı ve üretimi klinik ortamında yapılır. Restorasyonun kısa sürede klinik ortamında yapılabilmesi ve aynı gün içinde hastanın işlemlerinin bitirilmesi sistemin en büyük avantajıdır.^{31,34}

Laboratuvarı üretim konsepti, diş hekimi ve laboratuvar arasındaki geleneksel çalışma sistemine benzer. Geleneksel olarak ya da dijital olarak alınan ölçü laboratuvara gönderilir, daha sonra kalan tüm CAD/CAM aşamaları dental laboratuvarı tamamlanır.³¹

Merkezi üretim konseptinde ise dental laboratuvarı üretilen veri setleri, CAD/CAM cihazları ile üretim yapan merkeze internet üzerinden yollanır. Üretim merkezi istenilen restorasyonu hazırlayarak laboratuvara geri yollar. Bu sistemde üst düzey üretimler yapılabilir.³¹

2.4.2.3. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Teknikleri

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinde; eksiltme (aşındırma) ve ekleme olmak üzere genel olarak iki yöntem uygulanır (Şekil 2.1).³⁵



Şekil 2.1. Dental CAD/CAM sistemlerine genel bakış³⁶

2.4.2.3.1. Eksiltme Yöntemiyle Üretim

Eksiltme yöntemi uzun yıllardan beri kullanılan bir yöntemdir. Prefabrike blokların, disk ya da frezlerle kazıma ünitesinde aşındırılması ile istenen restorasyon elde edilir.³⁵ Karmaşık iç yapıların ve undercut sahaları gibi ince detayların kolaylıkla üretilebilmesi en önemli avantajdır.³² Ancak bloğun büyük bir kısmı kullanılmadan israf olmaktadır.³⁵

Eksiltme yönteminde kullanılan bloğun türüne göre sulu ya da kuru olarak kazıma işlemi yapılabilir. Genellikle zirkonyum oksit blokların aşındırılmasında kuru işleme, metal ve cam seramik blokların aşındırılmasında ise sulu işleme yapılır.³¹

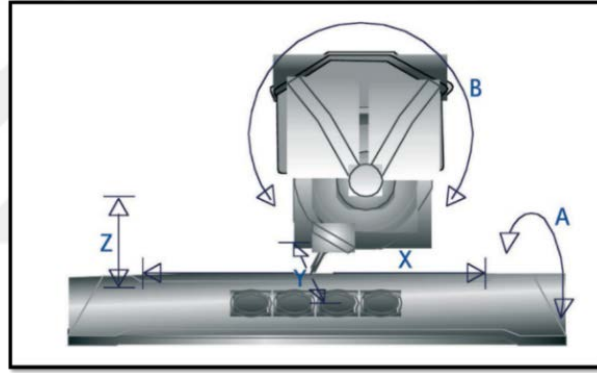
Freze ekseninin sayısına göre işleme cihazları; üç, dört ve beş eksenli olmak üzere gruplara ayrılır.³¹

Üç eksenli frezeleme cihazları; frezeleme X, Y ve Z doğrultularında gerçekleştirilir. Dental alanda kullanılan tüm üç eksenli cihazlar, iç ve dış kısımların işlenmesi sırasında bileşeni 180° döndürebilirler (Şekil 2.2). Bu cihazların; kısa aşındırma süresi, üç eksen aracılığıyla kontrolün daha kolay olması ve eksen sayısı fazla olanlara

göre düşük maliyet gibi avantajları vardır. İnLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon brain (Degu Dent) örnek olarak verilebilir.³¹

Dört eksenli frezeleme cihazları; üç eksenli frezeleme cihazlarına ek olarak, bileşen için gerilim köprüsü (tension bridge) de bulunur ve çok çeşitli yönlerde kademeli olarak değiştirilebildiğinden, (Şekil 2.2) zaman ve malzemedan tasarruf edilir. Zeno (Weiland Imes) örnek olarak verilebilir.³¹

Beş eksenli frezeleme cihazları; diğerlerine ek olarak, frezeleme ekseninde dönebilme özelliği olduğundan, (Şekil 2.2) eğimli destek dişlere yapılması gereken köprüler gibi karmaşık işlemler kolayca yapılabilir. Everest Engine (KaVo), HSG Milling Device (Etkon) örnek olarak verilebilir.³¹



Şekil 2.2. CAD/CAM sistemlerinin çalışma eksenleri: üç uzaysal yön X, Y, Z (üç eksenli frezeleme cihazları); üç uzaysal yön X, Y, Z ve gerilim köprüsü A (tension bridge) (dört eksenli frezeleme cihazları); üç uzaysal yön X, Y, Z, gerilim köprüsü A (tension bridge) ve frezeleme eksen B (beş eksenli frezeleme cihazları) ³¹

2.4.2.3.2. Ekleme Yöntemiyle Üretim

Eksiltme yönteminde oluşan malzeme kaybının önüne geçebilmek ve CAD/CAM sistemlerini geliştirip güncelleyebilmek için ‘Hızlı Prototipleme’ olarak da bilinen “Ekleme Yöntemi” diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerine uyarlanmıştır. Ekleme yöntemiyle çalışan cihazlarda seramik ya da metal tozları, istenen restorasyonun şeklini oluşturacak şekilde üst üste tabakalanmakta ve sinterlenmektedir. Herhangi bir kesici alete gereksinim duyulmaması ve malzeme israfı olmaması yöntemin en önemli avantajlarıdır.³⁶

2.4.2.4. Hızlı Üretim Yöntemleri

Hızlı Prototipleme sistemlerinde önceleri sadece plastik bazlı polimerler kullanılırken, teknolojiye gelişmelerle birlikte polimerler dışında metal, seramik ve kompozitler kullanılmaya başlanmış, bu sayede prototiplemeye gerek kalmadan direkt olarak fonksiyonel gerçek parçaların üretimi gerçekleştirilmiştir. Prototipleme aşaması ortadan kalktığı için bu üretim şekli Hızlı Üretim (Rapid Manufacturing, RM) olarak adlandırılmıştır.⁷ Hızlı üretim sistemlerinin çeşitliliği; farklı çalışma prensipleri, farklı uygulama alanları, farklı materyal kullanımı, üretim zamanı, maliyet, fonksiyonellik, doğruluk, geometri ve boyut açısından kullanıcıya çeşitli alternatifler sunar.³⁷

Hızlı üretim yöntemlerinde; tabakalı üretim (Layered Manufacturing), üç boyutlu yazıcı (3D Printing), katı serbest şekilli üretim (Solid Free Form Fabrication, SFF), serbest şekilli üretim (Free Form Fabrication, FFF), doğrudan bilgisayar destekli tasarımın üretimi (Direct CAD Manufacturing), masaüstü üretim (DTM, Desktop Manufacturing) gibi isimlendirme ve kısaltmalar kullanılmaktadır.³⁷

Hızlı üretim yöntemleriyle üretilmesi istenen modelin öncelikle üç boyutlu bir tasarım programı ile bilgisayar ortamında tasarımı yapılır. Üretilmesi istenen modelin tasarımı yapılırken sıfırdan başlanılabilir veya istenilen modele uygun bir model ya da cismin üç boyutlu tarayıcılar ile taranmasıyla elde edilen önceki veriler de kullanılabilir.³⁷

İlk hızlı prototipleme sistemi 1988 yılında Charles Hull tarafından bulunan ‘Stereolitografi’ dir. Aynı yıl tekniğin ticari üretimi yapılmıştır.³⁷ İlk başlarda oluşturulan entegre CAD sistemli aletlerin üç boyutlu modellere ait bazı özellikleri tam olarak yansıtamaması ve iki boyutlu modeller için uygun olması sebebiyle stereolitografi tekniği ile kullanım için 3D System Inc. tarafından ".stl " uzantılı veri formatı geliştirilmiştir. STL formatında, üç boyutlu modelin geometrisi dijital ortamda tanımlanarak hızlı üretim cihazlarına aktarılır.³⁸ Daha sonra oluşturulan dijital tasarıma uygun olan verilerin üretim

aşamasına geçilir. Üretim aşaması bittikten sonra fiziksel temizleme ya da kimyasal banyolar uygulanabilir.³⁹

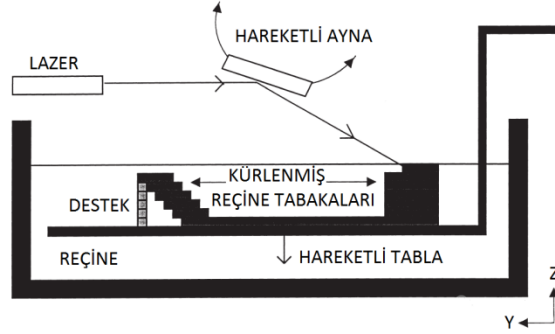
SLS ve SLM sistemlerinin piyasaya sunulmasıyla birlikte metallerin fabrikasyonunda tabakalı üretim tekniklerinin kullanımının temelleri atılmıştır. Ayrıca bu sistemler üç boyutlu lazer kaplama teknolojisinin de öncüsü olmuş,⁴⁰ daha sonraları geliştirilen bu sistemlere farklı isimler verilmiştir. Günümüzde lazer sinterizasyon tekniği metallerin üretiminde diş hekimliği de dahil olmak üzere pek çok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır.^{41,42}

Hızlı üretim yöntemleri kullandıkları tekniklere göre; tarayarak ışıkla kür tekniği (Stereolithography; SLA), ısıtarak toz bağlama tekniği (Selective Laser Sintering; SLS, Selective Laser Melting; SLM), tabaka yığma tekniği (Laminated Objected Manufacturing; LOM), eriyik yığma tekniği (Fused Deposition Modelling; FDM), katı sıkıştırma yerleşimi (Solid Ground Curing; SGC) ve 3D yazdırma (3D Ink Jet Printing) olmak üzere gruplara ayrılır.^{39,43-45}

2.4.2.4.1. Tarayarak Işıklı Kür Tekniği

İlk hızlı prototipleme sistemi olan SLA tekniğinde, lazer kaynağından elde edilen ışık enerjisiyle fiziksel ve kimyasal yapısı değişebilen sıvı haldeki fotopolimer yüzey taranır. Tabakalı olarak ilerleyen bu sistemde, taranan kısımlar sertleştikten sonra platform bir katman kalınlığı kadar aşağı iner ve yeni bir fotopolimer katman lazer ışığıyla taranır (Şekil 2.3). Bu işlem tüm tabakalar bitinceye kadar tekrarlanır. İlk olarak katmanlar arasında daha zayıf bir lazer kullanılır ve kısmi sertleşme sağlanır. Tüm tabakalar bittikten sonra kürün tamamlanması için, postcuring aşaması denilen ve özel ultraviyole (UV) ışıkların kullanıldığı fırında sertleşme (kürleme) aşamasına geçilir. Plastik esaslı, metal veya porselen tozu takviyeli reçineler fotopolimer olarak kullanılabilirler.⁴⁶

SLA sistemlerinin; mekanik dayanıklılıklarının fazla, parça oluşturma hassasiyetlerinin iyi, pürüzsüz ve net yüzey oluşturma ve ince detayları verme gibi avantajları,^{39,44} pahalı ekipman ve fazla malzeme gerektirme, hızının düşük olması ve üretim sonrası zamana ihtiyaç duyulması gibi dezavantajları bulunmaktadır.^{32,39}

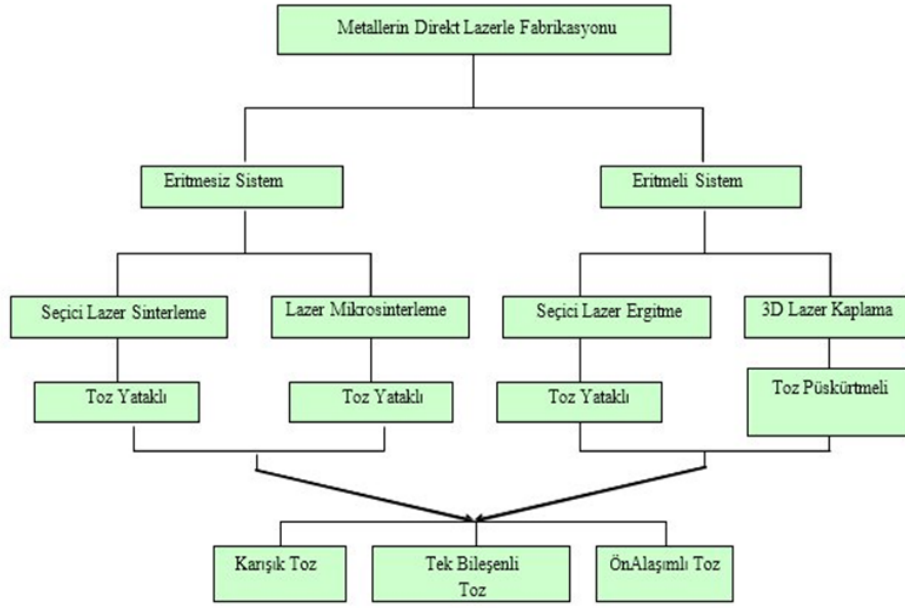


Şekil 2.3. Stereolitografi tekniği (SLA)⁷

2.4.2.4.2. Isıtarak Toz Bağlama Tekniği

Bu teknikte hammadde olarak kullanılan toz partikülleri ince bir tabaka halinde yayılır. Daha sonra toz partiküllerin de istenen bölgeler lazer ışını ile taranır ve sıcaklıkla toz partikülleri eriyerek birbirleriyle kaynaşır. Bunun üzerine gelen toz partiküllerine de aynı işlemler uygulanarak, istenilen yapı oluşuncaya kadar tabaka tabaka yığılma yapılır.⁴⁶

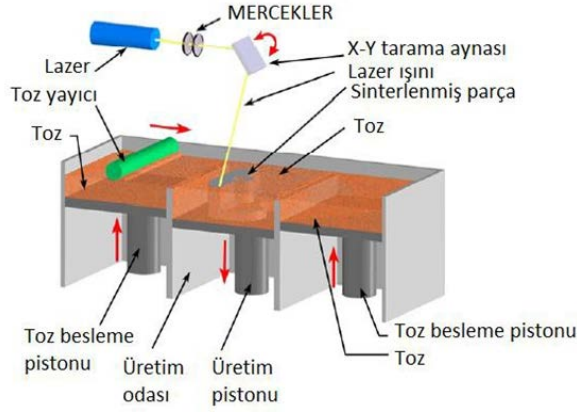
Hızlı üretim ile metal yapıların hazırlanmasında kullanılan teknikler; eritmeli ve eritmesiz sistemler olmak üzere iki gruba ayrılırlar (Şekil 2.4). Eritmesiz sistemler; Seçici Lazer Sinterleme (toz yatak içinde kısmi eritme) ve lazer mikro sinterlemedir (toz yatak içinde kısmi eritme). Eritmeli sistemler ise; seçici lazer ergitme (toz yatak içinde tam eritme) ve 3D lazer kaplamadır (toz püskürtülmesiyle tam eritme).⁷



Şekil 2.4. Metal parçaların direkt lazerle fabrikasyonunda kullanılan hızlı üretim yöntemlerinin sınıflandırılması⁷

Seçici Lazer Sinterleme Sistemi; ilk olarak Carl Deckard tarafından doktora çalışması olarak geliştirilmiş ve 1992 yılında Direct Tooling Manufacture (DTM) firması tarafından ticari hale getirilmiştir. DTM firmasının satılmasından sonra SLS sistemleri 3D Systems firmasının ürünleri arasında yerini almıştır. Daha sonraları başta Electro Optical Systems (EOS) firması olmak üzere birçok ticari firma kendi SLS makinelerini üreterek piyasaya sunmuşlardır.⁷

SLS sisteminin temel çalışma prensibi katmanlı üretim yapma esasına dayanır. Isıtılınca kaynaşma özelliğine sahip toz halindeki malzeme ince ve düzgün bir tabaka halinde yayılır ve sonrasında CAD verileri doğrultusunda seçilen bölgeler bir ayna sistemi yardımıyla lazer ışınıyla taranır. Lazer ışınının yüzeye çarpmasıyla birlikte açığa çıkan ısı, toz partiküllerinin ergime noktasının üzerine çıkar ve toz partikülleri eriyerek birbirleriyle kaynaşır ve katman oluşturur. İşlem tamamlanınca tabanda bulunan platform katman kalınlığı kadar aşağıya iner ve yeni bir toz katmanını oluşturulur (Şekil 2.5).^{7,45}



Şekil 2.5. Seçici lazer sinterleme tekniği⁴⁷

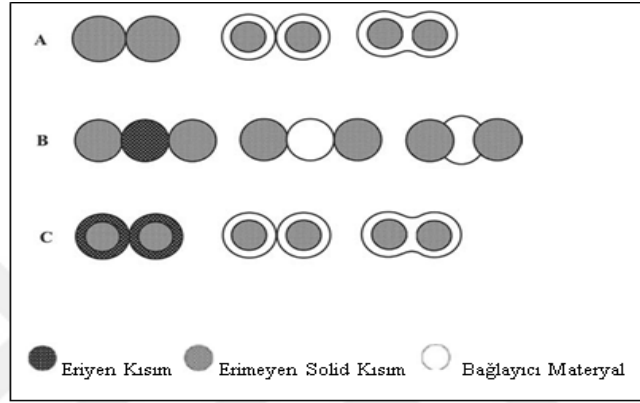
İstenilen yapı elde edilinceye kadar bu işlemler tekrarlandıktan sonra, üretim süreci boyunca doğal bir destek görevi görmüş olan serbest tozlar fırça veya vakum emici bir sistem ile temizlenerek üretilen parça veya parçalar tezgah tablasından alınır. Lazer ışınlarının, tozları daha az enerjiyle ve daha çabuk kaynaştırabilmesi için üretimin yapıldığı ortam eksternal ısıtıcılarla sıcak tutulur.⁴⁵

Poliamid (nylon), polistren, karbon fiber ve alüminyum katkılı poliamid gibi plastik malzemeler, paslanmaz çelik, kobalt-krom, nikel-krom, titanyum gibi metal alaşımları ve alüminyum silikat seramikler gibi pek çok materyalden SLS sistemiyle üretim yapılabilmektedir. SLS teknolojisiyle üretim gerçekleştirilirken özel destek yapıları gerekli değildir. Çünkü her tabakada kalan fazla toz materyali, sinterlenmekte olan bölüme destek görevi görür.⁴⁷

Kullanılan materyal metal tozu ise lazer ışınının yüzeye çarptığı bölgede görülen ani ısı artışı sonucu ortamdaki nem oranı yükselir ve metalin oksidasyonuna neden olur. Oksidasyonun önüne geçebilmek için işlem genellikle nitrojen veya argon gazı atmosfer ortamında gerçekleştirilir.⁶

SLS sistemlerinde ergime işlemi partiküllerin tamamında değil bölgesel olarak gerçekleşir. Bu amaçla kullanılan toz halindeki materyaller, tek bileşenden veya iki ve daha fazla bileşenden oluşabilmektedir. Tek bileşenli tozlarda ergime, partiküllerin dış

eperlerinde veya sadece birbirlerine temas eden kontak bölgelerinde gerçekleşir. İki veya daha fazla bileşenli karışımlarda ise daha düşük derecede eriyen bileşen, bağlayıcı ajan olarak görev görür. Yüksek erime derecesine sahip olan bileşen ise yapısal materyal olarak isimlendirilir. Bu karışımlarda bağlayıcı materyal ve yapısal materyal birbirinden bağımsız olabildiği gibi yapısal materyal bağlayıcı materyal ile kaplı olabilir (şekil 2.6).^{48,49}



şekil 2.6. Tek ve iki bileşenli tozların SLS'si sırasında taneler arası bağlanma şekilleri a) Tek bileşenli toz b) Bağlayıcı ve yapısal materyalin ayrı olduğu çok bileşenli toz c) Yapısal materyalin bağlayıcı materyalle kaplı olduğu çok bileşenli toz⁴⁹

Geleneksel yöntemlerle ve frezeleme ile üretilemeyecek parçaların retilbilmesi, işlem sonrası aşamaların kolay, üretilen parçaların doğruluğunun, yüzey özelliklerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek kalitede olması, destek yapı gereksiniminin olmaması SLS yönteminin avantajlarıdır.^{39,50,51}

SLS sistemiyle metal tozlarından direkt olarak fonksiyonel parça retimi Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) olarak adlandırılmaktadır. EOS firması tarafından 1994 yılında geliştirilen ilk patentli DMLS sisteminde Electrolux firmasının geliştirdiği toz metalürji ürünleri birleştirilerek üretim yapılmıştır. EOS firması tarafından 1995 yılında piyasaya sunulan 'EOSINT M 250' lazer sinterleme nitesi, bilinen ilk ticari DMLS makinesi olarak literatürde yerini almıştır. EOSINT M 250'nin piyasaya sunulmasıyla DMLS sistemi uluslararası alanda iyi bir ticari başarı yakalamış ve hızlı üretim sistemlerinin geliştirilmesine katkı sağlamıştır.⁶

DMLS sistemlerinde kullanılan metal tozlarında yapısal materyalin bağlayıcı materyal ile kaplanmasına gerek yoktur. Farklı erime derecelerine sahip metal tozlarının karışımı kullanılır. Düşük erime derecesine sahip olan metal bağlayıcı görevi görür. Bu sayede yoğunluğu ve mekanik özellikleri yüksek metal parça üretimi gerçekleştirilir.^{7,8} İlk zamanlarda DMLS makinelerinde CO₂ ve Nd:YAG lazer sistemleri kullanılmıştır. Gelişen teknoloji sayesinde lazer odağının kalitesi ve gücü arttırılmış, fiber ve disk lazerler gibi yeni nesil lazer sistemleri kullanılmaya başlanmıştır.⁶

Seçici Lazer Ergitme Sistemi; SLS temelli bir ilave üretim sistemidir. Ekipman açısından SLS sistemindekine benzer ekipmanlar gerekmesine karşın, tozların tamamen erimesini sağlayacak çok daha yüksek enerji yoğunluğu olan lazer sistemleri kullanılır. Bu nedenle, teorik olarak partiküllerin tamamen ergimesi sağlandığından SLM ile üretilen parçalar daha yüksek yoğunluk sergiler.⁷

Polimer, metal, seramik ve kompozit gibi pek çok ürün SLS sistemleriyle üretilebilirken SLM sistemi genellikle metal parçaların üretiminde kullanılır.⁵² SLM sistemleriyle üretilen metal parçalar %99.9 yoğunluk oranı gösterirler.^{8,48}

SLM cihazlarında kullanılan lazer ışınlarının gücüyle doğru orantılı olarak ışının odaklandığı bölgede açığa çıkan ısı metal tozunun ergime derecesine ulaştığından SLS sistemlerinden daha fazla ısı artışı meydana gelir. Böylece SLM sistemlerinde oksidasyonun önüne geçmek için argon veya nitrojen atmosferine daha fazla ihtiyaç duyulur.⁶

Tam ergimenin sağlanması için gerekli olan enerji, metal parça üzerinde olumsuz etkilere neden olabilmektedir. Metal tozlarına çok fazla enerji uygulandığında yüzey gerilme gradyanları nedeniyle yuvarlanmalar (balling) meydana gelmektedir. Yuvarlanmalar yüzey kalitesinin kötü olmasına, gözenekli yapıya ve katmanlar arası bağlantının zayıf olmasına yol açar. Ayrıca homojen olmayan büzülmeler, birleştirilmiş

katmanlarda kalıcı gerilimler meydana getirir. Bu gerilimler parçanın mekanik özelliklerini zayıflatır. SLM işlemi sırasında meydana gelebilecek olumsuz etkileri azaltmak amacıyla farklı lazer tarama stratejileri geliştirilmiştir.⁵³

Realizer firması tarafından 2009 yılında piyasaya sürülen ‘Realizer SLM-50’ ilk masaüstü SLM sistemidir. Sistemdeki makineler küçük boyutta ve kişisel parçaların üretimini gerçekleştiren ticari işletmeler için geliştirilmiştir. Az zamanda çok sayıda parça üretimi yapılabilen bu makineler kısa zamanda dental laboratuvarlarda tercih edilir hale gelmiştir.⁵⁴ Günümüzde SLM teknolojisi, metal destekli restorasyonların üretiminin yanı sıra kişisel implant ve abutment üretiminde de kullanılmaktadır. DMLS sistemlerine benzer şekilde dental laboratuvarlara özel olarak geliştirilmiş olan SLM makineleri ile üretim maliyeti ve süresi, konvansiyonel yöntemlere göre oldukça azalmıştır.⁵⁵

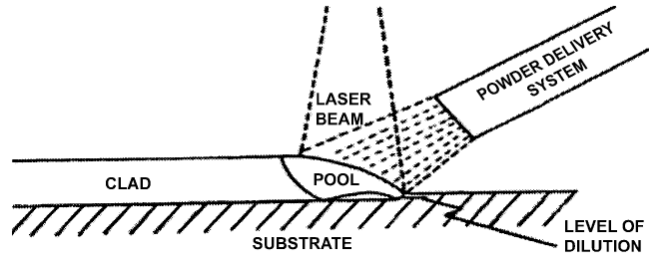
Gelişen teknoloji ve ticari rekabet sebebiyle temel çalışma prensibi aynı olan pek çok SLM sistemi piyasaya sürülmüştür. Concept Laser firması tarafından geliştirilen ‘LaserCusing®’ teknolojisi bunlardan biridir. Yüksek kaliteli çelikler, takım çelikleri, alüminyum ve titanyum alaşımlar, nikel bazlı alaşımlar ve kobalt-krom alaşımları gibi çok geniş yelpazeye sahip bu sistem, altın ve gümüş gibi değerli alaşımlar için de denenmektedir. Bu sistemin en önemli özelliği, lazer ışını belirli bir doğrultuda değil, rastgele olarak farklı noktalara uygulayarak her bölgede eşit soğuma sağlayan “Adalar” tarama stratejisiyle çalışan fiber lazer teknolojisini kullanmasıdır.⁵⁶ 20 µm hassasiyetle üretim yapabilen bu teknoloji ile metal destekli restorasyonlar başarılı bir şekilde hazırlanabilmektedir.⁹

Hem SLS hem de SLM sistemlerinde sinterleme işlemi sonrası oluşan termal gerilimler ve poröziteler parçanın büzülmesine, mekanik direncinin zayıflamasına, yüzey düzensizliklerine ve boyutsal değişikliklere yol açabilmektedir. Bu etkileri azaltmak için metal parçalar “son işleme” (post-processing) olarak adlandırılan ikincil bir işleme tabi

tutulurlar. Genellikle ikincil bir fırınlama şeklinde termal (ısı tavlama) olarak uygulanan bu işlem, metal parça üzerindeki termal gerilimleri düşürmekte, yapısal bütünlüğü ve mekanik özellikleri iyileştirmektedir.⁷

2.4.2.4.3. Üç Boyutlu Lazer Kaplama Tekniği

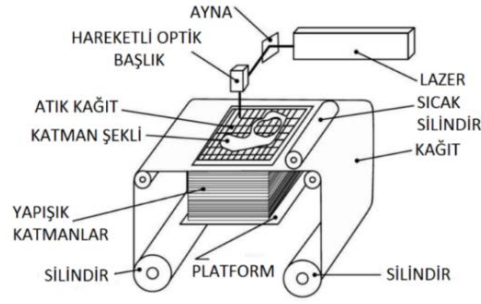
Bu sistemde materyal toz yatağı içerisinde eritilmez, metal tozu bir gazla birlikte lüle içerisinde püskürtülür. Genellikle lazer ışını da buna eşlik eder. Yüksek enerjili lazer ışınları aracılığıyla odak bölgesinde birleştirilen metal tozları sayesinde karmaşık geometrili parçalar üretilebilir. Bu aşamalar, kapalı ortamda gerçekleştirilir. Konvansiyonel tekniklerle elde edilen ürünlere benzer mekanik özelliklerde ya da daha üstün mekanik özelliklere sahip ürünler bu sistem ile hazırlanabilir (Şekil 2.7).⁵⁷



Şekil 2.7. Üç boyutlu lazer kaplama tekniği (3D Laser Cladding) ⁵⁸

2.4.2.4.4. Tabaka Yığıma Tekniği

Yassılaştırılmış materyaller ile üretim laminasyon olarak tanımlanır. Bir tabaka üretildikten sonra, üzerine yüzeyi yapışkan olan diğer bir katman yapıştırılır ve sınırları karbondioksit (CO₂) lazer ile kesilir. Tabakaların yapıştırılması sırasında, üstlerinde sıcak silindir gezdirilir (Şekil 2.8). Bu silindirin ağırlığının ve ısısının sayesinde tabakalar birbirlerine yapışır. Kesilen tabakanın sınırları dışında kalan kısımlar, oluşturulan parçaya destek görevi görür ve işlem bitince parçadan ayrılır.^{44,46} Maliyeti fazla olmayan plastik, kompozit, seramik ve metal gibi malzemeler kullanılabilir. Bu sistem, kütlesi büyük ve hacmi geniş olan karmaşık yapıları parçaların üretiminde avantaj sağlar.^{39,58}

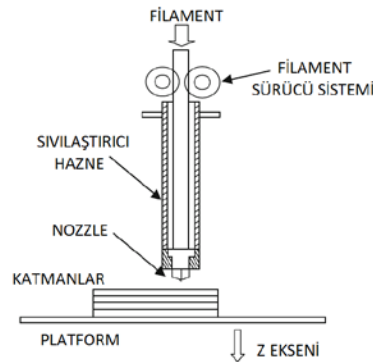


Şekil 2.8. Tabaka yığma tekniği (LOM)⁴⁷

2.4.2.4.5. Eriyik Yığma Tekniği

Eriyik yığma tekniği, sıvı veya macun kıvamındaki materyalin nozul içerisinden kontrollü olarak püskürtülmesi veya sıvanarak yığılması yoluyla katmanlar elde edilmesi esasına dayanır. Nozul içinde, materyali ergime noktasının üzerindeki bir sıcaklıkta tutacak bir ısıtıcı vardır. Bu ısıtıcı vasıtasıyla eriyen materyal aktıktan sonra sertleşerek altındaki katmana yapışır (Şekil 2.9). Bu teknikte diğer tekniklerden farklı olarak, aynı tabaka içinde farklı alanlara farklı mekanik veya kimyasal özelliklere sahip materyallerin yığılabilmesi mümkün olabilmektedir. Böylece çok malzemeli (multimaterial) karmaşık yapıların fabrikasyonu gerçekleştirilebilir.⁴⁶

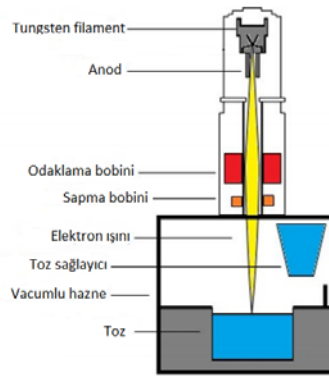
Eriyik yığma tekniğinin, kemik modellerin, sterilize edilebilen cerrahi rehber ve plakların fabrikasyonu ve istenilen bölgeleri farklı renklerde yapabilme avantajları vardır.³⁹ Eriyik yığma tekniği ile küçük parçaların çok hızlı bir şekilde üretilmesine karşın büyük parçaların üretimi çok yavaş olarak yapılır. SLS ve SLA yöntemlerine göre daha ucuzdur. Bu nedenlerden dolayı küçük ofislerde kullanıma daha uygundur.^{45,46}



Şekil 2.9. Eriyik yığma tekniği (FDM)⁴⁷

2.4.2.4.6. Elektron Işınıyla Eritme Tekniği

Elektron ışınıyla eritme tekniğinde, yoğun metal tozları güçlü bir elektron ışınıyla eritilerek tabakalar halinde model oluşturulur (Şekil 2.10).⁴⁶ Eritme bittikten sonra tabla dikey yönde aşağı iner ve yeni metal tozu katmanı serilir. Bu işlemler model tamamlanuncaya kadar tekrarlanır. İşlemler vakum ve yüksek sıcaklık altında gerçekleştirilir. Bu yöntemde metal (kobalt krom ve titanyum alaşımları) ve seramik malzemeler kullanılabilir.⁴⁷



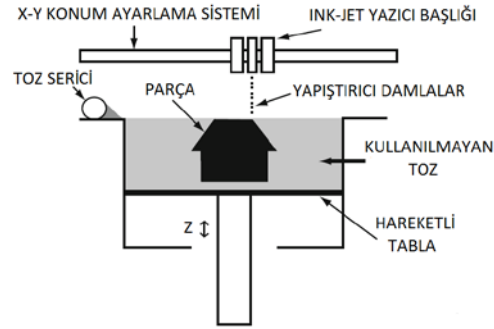
Şekil 2.10. Elektron ışınıyla eritme tekniği (EBM)^{47,48}

2.4.2.4.7. Üç Boyutlu Yazdırma Tekniği

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 (Şekil 2.11).^{37,39} Yapıştırılan tabakanın dışındaki tozlar ise parçaya desteklik sağlar ve üretim aşaması tamamlandıktan sonra temizlenir. Daha sonra cynoacrylate (japon yapıştırıcısı), erimiş mum ya da üretan ile yüzeye dayanıklılık kazandırılır. Bu teknik Masachussets Institute of Technology (MIT) tarafından geliştirilmiştir.³⁷

Büyük parçalar yavaş üretilir. Cihaz ve malzeme boyutları daha ziyade küçük çaptaki ofislerin kullanımına uygundur. Ancak frezeleme başlığının çıkardığı ses rahatsızlık yaratabilir.³⁹ Bu tekniğin avantajları; diğer hızlı prototipleme sistemleriyle karşılaştırıldığında daha basit bir püskürtme sistemi kullanması, küçük parçaları hızlı ve

ucuz üretebilmesi, toksik madde içermemesi, çok az koku yayması ve tabakalar arasında olabildiğince az iz oluşturmastır.³⁷



Şekil 2.11. Üç boyutlu yazdırma tekniği (3D Ink Jet Printing)^{47,60}

2.4.2.5. Dental Uygulamalarda Hızlı Üretim

Hızlı üretim teknolojileri dental sektörde kullanılan cihazların fabrikasyonunda genellikle kullanılır. Konvansiyonel tekniklerle fabrikasyonu güç olan parçaların bu teknolojiyle üretimi daha kolaydır. Taranan bilgilerin hızlı üretimle çıktısı alınarak oluşturulan modeller teşhis, cerrahi planlama, canlandırma, iyileştirme ve eğitim amacıyla kullanılabilir. Ölçümler, modeller üzerinde kolaylıkla yapılabilir. Anatomik yapıların üç boyutlu olarak görülmesi bir avantaj olup hem doktorlar arasında hem de hastalarla iletişim açısından kolaylık sağlar. Hızlı üretim teknolojileriyle tomografi (CT/MRI) (Computed Tomography/ Magnetic Resonance Imaging) verileri kombine edilerek ameliyat öncesinde implantlar rahatlıkla planlanabilir. Yapılan planlamaya göre ameliyat esnasında kullanılacak olan plaklar-stentler hazırlanabilir. Ayrıca hızlı üretim teknolojileri ile kişisel implant ve abutment da üretilebilir.³⁹

2.5. Dental Porselenler

“Seramik” sözcüğü, topraktan yapılmış anlamına gelen, Yunanca “keramos, keramikos, keramenes” kelimelerinden türemiştir. Seramiğin içeriğindeki kaolinin, silika ve feldspar gibi diğer minerallerle karıştırılması sonucu şeffaflık ve dayanıklılık elde edilir. Bu ilave unsurları içeren materyal de “porselen” olarak adlandırılır.⁵⁹

2.5.1. Dental Porselenlerin Yapısı

Dental porselenler, camsı bir yapıya sahip ve kristal oranı fazla olmayan materyallerdir. Bileşimlerinde camsı yapıyı oluşturmak için matriks olarak silikat-oksijen ağ bulunur. Bazı ilave özellikleri sağlamak için; potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve borik oksit gibi maddeler yapıya ilave edilir. Ayrıca erime ısısının düşürülerek viskozitenin artırılması ve matriksin daha sağlam olması için oksitler eklenir.¹⁷

Porselenlerin kimyasal yapısında hem kovalent hem de iyonik bağlar bulunur. Bu bağlar sayesinde porselenlere, stabilite, sertlik, yüksek elastiklik modülü, kimyasal ve termal etkilere direnç gibi üstün özellikler kazandırılır. Tüm porselenlerin genel yapısında feldspar, kuartz (silika) ve kaolin (kil) bulunur. Porselenler arasındaki farklılıkları belirleyen ise, bileşimindeki maddelerin oransal farklılıkları ve fırınlama işlemleridir.^{24,60}

Feldspar

Potasyum alüminyum silikat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve albit ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) karışımından oluşur. Porselen tozunda %60 oranında bulunur ve ana yapıyı (matriks) oluşturur. Kristal opak bir madde olup camsı yapıyı sağlar. Doğal feldspar saf halde değildir, potas (potasyum oksit- K_2O) ve soda (sodyum oksit- Na_2O) ile karışım halinde bulunur. Soda formu ergime sıcaklığını düşürür. Potas formu ergimiş camın viskozitesini artırır dolayısıyla fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piroplastik akmayı azaltarak, marjinlerin yuvarlaklaşmasını, şekil ve detayların kaybolmasını önler.^{23,61,62}

Kuartz

Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, matriks içinde doldurucu görevi yapar. Porselen tozunda %10-30 oranında bulunur. Fırınlama nedeniyle oluşabilecek büzülme önler ve stabilite sağlar. Kuartz' ın erime ısısının çok yüksek olması

nedeniyle restorasyonun şeklinin korunmasına yardımcı olur ve porselenin dayanıklılığını artırır. Bunun yanı sıra materyale şeffaf bir görünüm kazandırır.^{22,23,61}

Kaolin

Kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{SiO}_2\text{H}_2\text{O}$), porselen tozunda %1-5 oranında bulunur. Opak yapıda olup ısıya oldukça dayanıklıdır. Porselen hamuruna elastikiyet verir. Bağlayıcılık ve şekillendiricilik özelliğinden faydalanılır.²³

Alümina

Alüminanın (Al_2O_3) ısısal genleşme katsayısı, düşük ısı porselenlerine yakındır. Böylece yapıya katılan iki materyalin birbiri ile uyumlu olmasını sağlar. Alümina çözünebilir ve düşük ısı porselenlerinde çok az bulunur. Ayrıca porselenlerin viskozitesini ve yapısal dayanıklılığını artırır.^{10,63}

Diğer katkı maddeleri

Temel materyaller dışında dental porselenlerin yapısına akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri ve opaklık veya parlaklık özelliğini arttıran çeşitli maddeler de ilave edilmiştir.^{3,23,59,64}

Porselenin tozundaki partiküllerin düşük ısıda sinterlenebilmesi için yapıya akışkanlar (borik asit ya da alkali karbonatlar) ve cam modifiye ediciler gibi kimyasal maddeler ilave edilir. Borik oksit (B_2O_3) cam düzenleyicidir, viskozite özelliğini azaltır ve erime derecesini düşürür.^{3,64}

Porselenlerin düşük fırınlama ısısına sahip, ancak yüksek viskozitede olması arzu edilmektedir. Bu nedenle yapısına, akışkanlığa karşı direnç elde etmek amacıyla ara oksitler (alüminyum oksit) katılır. Porselenin erime ısısında stabil kalmasını sağlayan metal oksitlerdir.^{3,64}

Dental porselenlerde kullanılan feldsparın nispeten saf ve renksiz olması nedeniyle porseleni doğal diş rengine benzetebilmek için renk pigmentleri yapıya

eklenmiştir. Dental porselene; demir ve nikel oksit kahverengi, bakır oksit yeşil, titanyum oksit sarımsı kahverengi, manganez oksit eflatun ve kobalt oksit mavi renk verir.^{3,59,64}

Özellikle dentin renklerinde yüksek opasiteye ihtiyaç duyulduğundan porselenin yapısına opaklaştırıcı ajanlar eklenmiştir. Opaklaştırıcı ajanlar, çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içerirler. Bu amaçla genellikle seryum, zirkonyum, titanyum ya da kalay oksit gibi ajanlar kullanılır.^{3,17,64}

2.5.2. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler uygulama alanlarına, yapım tekniklerine, kimyasal kompozisyonlarına ve fırınlama ısılarına göre sınıflandırılmışlardır.

Uygulama Alanlarına Göre Sınıflandırılması

- ✓ Metal kuronlarda ve köprü protezlerde kullanılan porselenler
- ✓ Full porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde kullanılan porselenler
- ✓ Hareketli protezlerde yer alan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler²²

Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

- ✓ Metal destekli porselenler,
- ✓ Metal desteksiz porselenler,
 - Geleneksel toz-likit porselenler
 - Dökülebilir porselenler
 - Bilgisayar destekli (CAD/CAM) hazırlanan porselenler
 - Isı ve basınç altında preslenen porselenler
 - İnfiltrat porselenler⁶⁵

Kimyasal İçeriklerine Göre Sınıflandırılması

- ✓ Cam seramikler (Aluminosilikat Cam)

- ✓ Doldurucu içeren cam seramikler (Lityum, Lantanyum)
- ✓ Polikristalin seramikler (Alumina, Zirkonya)⁶⁶

Fırınlama Isılarına Göre Sınıflandırma

- ✓ Yüksek ısı porselenleri >1300 °C (>2372 °F)
- ✓ Orta ısı porselenleri 1101 °C-1300 °C (2013 °F-2372 °F)
- ✓ Düşük ısı porselenleri 850 °C-1100 °C (1562 °F-2012 °F)
- ✓ Ultra düşük ısı porselenleri <850 °C (<1562 °F)³

Yüksek ısı porselenleri: Parsiyel ve total protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde ve nadiren porselen jaket kuronların yapımında kullanılırlar.^{3,17,23} Yapılan mikroskopik incelemede, porselenin ana yapısında, kuartzdan oluşan kristal iskeletler içinde düzensiz bir feldspatik matriksin izlendiği komplike yapıların olduğu görülmüştür.²³

Orta ısı porselenleri: Tam seramik köprülerde, jaket kuronların ve inleylerin yapımında kullanılırlar.¹ Yüksek ısı porselenine oranla daha fazla akışkan içerirler.²³

Düşük ısı porselenleri: Jaket kuron, metal-porselen restorasyonlar, alüminöz porselenler, çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılırlar.¹ Fırınlama sonrası daha fazla cama benzeyen, daha homojen ve daha az kuartz içeren bir mikro yapı gösterirler.²³

Ultra düşük ısı porselenleri: Büzülme katsayılarının düşük olması nedeniyle titanyum ve titanyum alaşımları ile birlikte kullanılırlar. Fırınlama sıcaklıklarının düşük olması metal oksit açığa çıkarma riskini azaltmaktadır.³

2.5.3. Düşük Isı Porselenlerinin Yapısal Bileşenleri

Düşük ısı porselenleri, metal-porselen ve tam seramik restorasyonlarda en çok kullanılan porselenlerdir. Fırınlaması kolaydır. Temel olarak opak porselen ve gövde

porceleninden oluşur. Gövde porcelenlerinin kimyasal yapılarının aynı olmasıyla birlikte içerikleri farklılık gösterebilmektedir.¹⁰

Opak Porceleni

Opak porceleni, metal alt yapının rengini maskeler, bu sayede porcelenin renginin oluşmasını sağlar. Metal ile porcelen arasında oluşan kimyasal bağlantıya katkısı vardır. İçeriğine katılan erimeyen oksitlerin partikül boyutlarındaki küçük değişiklikler hatta metalin yüzeyinde meydana gelen oksit tabakanın cinsi ve rengi maskelemeyi etkiler. Oluşan oksit tabakası, açık renkte ise ince bir opak tabakası, daha kalın ve koyu renkte ise daha kalın bir opak tabakasıyla maskelenebilir. Opak tabakasının kalınlığı, üzerine uygulanacak olan porcelenin markasına ve rengine göre de değişiklik gösterir. Uygulanması gereken opak tabaka kalınlığı, ideal olarak 0.5 mm, minimum 0.2 mm olmalıdır.¹⁰

Gövde Porceleni

Restorasyonu oluşturan porcelen işlenirken, en büyük hacmi gövde porceleni oluşturur. Bunun için renginin seçiminde hassas davranılması gerekir. Restorasyonun dayanıklılığı için gövde porceleni en az 0.5-1 mm, en fazla 1.5-2 mm uygulanmalıdır. Gövde porcelenlerinin içerisinde yer alan metal oksit miktarı rengi belirler. Bu metal oksitlerin miktarı ve türüne göre porcelenler; dentin porceleni, mine (insizal) porceleni, translusent porcelen, gövde modifiye ediciler ve glazür porceleni olarak sınıflandırılırlar.¹⁰

Dentin porceleni, doğal dentin tabakasını taklit etmek amacıyla kullanılır. Mine porceleni fırımlandığında dentin porcelenine göre daha şeffaf ve doğal dişlerdeki mine tabakasını taklit eden bir yapı oluşturur. Translusent porcelen ise doğal dişlerdeki şeffaflığı taklit edebilmek amacıyla üretilmiştir. Ancak tam şeffaf değildir, alt yüzeyindeki tabakanın renginin yansıtılmasına izin verir. Gövde modifiye ediciler ise

içeriklerinde bulunan metal oksitlerle yoğun bir renge sahiptir ve doğal dişlerdeki renklenmeleri taklit etmek için kullanılırlar. Glazür porseleni genelde renksizdir. Porselen üzerine uygulanınca ufak poroziteleri ve düzensizlikleri doldurur. Fırınlanınca parlak ve camsı bir görünüm kazanarak, doğal dişlere benzer restorasyonlar oluşturulmasını sağlar.¹⁰

2.6. Metal-Porselen Bağlantısı

Metal-porselen bağlantısı; mekanik bağlanma, sıkıştırma kuvvetleri, Van Der Waals kuvvetleri ve kimyasal bağlanma olmak üzere dört temel mekanizma ile sağlanır.¹

Mekanik Bağlantı

Metal alt yapı yüzeyi farklı işlemlerle pürüzlendirilerek dental porselenler için retantif bir yüzey oluşturulabilir. Metal veya metal oksit yüzeyinin porselen tarafından iyi bir şekilde ıslanmasına bağlı olarak mikro düzeydeki bu düzensiz alanlara opak porseleninin akması sağlanır ve porselenin tutuculuğunu arttıran mikro-mekanik bir bağlantı oluşur.¹

Metal yüzeyinin çeşitli taşlar, diskler ve zımparalar ile pürüzlendirilmesinin yanı sıra farklı parçacık boyutuna sahip alüminyum oksit tozlarının basınçlı hava ile metal yüzeyine püskürtülmesi sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Bu işlem ıslanabilirliğin artmasını, mekanik kilitlenmenin oluşmasını ve kimyasal bağlanma için yüzey alanının genişlemesini sağlar.¹⁰

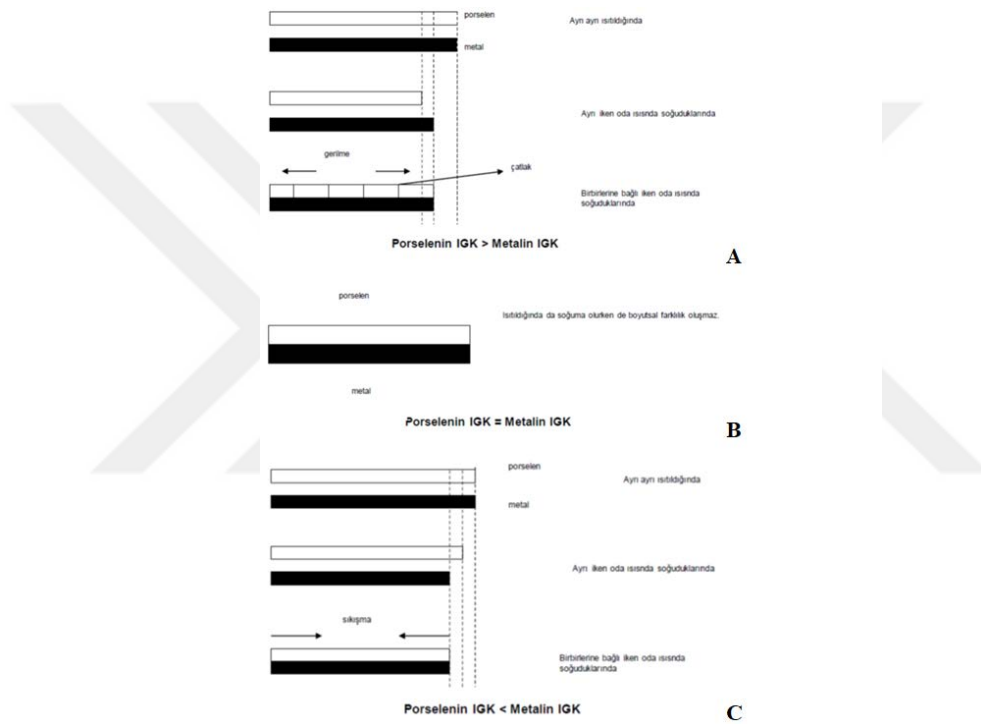
Dental porselen iyi polisajlı bir yüzeye de tutunabilir fakat yüzey pürüzlülüğü porselenin metal yüzeyine tutunma kuvvetini arttırır. Bundan dolayı sadece mekanik tutuculuk da tek başına bağlantı için yeterli değildir.^{1,16}

Sıkıştırma Kuvvetleri

Metal-porselen restorasyonlarda metalin ısısal genleşme katsayısının porselenin ısısal genleşme katsayısından çok az büyük olması nedeniyle porselen içerisinde baskı

stresleri oluşurken, metalde gerilim stresleri oluşacaktır. Isısal genleşme katsayılarındaki bu küçük farklılık, restorasyonun fırınlamadan sonra soğuması esnasında porselenin metale doğru çekilmesine yol açacak ve metal ile porselen bağlantısına katkısı olan bir sıkıştırma kuvveti açığa çıkacaktır.^{1,10}

Porselenin ısısal genleşme katsayısının metalin ısısal genleşme katsayısından büyük olması durumunda, soğuma sırasında porselende daha fazla büzülme meydana gelecek ve porseleni dirençsiz kılan çekme gerilimleri oluşacaktır (Şekil 2.12).^{1,16}



Şekil 2.12. Porselen ve metalin ısısal genleşme katsayıları arasındaki ilişki

A; Porselenin IGK'sı metalden büyük olduğunda; soğuma esnasında metal boyutu porselenden uzun olacağı için porselen metal üzerine gerilerek adapte olur ve dolayısı ile metalde sıkışma, porselende ise gerilme stresleri, bunun sonucunda çatlamlar ve kırıklar oluşur. **B;** Metal ve porselenin IGK' ları eşit olduğunda, ısıtma ve soğutma esnasında her hangi bir stres oluşmaz. **C;** Metalin IGK porselenden büyük olduğunda; soğuma esnasında metal boyutu porselenden kısa olacağı için porselen metal üzerine sıkışarak adapte olur ve dolayısı ile metalde gerilme, porselende ise sıkışma stresleri oluşur.

Van Der Walls Kuvvetleri

Yüklenmiş moleküllerin karşılıklı olarak elektrostatik çekimiyle oluşan bir bağlantı şeklidir. Metal yüzeyi ile eriyen porselen arasında bir temas açısı oluşmaktadır. Bu temas açısı ne kadar küçük olursa, erimiş porselen metal yüzeyindeki ayrıntılara o

kadar nüfuz eder ve iyi bir bağlanma sağlanır. Kimyasal olmayan bu bağlantı şeklinin metal-porselen bağlantısına çok az katkısı vardır.^{1,16}

Van Der Walls kuvvetlerinin sebep olduğu moleküler çekim, toplam bağlantı kuvvetine çok düşük bir seviyede katkı yapsa da, en önemli bağlanma mekanizması olan kimyasal bağlantının başlamasında oldukça önemlidir.¹

Kimyasal Bağlantı

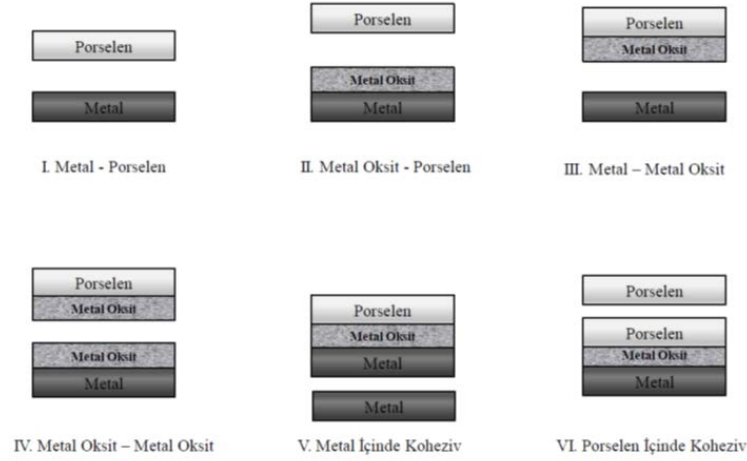
Metal-porselen bağlantısındaki temel bağlantı mekanizması, metal oksitlerin porselenin içine olan difüzyonu sonucu ortaya çıkan kimyasal bağlantıdır. Oksit tabakası soy metal alaşımlarında kendiliğinden oluşmaz. Bu nedenle soy metal alaşımlarına kalay, indiyum ve demir gibi metal elementler eklenir ve vakumsuz ortamda fırınlama gerçekleştirilir. Soy olmayan metal alaşımları ise metal ilavesi olmaksızın kendi oksitleri ile bu ara oksit tabakasını oluştururlar. Aşırı kalın bir oksit tabakası bağlantının zayıflamasına neden olabilir.^{1,16}

Porselenin metal alt yapı yüzeyinden temiz bir şekilde ayrılması, koping yüzeyindeki kontaminasyon veya oksit tabakasının kalınlığı nedeniyle ortaya çıkan bağlanma hatasının bir işaretidir. Bazı durumlarda bağlantıyı güçlendirmek için bağlayıcı ajanlar kullanılır. Bu durumda oluşan oksit tabakası bağlayıcı ajan ve metal arasındadır.¹

2.6.1. Metal-Porselen Bağlantı Başarısızlıkları

O'Brien metal ile porselen arasındaki bağlantı başarısızlıklarını; metal-porselen arası, metal oksit-porselen arası, metal-metal oksit arası, metal oksit-metal oksit arası, metal içinde koheziv ve porselen içinde koheziv başarısızlık olmak üzere altı başlık altında toplamıştır (Şekil 2.13).¹⁷

Metal-porselen arası başarısızlık: Metal porselenden temiz bir yüzey halinde ayrılır. Metal alt yapı okside edilmeden porselen fırımlandığında ya da kontamine olmuş yüzey üzerine porselen uygulandığında bu tip başarısızlık görülür.²³



Şekil 2.13. Metal-porselen bağlantı başarısızlıkları

Metal oksit-porselen arası başarısızlık: Oksit tabakası metale bağlı kalırken porselen metal oksitten ayrılır. Soy olmayan metal alaşımlarının kullanıldığı durumlarda sık görülen bir bağlantı başarısızlığıdır.²³

Metal-metal oksit arası başarısızlık: Oksit tabakası porselen üzerinde kalır, metalle birleşmez. Genellikle soy olmayan metal alaşımlarındaki krom oksit ve nikel oksitin varlığında görülür.²³

Metal oksit-metal oksit arası başarısızlık: Metal ve porselen arasındaki oksit tabakasının aşırı kalın olduğu durumlarda görülür. Büyük parçalar halinde ayrılmalar meydana gelir.²³

Metal içinde koheziv başarısızlık: Metalin yüzeyi düzgün olmadığında veya köşeli yapılar bırakıldığında genellikle köprülerin gövde ile destek dış birleşim yerlerinde görülür.²³

Porselen içinde koheziv başarısızlık: Yüksek çiğneme basıncı altında meydana gelen gerilim tipi kuvvetler sonucunda görülebilir.

Klinik başarısızlıklar en çok metal-porselen ara yüzünde ayrılma, opak ve dentin porselenleri arasında kırılma ve restorasyonun yüzeyinde oluşan çatlaklar şeklinde ortaya çıkmaktadır. Uygun bir bağlantı sağlandığında porselende koheziv kırılma görülür.²²

Koheziv ayrılmalar aynı materyalin yapısında, adeziv ayrılmalar ise farklı materyaller arasında meydana gelir. Genellikle soy metal alaşımlarında koheziv başarısızlık görülürken, soy olmayan metal alaşımlarında ise adeziv başarısızlık görülmektedir.¹⁶

2.7. Metal-Porselen Bağlantısının Değerlendirilmesi

Metal-porselen restorasyonların klinik başarısını belirleyen faktörlerden biri metal ve porselen arasındaki bağlanma direncidir. Ağız ortamında bu direnci; devamlı kuvvetler, aralıklı kuvvetler, gerilim kuvvetleri, baskı kuvvetleri ve makaslama kuvvetleri etkiler.^{67,68} Bu kuvvetlerin çok karmaşık olması nedeniyle çok sayıda test yönteminin bulunmasına karşın bağlantının kesin olarak değerlendirebildiği evrensel bir test tasarımı bulunmamaktadır.^{69,70}

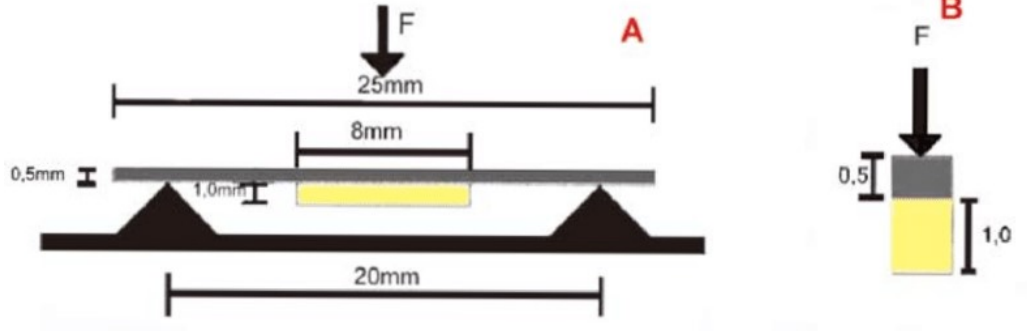
Restorasyonlarda oluşan yorgunluk dirençlerini değerlendirmek için termal yaşlandırma ve mekanik yükleme gibi yorgunluk testleri uygulanmaktadır. Bu testlerin sonucuna göre restorasyonun tasarımı, materyalin temel özellikleri veya ömrü belirlenebilir. Tekrarlanabilir ve karşılaştırılabilir sonuçlar elde edebilmek için in-vitro testler uygun şartlar altında yapılmalıdır.^{71,72} Bağlanma testleri, çeşitli restorasyonların klinik performanslarının değerlendirilmesinde kullanılır.⁷³

Metal-porselen bağlantı dayanıklılığının değerlendirilebilmesi için; makaslama (shear) bağlanma dayanımı testi, çekme testi, makaslama-çekme testleri kombinasyonu, bükme (burma) testi ve üç-dört nokta eğme testleri gibi mekanik testler kullanılabilir.⁶⁷

2.7.1. Üç Nokta Eğme Testi

International Organization for Standardization (ISO) da metal-porselen bağlantısının değerlendirilebilmesi için üç nokta eğme testi önerilmiştir.⁷⁴⁻⁷⁶ Bu test yönteminde boyutları standart olan metal bar üzerine tam ortalanacak şekilde boyutları standart olan porselen fırınlanır. Destek noktaları arası mesafe 20 mm olacak şekilde

ayarlandıktan sonra örneklerin tam ortasından kuvvet uygulanır. Porselenin metalden ayrıldığı andaki kırılma kuvveti değeri kaydedilir (Şekil 2.14).⁷⁷



Şekil 2.14. Üç nokta eğme testi A; metal-porselen örneklerin şekil ve boyutları B; örneklerin kesit boyutları⁷⁸

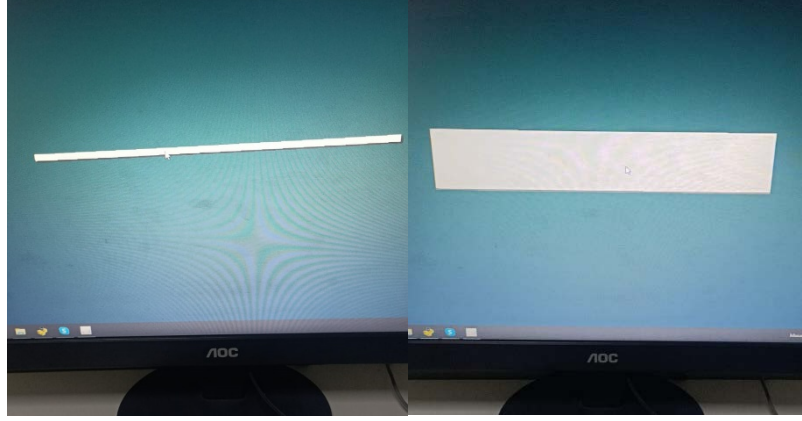
3. MATERYAL VE METOD

Bu tez çalışması Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Ar-Ge Laboratuvarında yürütüldü. Kullanılan metal alt yapılar Özel A&Y Dijital Üretim Merkezinde hazırlandı. Üretilen alt yapılar üzerine porselen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarında uygulandı. Kullanılan malzeme ve laboratuvar giderleri Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenen TDH-2019-1038 numaralı projeden sağlandı. Örnek sayısını belirlemek amacıyla G*Power paket programı (G*Power Ver. 3.0.10, Franz Faul, Universität Kiel, Almanya) kullanıldı. %25 etki büyüklüğünde %80 güç için $\alpha=0.05$ tip I hata oranları ile her bir grupta en az dokuz örnek olması gerektiği belirlendi ve 10 örnek hazırlanmaya karar verildi.

3.1. Metal Alt Yapıların Hazırlanması

3.1.1. Metal Alt Yapıların Dijital Tasarımlarının Yapılması

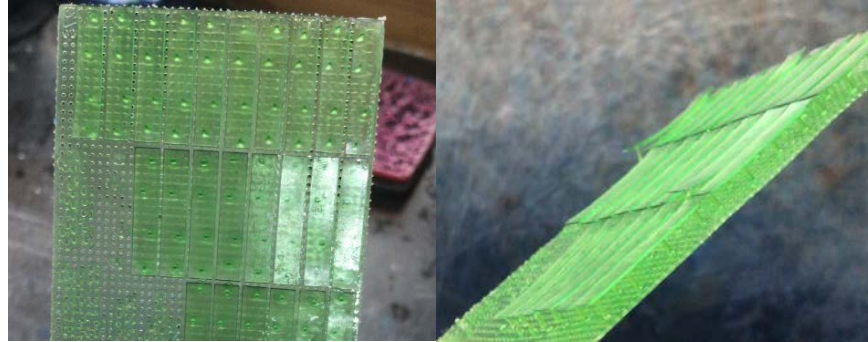
Metal-porselen bağlantısının değerlendirilebilmesi amacıyla; ISO 9693 standartlarına uygun olarak üç nokta eğme testi için $(25\pm1)\times(3\pm0.1)\times(0.5\pm0.05)$ mm boyutlarında olması gereken bar şeklindeki Co-Cr metal örneklerin üretim sonrası yüzey tesviyesi planlandığından $25\times3\times0.7$ mm boyutlarında olacak şekilde EXOCAD (Exocad GmbH-Darmstadt, Almanya) yazılım programı ile dijital olarak tasarımı yapıldı (Şekil 3.1) ve döküm, frezeleme, DMLS ve SLM yöntemleriyle üretimleri gerçekleştirildi. Toplam 240 adet metal alt yapı elde edildi.



Şekil 3.1. Metal alt yapıların üretimi öncesi dijital tasarımlarının hazırlanması

3.1.2. Döküm Yöntemi ile Metal Alt Yapıların Hazırlanması

Metal alt yapı boyutlarının standardize edilebilmesi amacıyla; 25x3x0.7 mm boyutlarında dijital olarak tasarlanan 60 adet şablon örnek dökümde kullanılmak üzere ışıkla sertleşen rezinden (Sheraprint-cast; Shera Werkstoff-Technologie, Lemförde, Almanya) üç boyutlu yazıcı ile üretildi (Şekil 3.2). Tijlenerek manşet içerisinde fosfat bağlı revetmana (SherafinaRapid; Shera Werkstoff-Technologie, Lemförde, Almanya) alınan rezin örnekler döküme hazır hale getirildi.

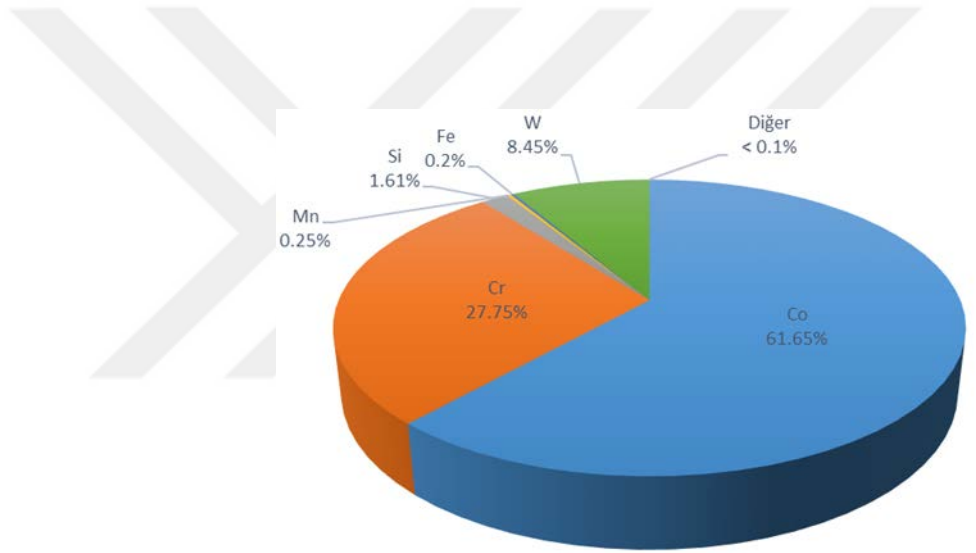


Şekil 3.2. Dökümde kullanılmak üzere üç boyutlu yazıcı ile hazırlanan rezin örnekler

Döküm işlemi öncesinde manşetler, üreticinin talimatları doğrultusunda manşet fırınında (MFX 1010; Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) 900 °C’de ön ısıtmaya tabi tutuldu. Ardından santrifüj cihazında (SMD 510; Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) (Şekil 3.3) Co-Cr alaşımı (KERA®GEN; Eisenbacher Dentalwaren ED, Almanya) (Şekil 3.4, Tablo 3.1) kullanılarak metal alt yapılar elde edildi. Daha sonra tijler karbon separe ile kesilerek uzaklaştırıldı ve tesfiye işlemleri tamamlandı (Şekil 3.5).



Şekil 3.3. Döküm işleminde kullanılan manşet fırını (a) ve santrifüj cihazı (b)



Şekil 3.4. Döküm işleminde kullanılan alaşımın içeriği

Tablo 3.1. Döküm işleminde kullanılan alaşımın fiziksel özellikleri

Yoğunluk	8.55 g/cm ³
Sertlik	285 hv10
Gerilme direnci	525 MPa
Elastiklik katsayısı	240 GPa
Uzama	%14.7
Isısal genleşme katsayısı	14.5×10 ⁻⁶ °C
Döküm derecesi	1518°C



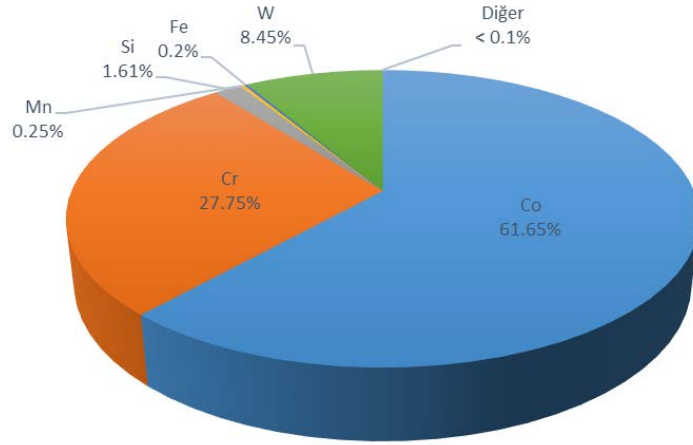
Şekil 3.5. Döküm yöntemi ile hazırlanan metal alt yapılar

3.1.3. Frezeleme Yöntemi ile Metal Alt Yapıların Hazırlanması

Bilgisayar programında dijital tasarımları tamamlanan 60 adet alt yapı, beş eksenli frezeleme cihazı (Yena D15; Turkuaz A.ş, İzmir, Türkiye) (Şekil 3.6) ile Co-Cr metal alaşım bloğundan (KERA®-DISC; Eisenbacher Dentalwaren ED, Almanya) (Şekil 3.7, Tablo 3.2) üretildi. Metal örneklerin üretimi tamamlandıktan sonra tesviye işlemleri yapıldı (Şekil 3.8).



Şekil 3.6. Beş eksenli frezeleme cihazı



Şekil 3.7. Frezeleme yönteminde kullanılan alaşımin içeriği

Tablo 3.2. Frezeleme yönteminde kullanılan alaşımin fiziksel özellikleri

Yoğunluk	8.55 g/cm ³
Sertlik	275 hv10
Gerilme direnci	819 MPa
Elastiklik katsayısı	240 GPa
Uzama	%14
Isısal genleşme katsayısı	14.1×10 ⁻⁶ °C



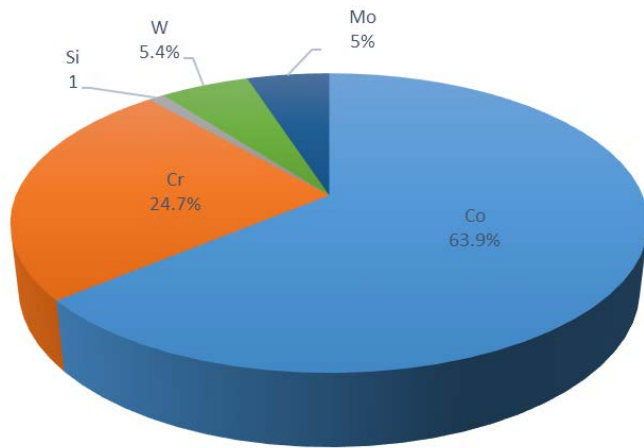
Şekil 3.8. Frezeleme yöntemi ile hazırlanan metal alt yapılar

3.1.4. DMLS Yöntemi ile Metal Alt Yapıların Hazırlanması

Bilgisayar programında dijital tasarımları tamamlanan 60 adet alt yapı, DMLS cihazı (EOSINT M 270; EOS GmbH, Wiefelstede, Almanya) (Şekil 3.9) ile Co-Cr metal alaşım tozlarından (Mediloy S-Co; Bego, Bremen, Almanya) (Şekil 3.10, Tablo 3.3) üretildi. Yapılan tesfiye işlemlerinin ardından metal sinterleme fırınında (Protherm; B&D Dental Origin Frezeleme, UT, USA) dört saat süreyle 450-900°C arasında ısıtılarak işlem uygulanarak artık stresler giderildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.9. DMLS cihazı



Şekil 3.10. DMLS yönteminde kullanılan alaşımın içeriği

Tablo 3.3. DMLS yönteminde kullanılan alaşımin fiziksel özellikleri

Yoğunluk	8.6 g/cm ³
Sertlik	470/430 hv10
Elastiklik katsayısı	215/180 GPa
Uzama	%4/5
Isıl genleşme katsayısı	14.3×10 ⁻⁶ °C



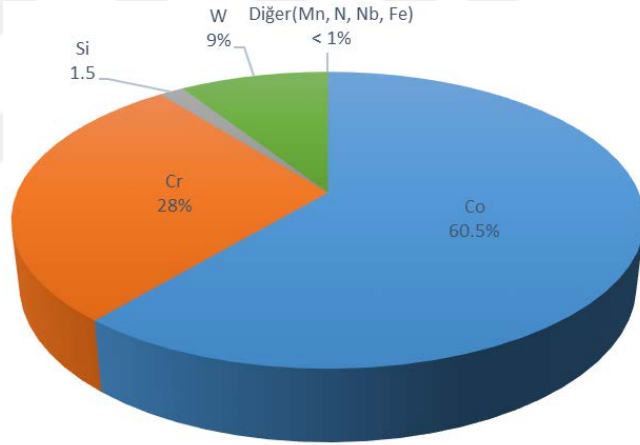
Şekil 3.11. DMLS yöntemi ile hazırlanan metal alt yapılar

3.1.5. SLM Yöntemi ile Metal Alt Yapıların Hazırlanması

Bilgisayar programında dijital tasarımları tamamlanan 60 adet alt yapı, LaserCusing® cihazı (MLab Cusing 200R; Concept Laser, Lichtenfels, Almanya) (Şekil 3.12) ile Co-Cr metal alaşım tozlarından (Remanium Star; Dentaaurum, Ispringen, Almanya) (Şekil 3.13, Tablo 3.4) üretildi. Yapılan tesfiye işlemlerinin ardından metal sinterleme fırınında (Protherm; B&D Dental Origin Milling, UT, USA) dört saat süreyle 450-900°C arasında ısıtılarak işlem uygulanarak artık stresler giderildi (Şekil 3.14, 3.15).



Şekil 3.12. LaserCusing® cihazı



Şekil 3.13. SLM yönteminde kullanılan alaşımin içeriği

Tablo 3.4. SLM yönteminde kullanılan alaşımin fiziksel özellikleri

Yoğunluk	8.6 g/cm³
Gerilme direnci	1030 MPa
Elastiklik katsayısı	230 GPa
Uzama	%10
Isılal genleşme katsayısı	14.1×10⁻⁶°C



Şekil 3.14. SLM yöntemi ile hazırlanan metal alt yapılar



Şekil 3.15. Metal sinterleme fırını

3.2. Metal Alt Yapılara Porselen Uygulanması

Tesviye işlemleri tamamlanan bütün metal alt yapıların yüzeylerine standardizasyonu sağlamak amacıyla 10 mm uzaklıktan 2 atm basınç altında 250 µm'lik alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri (Shera-Aluminiumoxid; Shera Werkstoff-Technologie, Lemförde, Almanya) ile kumlama işlemi uygulandı. Kumlamanın ardından ultrasonik temizleyicide 10 dk süreyle temizlenen örneklerin kalınlıkları dijital kumpas (Digimatic Caliper; Mitutoyo, Tokyo, Japonya) ile kontrol edildi (Şekil 3.16).

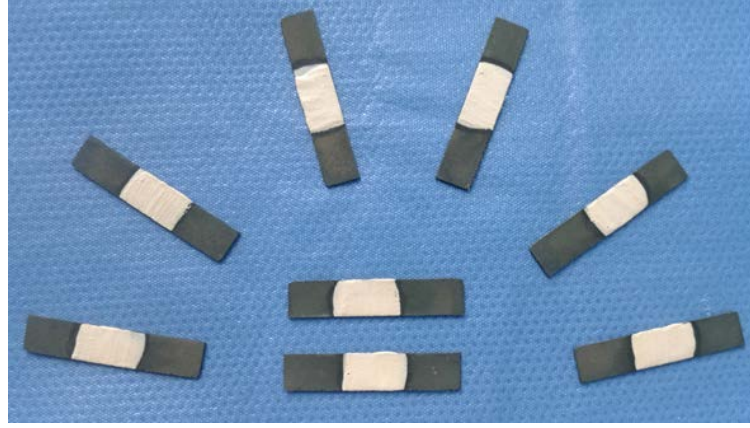


Şekil 3.16. Örnek kalınlığının ölçülmesi

Yüzey hazırlığı aşamaları tamamlanan metal örnekler, ISO 9693 standartları doğrultusunda (8x3x1.1 mm) porselen uygulaması yapabilmek için özel bir kalıp hazırlandı (Şekil 3.17). Döküm, frezeleme, DMLS ve SLM yöntemleri ile hazırlanan metal örnekler üç (20 örnek) alt gruba ayrılarak kullanılacak olan porselene uygun opak tabakası, üretici firmaların talimatlarına göre karıştırılarak 0.2 mm kalınlığında iki defa fırınlama yapılarak uygulandı (Tablo 3.5-3.7, Şekil 3.18).



Şekil 3.17. Porselen uygulaması için hazırlanan kalıp



Şekil 3.18. Opak tabakası uygulanmış metal örnekler

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda karıştırılan Vita VMK Master (Vita, Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (Şekil 3.19), Vita VM 13 (Vita, Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (Şekil 3.20) ve G-Ceram MF (Atlas Enta Dişçilik Sanayi, İzmir, Türkiye) (Şekil 3.21) marka dental porselenler kalınlıkları 0.9 mm olacak şekilde, kalınlığı 0.2 mm olan opak tabakasının üzerine uygulandı. Tüm örnekler porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) üretici firmanın önerilerine göre (Tablo 3.5-3.7) hazırlandı (Şekil 3.22).



Şekil 3.19. Vita VMK Master porselen



Şekil 3.20. Vita VM 13 porselen



Şekil 3.21. G-Ceram MF porselen

Tablo 3.5. Vita VMK Master porseleni fırınlama programı

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	DENTİN
500	2.00	5.38	80	950	1.00	5.38	OPAK

Tablo 3.6. Vita VM 13 porseleni fırınlama programı

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	6.55	55	880	1.00	6.55	DENTİN
500	2.00	5.12	75	890	1.00	5.12	OPAK

Tablo 3.7. G-Ceram MF porseleni fırınlama programı

Kurutma	Başlangıç Sıcaklığı	Vakum Başlama	Dakikada Artan Sıcaklık	Vakum Bitim	Bekleme Süresi	En Yüksek Sıcaklık	
Dakika (dk)	°C	°C	°C/dk	°C	dk	°C	
6	550	600	55	900	1	905	DENTİN
4-5	550	600	55	965	1	965-970	OPAK

**Şekil 3.22.** Çalışmada kullanılan porselen fırını (Ivoclar Programat P300)

Soğumayı takiben örneklerin yüzey düzensizliklerinin giderilmesi ve kalınlıkta standardizasyon sağlanması amacıyla su soğutması altında düz uçlu elmas laboratuvar frezi kullanılarak düzeltmeler yapıldı. Daha sonra örneklerin boyutları dijital kumpas (Digimatic Caliper; Mitutoyo, Tokyo, Japonya) yardımıyla kontrol edildi.

Tesfiye işlemleri biten örneklere, her porselene uygun glaze işlemi üretici firmaların talimatları doğrultusunda uygulandı (Tablo 3.8-3.10). İnce bir cam levha üzerinde hazırlanan toz-likit karışımı, örnek yüzeylerine tek bir uygulayıcı tarafından homojen kıvamda sürüldü. Örnekler özel bir tabla üzerinde porselen fırınına (Programat P300; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) yerleştirildi ve firmanın önerdiği fırınlama sıcaklıklarında bir defa glaze işlemi uygulandı (Şekil 3.23).

Tablo 3.8. Vita VMK Master porseleni glazür programı

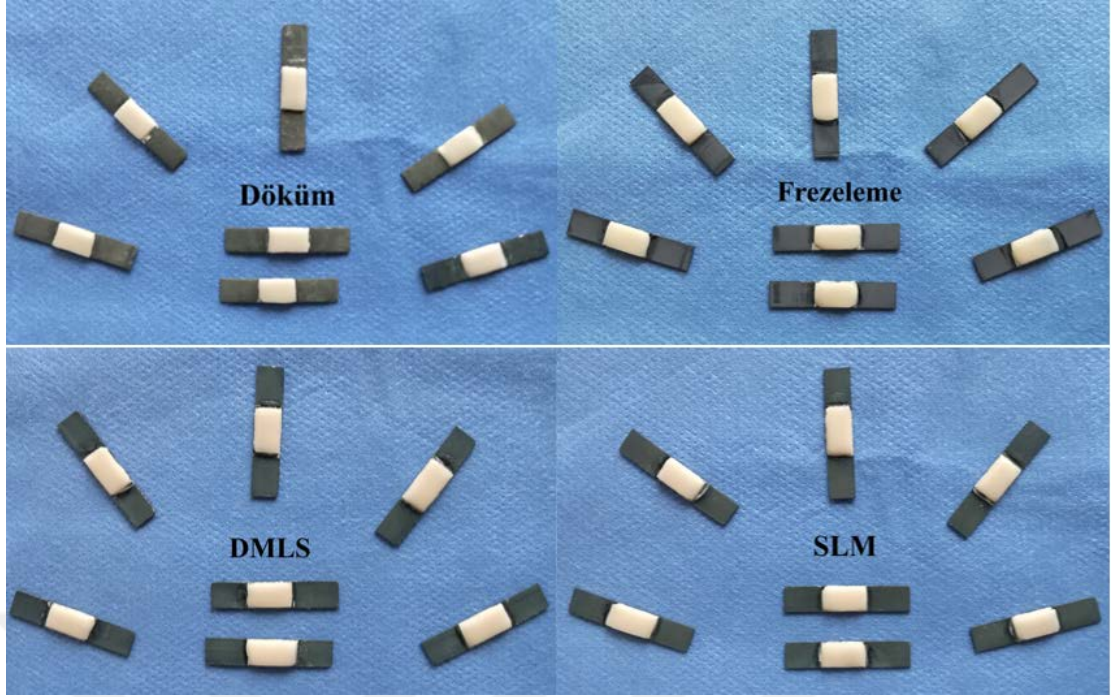
Başlangıç Sıcaklığı	Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi	Sıcaklık Artma Süresi	Dakikada Artan Sıcaklık	En Yüksek Sıcaklık	En Yüksek Sıcaklıkta Bekleme Süresi	Vakum Süresi
°C	Dakika (dk)	dk	°C/dk	°C	dk	dk
500	4.00	5.15	80	920	1.00	-

Tablo 3.9. Vita VM 13 porseleni glazür programı

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	4.45	80	880	1.00	-

Tablo 3.10. G-Ceram MF porseleni glazür programı

Kurutma	Başlangıç Sıcaklığı	Vakum Başlama	Dakikada Artan Sıcaklık	Vakum Bitim	Bekleme Süresi	En Yüksek Sıcaklık
Dakika (dk)	°C	°C	°C/dk	°C	dk	°C
3-5	550	-	55	-	1	895



Şekil 3.23. Glazür uygulanan örnekler

3.3. Yaşlandırma İşlemi ve Üç Nokta Eğme Testinin Uygulanması

Bağlantı testi öncesinde; örnek gruplarının yarısına (120 örnek) her iki banyo için daldırma zamanı 20 saniye, banyolar arası transfer zamanı 5 saniye olacak şekilde termal yaşlandırma cihazında (Gökçeler Makina, Sivas, Türkiye) (Şekil 3.24) $5\pm 2/55\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'ler arasında 5000 devir yaşlandırma işlemi uygulandı.



Şekil 3.24. Termal yaşlandırma cihazı

Metal-porselen bağlantı dayanıklılığının değerlendirilmesi için porselen fırınlama işlemleri tamamlanan örneklere özel olarak hazırlanan yükleme düzeneği ile universal test cihazında (Instron, 3344, Metalinspec, Canton, ABD) üç nokta eğme testi uygulandı. Düzenek, iki dayanak arası mesafe 20 mm, eğme kuvvetini uygulayan pistonun uç kısmı 1 mm çapında olacak şekilde hazırlandı (Şekil 3.25).



Şekil 3.25. Universal test cihazı

Test sırasında porselen kısım aşağıda kalacak şekilde örnekler, iki dayanak arasına yerleştirildi ve tam orta noktalarından 1.5 mm/dk hız ile itme kuvveti uygulandı (Şekil 3.26). Kuvvet yüklemesi, örneklerin metal-porselen ara yüzeyinde adeziv ve/veya koheziv bir başarısızlık oluşuncaya kadar (porselen metalden tamamen ayrılıncaya kadar) sürdürüldü. Değerler MPa cinsinden elde edildi.



Şekil 3.26. Üç nokta eğme testi için hazırlanan test düzeneği

3.4. Metal-Porselen Bağlantı Başarısızlık Tipinin Belirlenmesi

Metal-porselen ayrılma yüzeyleri ışık mikroskopunda (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Göttingen, Almanya) incelenerek başarısızlık tipi (adeziv-koheziv-kombine) belirlendi (Şekil 3.27).



Şekil 3.27. Işık mikroskobu

3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Alınması

Her gruptan ilave bir metal alt yapı örneğin yüzey topografisi taramalı elektron mikroskobu (SEM) (JSM-6610; Jeol, Peabody, ABD) altında incelendi. Örnekler 20 kV'da $\times 500$, $\times 1000$ ve $\times 2000$ kez büyütülerek görüntülendi (Şekil 3.28).



Şekil 3.28. Yüzey topografisinin incelenmesinde kullanılan taramalı elektron mikroskobu

3.6. Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Çalışmanın istatistiksel analizi SPSS Statistics 20.0 (SPSS Inc. Chicago, IL, ABD) bilgisayar programı ile % 95 güven aralığında ve $p=0.05$ anlamlılık düzeyinde yapıldı. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu analitik yöntemlerden Shapiro Wilk testi kullanılarak incelendi ve bütün gruplarda verilerin normal dağılıma uygunluk gösterdiği belirlendi. Elde edilen veriler üç yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanılarak karşılaştırıldı. Gruplar arası çoklu karşılaştırmaların analizi Tukey HSD post-hoc testi ile yapıldı.

4. BULGULAR

4.1. Üç Nokta Eğme Testi Bulguları

Bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılması amacıyla kullanılan üç yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 4.1’ de gösterildi. Metal alt yapı üretim tekniklerinin, porselen türlerinin, yaşlandırma işleminin, metal alt yapı üretim teknikleri ile farklı porselen türleri arasındaki etkileşimin çok anlamlı ($p<0.001$), metal alt yapı üretim teknikleri ile yaşlandırma işlemi arasındaki etkileşimin ise anlamlı ($p<0.01$), porselen türü ile yaşlandırma işlemi ve metal alt yapı üretim tekniği-porselen türü-yaşlandırma işlemi etkileşiminin anlamsız ($p>0.05$) olduğu istatistiksel olarak saptandı.

Tablo 4.1. Üç yönlü varyans analizi sonuçları

	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
Metal Alt Yapı Üretim Tekniği (MAÜT)	148547	3	49516	141.03	<.001
Porselen Türü (PT)	10594	2	5297	15.09	<.001
Yaşlandırma İşlemi (Yİ)	6557	1	6557	18.68	<.001
MAÜT*PT	13142	6	2190	6.24	<.001
MAÜT*Yİ	4101	3	1367	3.89	0.010
PT*Yİ	1117	2	558	1.59	0.206
MAÜT*PT*Yİ	4162	6	694	1.98	0.070

Elde edilen verilerin ortalama ve standart sapma sonuçları Tablo 4.2’ de gösterildi.

Tablo 4.2. Elde edilen verilerin ortalama (MPa) ve standart sapma sonuçları

		Yaşlandırma Uygulanmayan		Yaşlandırma Uygulanan	
Gruplar		Ortalama	Standart S.	Ortalama	Standart S.
Döküm	Vita VMK Master	145.00	±27.30	123.00	±31.60
	Vita VM 13	134.00	±25.40	105.00	±29.10
	G-Ceram MF	132.00	±30.40	129.00	±19.30
Frezeleme	Vita VMK Master	63.40	±7.63	57.60	±8.64
	Vita VM 13	63.10	±11.10	60.90	±6.56
	G-Ceram MF	61.60	±8.94	59.60	±6.41
DMLS	Vita VMK Master	142.00	±22.00	105.00	±17.60
	Vita VM 13	90.00	±22.00	89.50	±15.90
	G-Ceram MF	135.00	±16.50	115.00	±21.10
SLM	Vita VMK Master	97.40	±9.84	97.00	±11.00
	Vita VM 13	102.00	±13.30	98.70	±18.00
	G-Ceram MF	119.00	±17.80	119.00	±13.80

Döküm tekniğiyle hazırlanan metal alt yapıların porselen ile olan bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde; yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerde, en yüksek bağlanma dayanım değerleri Vita VMK Master porselen uygulanan örneklerde (145.00 MPa), en düşük bağlanma dayanım değerleri G-Ceram MF porselen uygulanan örneklerde (132.00 MPa) tespit edilmiştir. Yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde, en yüksek bağlanma dayanım değerleri G-Ceram MF porselen uygulanan örneklerde (129.00 MPa), en düşük bağlanma dayanım değerleri Vita VM 13 porselen uygulanan örneklerde (105.00 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4.2).

Frezeleme tekniğiyle hazırlanan metal alt yapıların porselen ile olan bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde; yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerde, en yüksek bağlanma dayanım değerleri Vita VMK Master porselen uygulanan örneklerde (63.40 MPa), en düşük bağlanma dayanım değerleri G-Ceram MF porselen uygulanan örneklerde (61.60 MPa) saptanmıştır. Yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde, en

yüksek bağlanma dayanım değerleri Vita VM 13 porselen uygulanan örneklerde (60.90 MPa), en düşük bağlanma dayanım değerleri Vita VMK Master porselen uygulanan örneklerde (57.60 MPa) elde edilmiştir (Tablo 4.2).

Direkt metal lazer sinterleme tekniğiyle hazırlanan metal alt yapıların porselen ile olan bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde; yaşlandırma uygulanmayan örneklerde, en yüksek bağlanma dayanım değerleri Vita VMK Master porselen uygulanan örneklerde (142.00 MPa), en düşük bağlanma dayanım değerleri Vita VM 13 porselen uygulanan örneklerde (90.00 MPa) tespit edilmiştir. Yaşlandırma uygulanan örneklerde, en yüksek bağlanma dayanım değerleri G-Ceram MF porselen uygulanan örneklerde (115.00 MPa), en düşük bağlanma dayanım değerleri Vita VM 13 porselen uygulanan örneklerde (89.50 MPa) belirlenmiştir (Tablo 4.2).

Seçici lazer ergitme tekniğiyle hazırlanan metal alt yapıların porselen ile olan bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde; yaşlandırma uygulanmayan örneklerde, en yüksek bağlanma dayanım değerleri G-Ceram MF porselen uygulanan örneklerde (119.00 MPa), en düşük bağlanma dayanım değerleri Vita VMK Master porselen uygulanan örneklerde (97.00 MPa) saptanmıştır. Yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde, en yüksek bağlanma dayanım değerleri G-Ceram MF porselen uygulanan örneklerde (119.00 MPa), en düşük bağlanma dayanım değerleri Vita VMK Master porselen uygulanan örneklerde (97.40 MPa) elde edilmiştir (Tablo 4.2).

4.1.1. Metal Alt Yapı Üretim Tekniklerine Ait İstatistiksel Değerlendirme

Metal alt yapı üretim teknikleri dikkate alınarak porselen üst yapılarla olan bağlanma dayanım değerleri incelendiğinde; porselen materyali ile en yüksek bağlanma dayanım değerleri yaşlandırma işlemi uygulanmayan (137.00 MPa) ve uygulanan (119.00 MPa) döküm tekniğiyle hazırlanan örneklerde elde edilmiştir. En düşük bağlanma

dayanım değerleri ise yaşlandırma işlemi uygulanmayan (62.70 MPa) ve uygulanan (59.40 MPa) frezeleme tekniğiyle hazırlanan örneklerde saptanmıştır (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Metal alt yapı üretim tekniklerinin bağlanma dayanımlarının ortalama (MPa) ve standart sapma sonuçları

Gruplar	Yaşlandırma Uygulanmayan				Yaşlandırma Uygulanan			
	Ortalama	Standart S.	Min.	Maks.	Ortalama	Standart S.	Min.	Maks.
Döküm	137.00	±27.40	81.50	178.00	119.00	±28.20	54.70	171.00
Frezeleme	62.70	±9.03	45.60	81.50	59.40	±7.15	41.20	74.20
DMLS	122.00	±30.50	65.50	167.00	103.00	±20.70	60.10	153.00
SLM	106.00	±16.60	79.80	140.00	105.00	±17.40	75.40	141.00

Metal alt yapı üretim tekniklerine ait ikili karşılaştırma sonuçları değerlendirildiğinde (Tablo 4.4);

➤ DMLS yöntemiyle hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları ile SLM yöntemiyle hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir farklılık ($p>0.05$) olmadığı,

➤ DMLS yöntemiyle hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları ile frezeleme ve döküm yöntemiyle hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir farklılık ($p<0.001$) olduğu,

➤ SLM yöntemiyle hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları ile frezeleme ve döküm yöntemiyle hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir farklılık ($p<0.001$) olduğu,

➤ Frezeleme yöntemiyle hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları ile döküm yöntemiyle hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir farklılık ($p<0.001$) olduğu istatistiksel olarak tespit edilmiştir.

Tablo 4.4. Metal alt yapı üretim tekniklerinin ikili karşılaştırma sonuçları

Gruplar		Ortalama Fark	SE	df	t	P _{tukey}
DMLS	SLM	7.15	3.42	216	2.09	0.160
	Frezeleme	51.63	3.42	216	15.09	<.001
	Döküm	-15.25	3.42	216	-4.46	<.001
SLM	Frezeleme	44.48	3.42	216	13.00	<.001
	Döküm	-22.40	3.42	216	-6.55	<.001
Frezeleme	Döküm	-66.88	3.42	216	-19.55	<.001

4.1.2. Porselen Üst Yapılara Ait İstatistiksel Değerlendirme

Porselen üst yapılar dikkate alınarak metal alt yapılarla olan bağlanma dayanım değerleri incelendiğinde; metal alt yapı ile en yüksek bağlanma dayanım değerleri yaşlandırma işlemi uygulanmayan Vita VMK Master porselen uygulanan örneklerde (112.00 MPa) ve G-Ceram MF porselen uygulanan örneklerde (112.00 MPa) elde edilmiştir. Yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde ise en yüksek bağlanma dayanım değerleri G-Ceram MF porselen uygulanan örneklerde (106.00 MPa) belirlenmiştir. En düşük bağlanma dayanım değerleri yaşlandırma işlemi uygulanmayan (97.20 MPa) ve uygulanan (88.40 MPa) Vita VM 13 porselen örneklerde saptanmıştır (Tablo 4.5).

Porselen üst yapılara ait ikili karşılaştırma sonuçları değerlendirildiğinde (Tablo 4.6);

➤ Vita VMK Master porselen ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları ile Vita VM 13 porselen ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı arasında anlamlı bir farklılık ($p < 0.001$) olduğu,

➤ Vita VMK Master porselen ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları ile G-Ceram MF porselen ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir farklılık ($p > 0.05$) olmadığı,

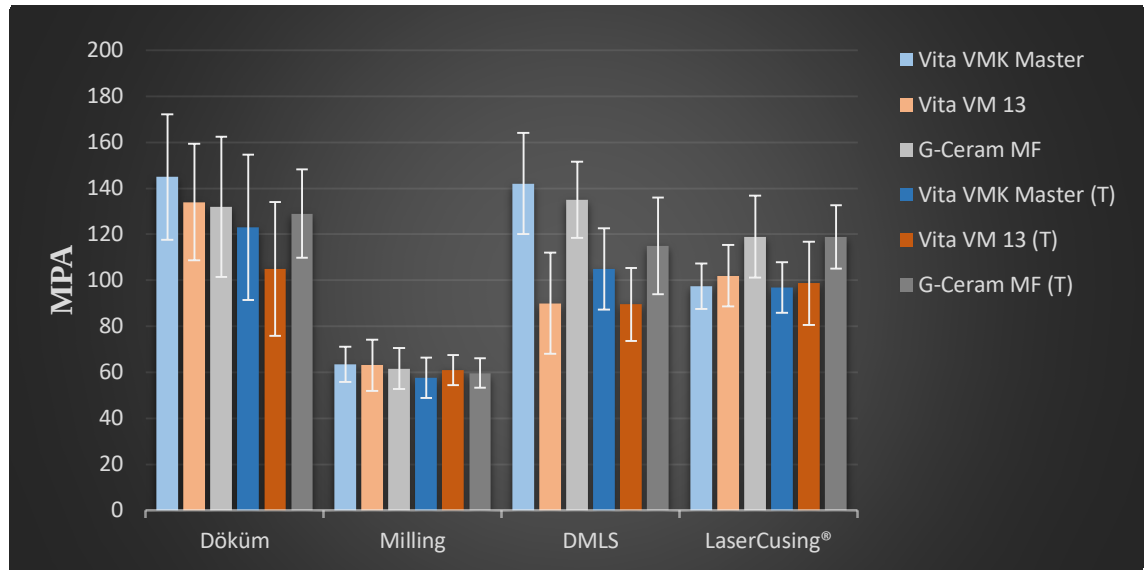
➤ Vita VM 13 porselen ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları ile G-Ceram MF porselen ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir farklılık ($p<0.001$) olduğu istatistiksel olarak tespit edilmiştir.

Tablo 4.5. Porselen üst yapıların bağlanma dayanımlarının ortalama (MPa) ve standart sapma sonuçları

Gruplar	Yaşlandırma Uygulanmayan				Yaşlandırma Uygulanan			
	Ortalama	Standart S.	Min.	Maks.	Ortalama	Standart S.	Min.	Maks.
Vita VMK Master	112.00	±38.60	52.00	177.00	95.50	±30.50	41.20	171.00
Vita VM 13	97.20	±31.60	48.30	167.00	88.40	±25.10	52.10	138.00
G-Ceram MF	112.00	±35.50	45.60	178.00	106.00	±31.50	52.40	160.00

Tablo 4.6. Porselen üst yapıların ikili karşılaştırma sonuçları

Gruplar		Ortalama Fark	SE	df	t	P _{tukey}
Vita VMK Master	Vita VM 13	10.90	2.96	216	3.68	<u><.001</u>
	G-Ceram MF	-5.01	2.96	216	-1.69	0.211
Vita VM 13	G-Ceram MF	-15.91	2.96	216	-5.37	<u><.001</u>



Şekil 4.1. Metal alt yapılar ile porselen arasındaki ortalama bağlanma dayanım değerleri

4.1.3. Yaşlandırma İşlemine Ait İstatistiksel Değerlendirme

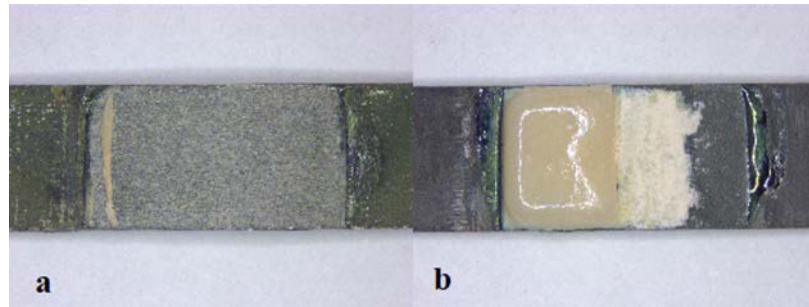
Yaşlandırma işlemi uygulanan örnekler ile uygulanmayan örneklerin verileri karşılaştırıldığında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ($p<0.001$) görülmüş ve yaşlandırma işleminin bağlanma dayanımını olumsuz etkilediği belirlenmiştir (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Yaşlandırma işleminin ikili karşılaştırma sonuçları

	Ortalama Fark	SE	df	t	P _{tukey}
Yİ(-) – Yİ(+)	10.5	2.42	216	4.32	<.001

4.2. Metal-Porselen Ayrılma Yüzeylerinin İncelenmesi

Üç nokta eğme testi sonrası meydana gelen bağlanma başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde; genellikle adeziv, daha az sayıda kombine kırılma gözlenirken, koheziv başarısızlık saptanmamıştır. Adeziv kırılmaların metal ile metal oksit arasında olduğu belirlenmiştir (Şekil 4.2). Tablo 4.8’ de yaşlandırma işlemi uygulanmayan örnekler için, Tablo 4.9’ da ise yaşlandırma işlemi uygulanan örnekler için başarısızlık tipleri gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Adeziv kırık (a), Kombine kırık (b)

Tablo 4.8. Yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerle ait başarısızlık tipleri

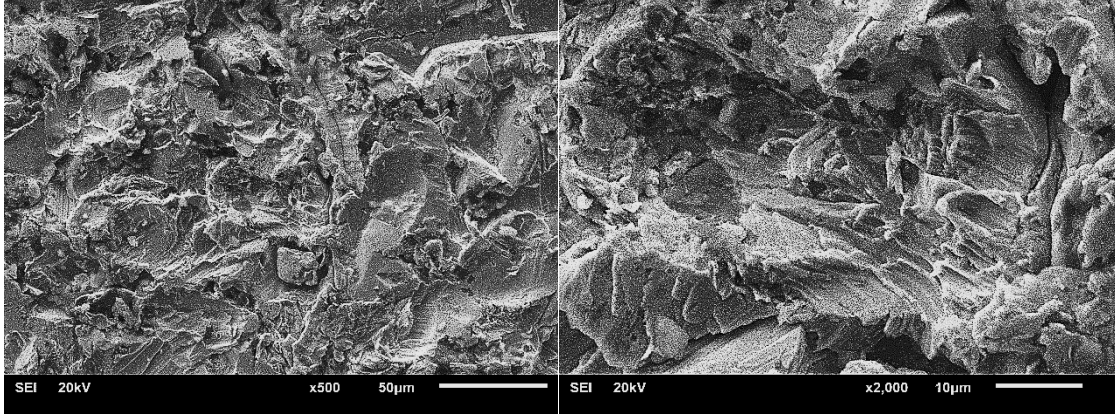
	Başarısızlık		
	Adeziv	Koheziv	Kombine
Döküm	19	0	11
Frezeleme	25	0	5
DMLS	21	0	9
SLM	27	0	3

Tablo 4.9. Yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerle ait başarısızlık tipleri

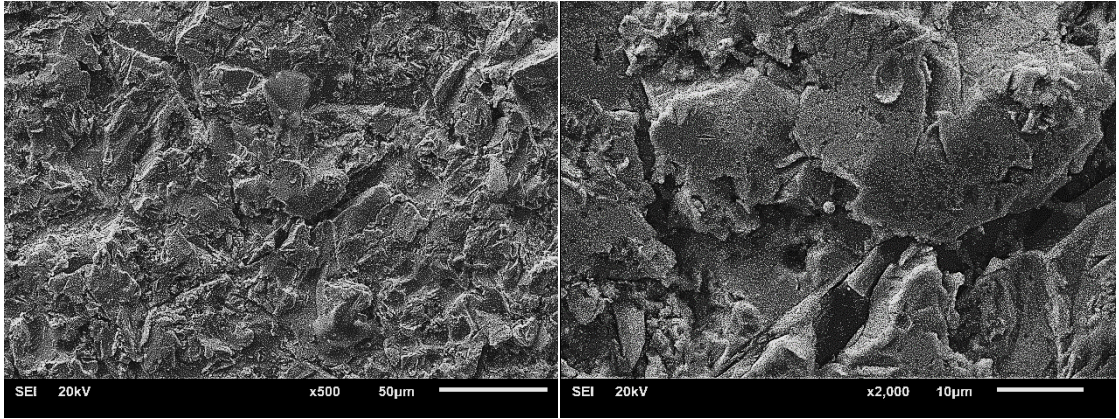
	Başarısızlık Tipi		
	Adeziv	Koheziv	Kombine
Döküm	22	0	8
Frezeleme	30	0	0
DMLS	26	0	4
SLM	30	0	0

4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Değerlendirilmesi

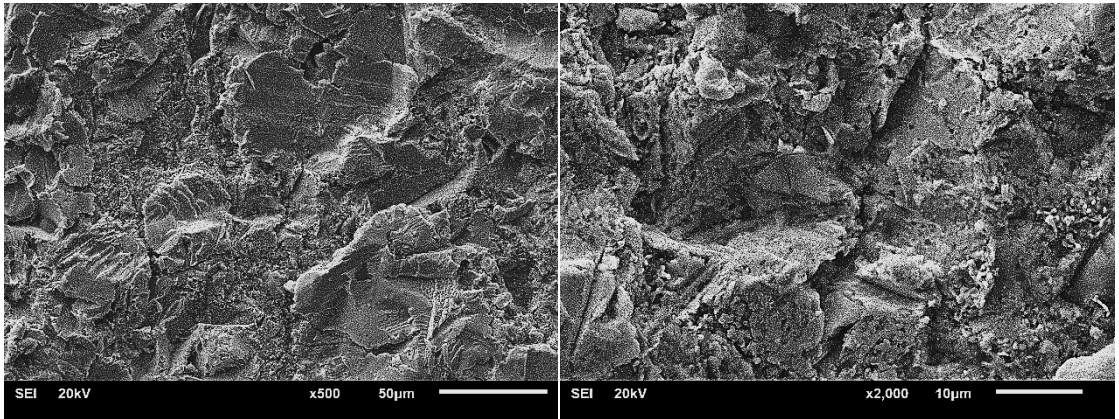
Porselen uygulanmadan önce örneklerden alınan Taramalı Elektron Mikroskobu görüntüleri değerlendirildiğinde yüzeyin; geleneksel döküm tekniğinde derin girintili-çukurlıklı bir yapı gösterdiği, frezeleme tekniğinde homojen ve düzgün mikro yapıda olduğu, DMLS tekniğinde küçük gözenekli bir yapı ve SLM tekniğinde genellikle düzgün olmasıyla birlikte iri granüler yapı gösterdiği belirlenmiştir (Şekil 4.3-4.6).



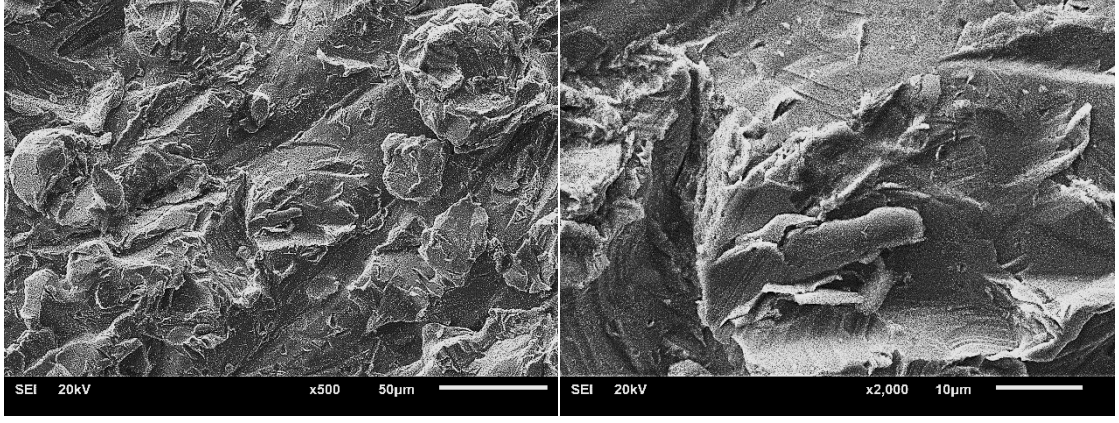
Şekil 4.3. Geleneksel döküm yöntemi ile elde edilen örneklerin x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüsü



Şekil 4.4. Frezeleme yöntemi ile elde edilen örneklerin x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüsü



Şekil 4.5. DMLS yöntemi ile elde edilen örneklerin x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüsü



Şekil 4.6. SLM yöntemi ile elde edilen örneklerin x500 ve x2000 büyütmede SEM görüntüsü



5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, döküm, frezeleme, DMLS ve SLM (LaserCusing®) yöntemleri ile üretilen metal alt yapıların üç farklı porselenle oluşturduğu bağlanma dayanımının karşılaştırılması ve uygun alt yapı üretim tekniği ile üst yapı porselen kombinasyonunun ortaya konulması amaçlanmıştır.

Farklı alt yapı üretim teknikleri değerlendirildiğinde; porselen materyali ile en yüksek bağlanma dayanım değerleri yaşlandırma işlemi uygulanmayan (137.00 MPa) ve uygulanan (119.00 MPa) döküm tekniğiyle hazırlanan örneklerde elde edilmiştir. En düşük bağlanma dayanım değerleri ise yaşlandırma işlemi uygulanmayan (62.70 MPa) ve uygulanan (59.40 MPa) frezeleme tekniğiyle hazırlanan örneklerde saptandığından çalışmanın H₁ hipotezi kabul edilmiştir.

Farklı üst yapı porselenleri değerlendirildiğinde; metal alt yapı ile en yüksek bağlanma dayanım değerleri yaşlandırma işlemi uygulanmayan Vita VMK Master (112.00 MPa) ve G-Ceram MF porselen uygulanan örneklerde (112.00 MPa) elde edilmiştir. Yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde ise en yüksek bağlanma dayanım değerleri G-Ceram MF porselen uygulanan örneklerde (106.00 MPa) belirlenmiştir. En düşük bağlanma dayanım değerleri yaşlandırma işlemi uygulanmayan (97.20 MPa) ve uygulanan (88.40 MPa) Vita VM 13 porselen uygulanan örneklerde saptandığından çalışmanın H₂ hipotezi kabul edilmiştir.

Dış hekimliğinde porselen restorasyonlar; fonksiyon, fonasyon ve estetik gibi temel fonksiyonların hastaya iadesinde sunduğu avantajlar nedeniyle ideal materyaller olarak kabul edilmektedir. Ancak gerek çiğneme kuvvetleri karşısında gösterdikleri direncin hala tatmin edici düzeyde olmaması, gerekse maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle porselenin metal alt yapı ile desteklendiği restorasyonların kullanımına yaygın bir şekilde devam edilmektedir.^{79,80} Metal destekli porselen restorasyonlarda metal ile

porcelenin oluşturduğu yapısal bütünlük sayesinde metal alt yapı, porcelenin gerilme ve makaslama kuvvetlerine karşı zayıf olan direncini ve mekanik özelliklerini arttırırken, porcelen üst yapı da estetiği sağlamaktadır.⁸¹

Metal destekli porcelen restorasyonlar sırasıyla; metal alt yapı, oksit tabakasını içeren opak porcelen, dentin porceleni, mine porceleni ve glaze tabakasından olmaktadır. Metal destekli porcelen restorasyonların klinik başarısı; alaşımın dökülebیلme özelliğine, bükölme direncine, porcelen ile metalin uyumuna, yapıların mekanik özelliklerine, protezin tasarımına ve estetik özelliklerine bağlıdır.⁸² Ancak esas olan ağız boşluğında oluşan streslere dayanabilecek şekilde metal ile porcelen arasında güçlü bir bağlantının oluşmasıdır.^{13,83} Bu nedenle literatürde metal destekli porcelen restorasyonların başarısı üzerine yapılan çalışmaların metal-porcelen bağlantısı üzerine yoğunlaştığı görölmektedir.^{84,85}

Metal destekli porcelen restorasyonlarda görölen metal ile porcelen arasındaki bağlantı başarısızlığı farklı nedenlerin kombinasyonu ile oluşan çok faktörlü bir problemdir.^{85,86} Coornaert ve ark.⁸⁷ ile Strub,⁸⁸ beş yıldan fazla kullanımda metal destekli porcelen restorasyonlarda porcelende kırık görölme oranını %1-3, 10 yılın üzerinde ise %5-10 olduğunu bildirmişlerdir.

Metal-porcelen restorasyonların başarısını arttırmak için in vivo ve in vitro araştırmalar yapılmaktadır. In vivo deneylerde restorasyonların bireylerin estetik ve fonksiyonel gereksinimlerine göre farklı geometrilerde yapılması standardizasyonu olanaksız hale getirmektedir. In vitro deneylerde ise, biyolojik ortamın bütün koşullarının yerine getirilememesine karşı, şartların büyük bir kısmının standart hale getirilebilmesi nedeniyle güvenilir sonuçlar elde edilebilmektedir.⁸⁹ Bu çalışma, standardizasyonun sağlanabilmesi için in vitro olarak gerçekleştirilmiştir.

Metal-porselen restorasyonlarda çiğneme kuvvetleri altında fonksiyon gören kısmın porselen yüzeyinin olmasına karşın restorasyonun başarısı, önemli ölçüde metal alt yapının fiziksel ve mekanik özelliklerine bağlıdır.² Alt yapının hazırlanmasında kullanılan sistemin hassasiyeti bu özellikleri etkileyen en önemli faktörlerden biridir.⁹⁰

Dental materyallerdeki gelişmelerle birlikte metal-porselen restorasyonlarda kullanılan metallerin fiziksel özellikleri geliştirilmiş ve yapım yöntemleri çeşitlendirilmiştir. Bir dizi basamaktan oluşan geleneksel döküm tekniğindeki zorlukları aşabilmek için metal alt yapıların hazırlanmasında değişik alternatif yöntemler geliştirilmiştir.⁹¹ Günümüzde metal alt yapıların üretiminde bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojileri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bilgisayar destekli sistemlerden olan frezeleme tekniğinde eksiltmeyle, lazer sinterleme tekniğinde ise eklemeyele üretim yapılmaktadır.³⁵

Bu çalışmada metal-porselen bağlantısının değerlendirilebilmesi için metal alt yapılar döküm, frezeleme, DMLS ve SLM olmak üzere dört farklı teknikle hazırlanmıştır.

Metal-porselen restorasyonlarda alt yapılar, soy ya da soy olmayan metal alaşımlarından hazırlanabilmektedir. Altın, platin, paladyum, gümüş gibi alaşımlardan oluşan soy metal alaşımları uzun geçmişlerinin ve birçok avantajlarının olmasına karşın maliyetlerinin yüksek olması sebebiyle çok fazla tercih edilmemektedirler.¹⁰ Drummond ve ark.⁹² yapmış oldukları çalışmada soy olmayan metal alaşımları ile porselen arasındaki bağlanma dayanım değerlerinin, soy metal alaşımlarından daha düşük olduğunu saptamışlardır. Soy metal alaşımlarının bükülme dirençlerinin zayıf olması, uzun dişsiz boşluklarda kullanımlarını sınırlandırmaktadır.^{13,92,93} Soy olmayan metal alaşımları ise bükülme dirençlerinin yüksek, maliyetlerinin düşük olması sebebiyle günümüzde yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar. Özellikle Co-Cr içerikli soy olmayan metal alaşımları,

döküm ve tesviye işlemlerinin kolay ve porselen ile olan bağlanma dayanımlarının iyi olması nedeniyle çalışmalarda yaygın olarak tercih edilmektedirler.^{13,93}

Joias ve ark.,⁸⁴ beş farklı marka Co-Cr alaşımı ile kontrol grubu olarak Au-Pd alaşımının porselen ile oluşturdukları bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar, Co-Cr alaşımlarından iki tanesinde belirgin olarak daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde etmişler, bağlanma dayanımının alaşımın içeriğine bağlı olarak değişkenlik gösterdiğini belirtmişlerdir.

De Melo ve ark.⁹⁴ yapmış oldukları çalışmada, farklı Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlarının porselenle olan bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar, aralarında anlamlı bir fark bulunmadığını saptamışlar, bağlanma dayanımının kullanılan test metodundan ve farklı etkenlerden etkilenebileceğini ifade etmişlerdir.

Mc Ginley ve ark.,⁹⁵ çalışmalarında döküm yöntemiyle hazırladıkları soy olmayan metal alaşımlarının biyolojik uyumlarını incelemişler, Ni-Cr alaşımının Co-Cr alaşımına göre daha çok korozyona uğradığını ve enflamasyona neden olabilecek sitokinlerin salınımına sebep olduğunu, Co-Cr alaşımlarının biyolojik uyumunun daha iyi olduğunu belirlemişlerdir. Benzer şekilde Al Jabbari ve ark.,⁹⁶ yapmış oldukları derlemede, düşük maliyeti, yeterli fiziksel ve mekanik özellikleri, biyolojik uyumu, yüksek elastiklik modülü ve korozyona direnç gibi olumlu özellikleri sebebiyle Co-Cr alaşımlarının Ni-Cr alaşımlarına alternatif olabileceğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmada farklı özelliklerin bağlantı dayanımını etkilememesi için farklı üretim yöntemlerinde kullanılmak üzere yoğunluk, sertlik, elastiklik modülü ve ısısal genleşme katsayısı gibi özellikleri birbirine yakın olan, güncel diş hekimliği pratiğinde yoğun bir şekilde tercih edilen Co-Cr metal alaşımları kullanılarak alt yapılar hazırlanmıştır.

Metal-porselen restorasyonlarda, porselen kırılğan bir malzeme olduğu için uygulanan kuvvetin büyük bir kısmının metal tarafından karşılandığı kabul edilmektedir. Metal alt yapının dayanıklılık ve rijiditeye sahip olabilmesi için yeterli kalınlıkta hazırlanması gerekir. Araştırmacılar tarafından metal alt yapı için optimum kalınlığın 0.5 mm olması gerektiği saptanmıştır.^{24,97} Silver ve ark.⁹⁷ tarafından, metal alt yapının 0.5 mm' den daha ince hazırlanması durumunda pişim sırasında porselenin büzülmesine bağlı olarak alt yapı uyumunun bozulacağı belirtilmiştir. Straussberg ve ark.,⁹⁸ 0.5 mm' nin altında bir kalınlıkta hazırlanan metal alt yapının çiğneme kuvvetleri karşısında deforme olacağını ifade etmişlerdir. Bu çalışmada, metal alt yapılar ISO 9693 standardında belirtildiği gibi 0.5 mm kalınlığında standart bir şekilde hazırlanmıştır.

Metal-porselen bağlantısının ilk adımlarını oluşturan mekanik bağlantı basit olarak metal ile porselen yapının birbirlerinin içine geçerek kenetlenmesi ile gerçekleşir.^{24,99} Metal yüzeyi döküm işlemi sonrasında revetman artıkları, küçük poroziteler, stabil olmayan bir oksit tabakası ve düzensizlikler içerir. Bu defektlerin ortadan kaldırılması, döküm objenin son şeklinin ve uygun kalınlığın elde edilebilmesi için metal alt yapılara yüzey tesviye işlemi uygulanmaktadır. Yüzey hazırlama yöntemlerinin yanı sıra metal yüzeyine yabancı maddelerin kontaminasyonunun da metal-porselen sisteminin dayanıklılığını etkilediği bildirilmiştir.⁹¹ Metal alt yapı ve porselen üst yapı arasındaki bağlantının başarısında alaşımın yüzey özellikleri ve ıslanabilirliği oldukça önemlidir. Porselen uygulamasına hazır hale gelmesi için alaşıma en sık uygulanan yüzey işlemlerinden biri alüminyum oksitle kumlamadır. Bu sayede yüzeydeki artıklar temizlenir, uygun pürüzlülük ve ıslanabilirlik elde edilir. Buna ek olarak kullanılan tozun grenleri ve uygulama basıncı elde edilen yüzey özellikleri için önemlidir.¹⁰⁰⁻¹⁰⁴

Külünk ve ark.,¹⁰⁵ Al_2O_3 partiküllerinin boyutsal farklılıklarının bağlanma dayanımına etkisini dört farklı grup oluşturarak incelemişler, birinci gruptaki örnekleri 50 mikron alüminyum oksit partikülleri ile kumlarken, ikinci gruptaki örnekleri 110 mikron alüminyum oksit partikülleri ile, üçüncü gruptaki örnekleri 30-50 mikron sentetik elmas partikülleri ile, dördüncü gruptaki örnekleri ise 60-80 mikron kübik boron nitrit partikülleri ile kumlamışlar, en yüksek bağlanma dayanımını 110 mikron alüminyum oksit partikülleri ile, en düşük bağlanma dayanımını ise 50 mikron alüminyum oksit partikülleri ile kumlama sonucunda elde etmişlerdir.

Hofstede ve ark.¹⁰⁶ çalışmalarında kumlama yapılmayan yüzeylerin bağlantı değerlerinde belirgin bir şekilde düşüş olduğunu saptamışlardır.

Lombardo ve ark.,¹⁰⁷ Co-Cr esaslı metal alt yapılara uyguladıkları iki farklı yüzey işlemini çalışmalarında karşılaştırmışlar, Al_2O_3 ile kumlanan örneklerin tungsten karbit frezle aşındırılan örneklerden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha yüksek metal-porselen bağlantısı gösterdiğini tespit etmişlerdir.

Bu tez çalışmasında yüzey özelliklerini standardize edebilmek amacıyla tüm örneklerle 250 μm çapında Al_2O_3 partikülleriyle 2 atm basınç altında kumlama işlemi uygulanmış ve değişik yüzey işlemlerinin meydana getireceği varyasyonlardan kaçınılarak, farklı üretim yöntemleri ile termal yaşlandırmanın bağlantı dayanımı üzerindeki mutlak etkisi tespit edilmeye çalışılmıştır.

Metal-porselen restorasyonlarda kuvvetli bir bağlanma için kimyasal bağlantının oluşması gerekir. Bu bağlantı porselenin cam fazı ile metal yüzeyindeki oksit tabakası arasındaki elektron paylaşımı ve transferiyle elde edilir.^{108,109}

Nikel-krom ve kobalt-krom gibi soy olmayan alaşımlar içerdikleri farklı elementlerden dolayı kimyasal bağlantıdan sorumlu olan oksit tabakasını kendiliğinden oluştururlar.^{24,99} Oluşan oksit tabakasının kalınlığı; alaşımın tipine, hazırlama ve pişim

prosedürüne göre değişkenlik gösterebilir. Kalın oksit tabakası porselen ve metal arasında sandviç görevi yaparak kendi içinde kırılabilirken, asgariden daha ince oluşan oksit tabakası da zayıf bir kimyasal bağlantıya sebep olabilmektedir.^{24,79,109}

Al Hussaini ve Al Wazzan,¹¹⁰ opak uygulanmış ve uygulanmamış örneklerde, metal-porselen bağlantısını incelemişler, opak uygulanmayan örneklerde bağlantı dayanımını anlamlı derecede düşük olarak saptamışlardır.

Hammad ve Stein,¹⁰⁸ opakın pişirme derecesinin bağlantı direnci üzerinde önemli etkisinin olduğunu ve opak porselenin üretici firmanın belirttiği ısı derecesinin üzerinde fırınlanmasının metal-porselen bağlantı direncini olumsuz yönde etkileyebileceğini rapor etmişlerdir. Bu çalışmada opak porselen üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmıştır.

Porselen; korozyona, aşınmaya ve asitlere karşı olan direnci ve özellikle de estetiği sağlaması nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır.⁶⁰ Porselenin yeterli dayanıklılığa ve estetik özelliğe sahip olabilmesi için belli bir kalınlığın altında kullanılmaması gerekir. Literatürde, metal-porselen restorasyonlarda kullanılması gereken porselen kalınlığı için verilen değerler farklılık göstermektedir. Minimum porselen kalınlığı Hobo ve Shillingburg¹¹¹ tarafından 0.7 mm olarak önerilirken, Isaacson ve Isaacson,¹¹² tarafından 1 mm'den az olmaması gerektiği belirtilmiştir. McLean,²⁴ Silver ve ark.¹¹³ ve Yamamoto¹³ ortalama porselen kalınlığının 1.5-2 mm aralığında olması gerektiğini ifade etmişlerdir. ISO 9693 standardında metal-porselen bağlantısını değerlendirmek için hazırlanan örneklerde opak ve dentin porseleninin toplam kalınlığının 1.1 mm olması gerektiği belirtilmiştir.

Bu çalışmada tüm örneklerde porselenin standart olarak şekillendirilebilmesi için önceden hazırlanan kalıp kullanılmıştır.

Dental porselenler basma kuvvetlerine karşı daha dirençli iken germe kuvvetleri altında oldukça kırılğan materyallerdir. Bu nedenle, küçük bir termal genişleme katsayısı uyumsuzluğuna bağlı olarak, soğuma sonrasında bir miktar artık makaslama stresine sahip olmak, bu fiziksel özellikten yararlanmak adına faydalıdır. Kullanılacak porselenin termal genişleme katsayısının metal alaşımlarından bir birim ($1 \times 10^{-6} \cdot K^{-1}$) az olması gerekir. Porselenin termal genişleme katsayısı metal alaşımları için ısı tatbiki ile belli bir dereceye kadar ayarlanabilir (örn: birçok kez fırınlanarak, uzun süreli soğutma veya ısıtma ile yüksek ısıda bekletilerek). Genellikle metal-porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımların termal genişleme katsayısı 13.5 ile $14.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ arasındadır.⁹¹

Restorasyonların, ağız içerisinde baskı ve gerilim kuvvetlerine maruz kalmaları sebebiyle yapılarında mikro çatlaklar meydana gelebilmektedir. Bu durumun ilerlemesiyle birlikte restorasyonlar, kırılma ve/veya aşınma ile sonuçlanan yorgunluk sürecine girerler.⁷¹ Ağız ortamında meydana gelen bu yorgunluk sürecini laboratuvar ortamında taklit edebilmek için termal yaşlandırma ve sonrasında mekanik yükleme gibi testler uygulanmaktadır. Bu sayede, kullanılan materyallerin ve restorasyonların özelliklerini, klinik performanslarını veya ömürlerini değerlendirmek mümkün olabilmektedir.⁷¹⁻⁷³ Bu çalışmada, metal-porselen bağlanma dayanımı değerlendirilirken ağız boşluğundaki sıcaklık değişimlerini yansıtabilmek ve bu sayede daha güvenilir sonuçlar elde edilebilmek için 5000 defa termal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır.

Bağlanma dayanımının makaslama (shear) testi, çekme testi, makaslama-çekme testleri kombinasyonu, bükme (burma) testi, üç ve dört nokta eğme testleri gibi değişik mekanik test yöntemleri ile ölçülebilmesine karşın,⁶⁷ kesin olarak değerlendirilmesini sağlayacak bir test yönteminin bulunmadığı,⁷⁰ ancak üç nokta eğme testinin minimal deneysel değişkenlere sahip olması, testte kullanılan örneklerin boyutlarının ve şartlarının standardize edilebilmesi sebebiyle güvenilir bir metot olabileceği araştırmacılar

tarafından ifade edilmiştir.^{75,76,86,114} “Schwickerath testi” olarak da adlandırılan bu test metodu ile farklı elastiklik modülüne sahip materyallerin bağlanma değerleri karşılaştırılabildiği gibi örnekler, aynı anda sıkıştırma, çekme ve makaslama kuvvetlerine maruz kaldığı için klinik koşullar taklit edilebilmektedir. Bu test sırasında uygulanan kuvvetin örnekler üzerinde oluşturduğu eğilme kuvveti ağız içerisindeki çiğneme kuvvetleri karşısında metal-porselen restorasyonların bağlantı ara yüzeyinde görülen gerilim tipi kuvvetler ile benzerlik göstermektedir.^{76,86,114} Ancak üç nokta eğme testinin kısıtlamalarından biri numunenin kuvvetin direkt olarak uygulandığı orta noktadan kırılmamasıdır. Bu sebeple, kırığın gerçekleştiği nokta göz önüne alınmalıdır.³

Al Mutawa ve ark.¹¹⁵ altın alaşımından elde ettikleri alt yapılar ile iki farklı dental porselen arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendirmek için örneklerin hazırlanmasının kolay olması, sabit ve tekrar edilebilir sonuçlar vermesi nedeniyle üç nokta eğme testini tercih ettiklerini belirtmişlerdir. Fischer⁷⁴ yapmış olduğu bir çalışmada altın-titanyum alaşımı ile porselen arasındaki bağlantıyı araştırmak amacıyla ISO 9693:2012’de referans edilen üç nokta eğme test yöntemini uygulamıştır. Galindo ve ark.,¹¹⁶ metal-porselen bağlantı kuvveti üzerine lehimlemenin etkisini inceledikleri çalışmalarında üç nokta eğme testini kullanmışlardır.

Bu çalışmada, DIN ile ISO standardı tarafından kabul edilmiş olması, “Amerikan Diş Hekimleri Birliği Dental Materyaller ve Cihazlar Konseyi” tarafından önerilmesi ayrıca sonuçların karşılaştırılabilir olması nedeniyle metal-porselen bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için üç nokta eğme testi kullanılmıştır.

Wu ve ark.¹¹⁷ yapmış oldukları çalışmada lazer sinterleme ve döküm yöntemiyle hazırladıkları Co-Cr alaşımlarının mekanik özelliklerini ve porselen ile bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar, lazer sinterleme ile hazırladıkları örneklerde porselen ile bağlanma kuvvetini 55.78 MPa olarak belirlemişler, döküm yöntemi ile hazırladıkları

örneklerde ise bu değere oldukça yakın bir sonuç (54.17 MPa) elde etmişlerdir. Lazer sinterleme ile üretilen örneklerin daha iyi mekanik özellikler gösterdiğini ve iki grup arasında metal-porselen bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını ifade etmişlerdir.

İşeri ve ark.,¹¹⁸ döküm, frezeleme ve seçici lazer sinterleme yöntemleri ile hazırlamış oldukları titanyum alt yapıların iki farklı dental porselen ile bağlanma dayanımlarını incelemişler, seçici lazer sinterleme ile hazırlanan örneklerin diğer iki gruptan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha güçlü bağlanma kuvveti gösterdiğini saptamışlardır.

Kartal⁹¹ yapmış olduğu çalışmada en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini döküm yöntemiyle hazırlanan, en düşük değerleri ise lazer sinterleme ile hazırlanan örneklerde tespit etmiş, bulgularının İşeri ve ark.¹¹⁸'nin sonuçlarından farklı olmasını kullanılan metallerin yapım ve sinterleme sürecinin değişik olmasına bağlamıştır.

Akova ve ark.,⁴² döküm yöntemi ile hazırladıkları Ni-Cr ve Co-Cr alt yapılar ile seçici lazer sinterleme ile hazırladıkları Co-Cr alt yapıların üst yapı porseleni ile olan bağlanma dayanımlarını incelemişler, döküm yöntemi ile hazırlanan Ni-Cr örneklerde 81.6 ± 14.6 MPa, Co-Cr örneklerde 72.9 ± 14.3 MPa, seçici lazer sinterleme ile hazırlanan Co-Cr örneklerde ise 67.0 ± 14.9 MPa bağlanma dayanımı değerleri elde etmişlerdir.

Kaleli ve Saraç¹¹⁹ yapmış oldukları çalışmada, döküm, frezeleme, DMLS ve LaserCusing® yöntemleriyle ürettikleri alt yapılar üzerine Vita VMK Master porselenini uygulayarak bağlanma dayanımını değerlendirmişler, en düşük değeri döküm yöntemiyle hazırlanan örneklerde elde etmişler, DMLS ve LaserCusing® yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Hama Suleiman ve Vult von Steyern¹²⁰ döküm, frezeleme ve iki farklı marka lazer sinterleme (EOS, Wirobond) ile üretilen Co-Cr örnekler ile kontrol grubu olarak döküm

altın örneklerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar, en fazla bağlanma dayanımını kontrol grubundaki örneklerde saptamışlardır. Co-Cr örneklerde; frezeleme yöntemiyle üretilen grupta en fazla, lazer sinterleme (EOS) ile üretilen grupta en düşük bağlanma dayanımını saptamalarına karşın, aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını, bağlanma dayanımı farklılıklarının; metallerin kimyasal oranları, yüzey özellikleri ve yüzey işlemlerinin değişik olmasından kaynaklandığını ifade etmişlerdir.

Xiang ve ark.¹²¹ lazer sinterleme ve döküm yöntemiyle hazırladıkları Co-Cr alt yapıların porselen (Vita VMK 95) ile olan bağlanma dayanımlarını değerlendirmişler, lazer sinterleme ve döküm yöntemiyle hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir farklılık göstermediğini bildirmişlerdir.

Stawarczyk ve ark.¹²² yeni bir CAD/CAM blok (CoCrMo, Ceramill Sintron), lazer sinterleme ve döküm yöntemiyle hazırladıkları CoCrMo alt yapıların, üç farklı porselen markasıyla (Creation, VITA VM 13, Reflex) oluşturdukları bağlanma dayanımını değerlendirmişler, CAD/CAM ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımını konvansiyonel yöntemlerle hazırlanan örneklerle benzer bulmuşlardır.

Işık¹²³ yaptığı tez çalışmasında döküm, frezeleme ve lazer sinterleme teknikleri ile hazırladığı örneklerin porselenle bağlanma dayanımını incelemiştir. Bağlanma dayanımını döküm yöntemiyle hazırlanan örneklerde en fazla, CAD/CAM frezeleme ile hazırlanan örneklerde ise en düşük olarak saptamış olmasına karşın, farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmiştir.

Bu çalışmada en fazla bağlanma dayanımı döküm tekniğiyle hazırlanan örneklerde, en az bağlanma dayanımı ise frezeleme tekniğiyle hazırlanan örneklerde tespit edilmiştir. Bu sonuç bazı çalışmalarla benzerlik gösterirken,^{42,91,123} bazı çalışmalar^{117,118,121} ile farklılık göstermektedir. Literatürde iki farklı lazer sisteminin karşılaştırıldığı yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmada DMLS ve SLM

yöntemleri ile hazırlanan metal alt yapıların porselen ile bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermediği saptanmış olup, bu bulgu Kaleli ve Saraç¹¹⁹,ın sonuçları ile paralellik göstermektedir.

Burhanoğlu¹²⁴ döküm, frezeleme ve lazer sinterleme yöntemleriyle elde ettiği metal örneklerin porselen ile bağlanma dayanımlarını üç nokta eğme testi ile değerlendirmiş, lazer sinterleme ile hazırlanan örneklerin en yüksek, frezeleme ile hazırlanan örneklerin en düşük değerler gösterdiğini bulmuştur. SEM görüntülerinde; özellikle frezeleme ile hazırlanan örneklerin yüzeylerinde daha çok düz alanlar bulunurken, lazer sinterleme ile hazırlanan örneklerde girintili çıkıntılı alanların daha fazla olduğunu belirtmiştir.

Ünal¹²⁵ döküm, frezeleme ve lazer sinterleme yöntemleriyle hazırladığı metal örneklerin porselen ile bağlanma dayanımlarını makaslama testi yöntemiyle değerlendirmiş, lazer sinterleme ile hazırlanan örneklerde en yüksek, döküm yöntemiyle hazırlanan örneklerde en düşük bağlanma dayanım değerleri saptamıştır. SEM görüntülerini incelediğinde; lazer sinterleme ile hazırlanan örneklerde büyük granüler boşluklara rastlarken, döküm ve frezeleme ile hazırlanan örneklerde küçük gözenekli yapılar tespit etmiş, lazer sinterleme yöntemiyle elde edilen örneklerin fazla bağlanma dayanımı göstermesini yüzeyin bu şekilde olmasına bağlamıştır. Sonuçlarının Burhanoğlu' nun¹²⁴ çalışmasıyla benzerlik gösterdiğini, frezeleme grubunda elde edilen farklılığının kullanılan metal alaşımlarından veya soğutma prosedürlerinden kaynaklanmış olabileceğini belirtmiştir.

Bu çalışmada elde edilen SEM görüntüleri değerlendirildiğinde; geleneksel döküm tekniği ile hazırlanan örneğin yüzeyinin derin girinti-çıkıntılar gösterdiği, frezeleme tekniğiyle hazırlanan örneğin yüzeyinin homojen ve düzgün mikro yapıda, DMLS tekniği ile hazırlanan örneğin yüzeyinin küçük gözenekli yapıda olduğu ve SLM

teknikiyle hazırlanan örneğin yüzeyinin genellikle düz yüzey göstermekle birlikte iri granüler yapılar barındırdığı saptanmıştır. Bu görüntüler, elde edilen bağlanma dayanımı sonuçlarını destekler niteliktedir.

Ekren ve ark.¹²⁶ yapmış oldukları çalışmada, iki farklı direkt metal lazer üretim yöntemiyle farklı Co-Cr alaşım tozu kullanarak hazırladıkları metal alt yapılara tek tip dental porselen uygulayarak üretim yöntemlerinde kullanılan cihazların çalışma prensibi, tabaka kalınlığı ve alaşım tozu içeriği farklılığının metal-porselen bağlantı direnci üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Tabaka kalınlığından ziyade, üretim yöntemlerinde kullanılan cihazların çalışma prensibindeki ve alaşım tozu içeriğindeki farklılıkların, metal-porselen bağlantı direncini etkilediğini belirtmişlerdir.

Farklı üretim teknikleri, farklı alaşım morfolojilerine dolayısıyla yüzey oksitlerinin doğasının değişimine neden olarak metal-porselen bağlanma dayanımını etkileyebilmektedir.⁸⁶ Üretim tekniklerinin metal alaşımlarının mekanik özelliklerini ve mikro yapılarını etkilemesine karşın hepsinin ISO standartlarına uygun değerler verdiği yapılan araştırmalarda belirlenmiştir.^{96,127-129}

Bazı çalışmalarda metal-porselen bağlanma dayanımının Co-Cr üretim yönteminden bağımsız olduğu saptanmıştır.^{42,130} Li ve ark.,⁸⁶ döküm, frezeleme ve lazer sinterleme teknikleriyle hazırladıkları Co-Cr metal alt yapıların porselen ile bağlanma dayanımını incelemişler, üretim yöntemlerine göre üç gruba ayırdıkları Co-Cr alaşımlarının aynı hazırlık aşamasında benzer yüzey oksit yapısına sahip olduğunu, hazırlık ilerledikçe yine aynı şekilde oksit yapıların değiştiğini saptamışlardır. Isıl işlem后将, örneklerin tümünde O ve Cr içeriğinin keskin bir şekilde artmasının oksitlerin yüzeyde oluştuğunun göstergesi olduğunu belirtmişlerdir. Bağlanma dayanımı açısından üretim yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık

bulunmamasını, elde ettikleri bu bulgulara bağlamışlar ve sonuçların kesinliğinin tespiti için daha fazla araştırmanın yapılması gerektiğine dikkat çekmişlerdir.

Üzel¹³¹ yaptığı tez çalışmasında, geleneksel döküm, frezeleme ve iki farklı lazer sinterleme cihazı kullanarak hazırladığı Co-Cr örneklerle tek tip üst yapı porseleni uyguladıktan sonra örneklerin yarısını termal yaşlandırma işlemine tabi tutmuş ve tüm örneklerin metal-porselen bağlanma dayanımını üç nokta eğme testini kullanarak değerlendirmiştir. En yüksek bağlanma değerini frezeleme tekniğiyle hazırlanan örneklerde saptamış, üretim yönteminin metal-porselen bağlanma kuvvetini etkilediğini belirtmiştir. Bu çalışmada üretim yöntemlerinin bağlanma dayanımını etkilediği yönünde elde edilen bulgu yukarıdaki çalışmanın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. Üzel¹³¹ en yüksek bağlanma dayanım değerlerini frezeleme yöntemiyle hazırlanan örneklerde saptamışken bu çalışmada döküm yöntemiyle hazırlanan örneklerde tespit edilmiştir. Bulgularda ki farklılık kullanılan alaşımların değişik olmasından kaynaklanmış olabilir.

Serra-Prat ve ark.,¹³⁰ döküm, frezeleme ve lazer sinterleme yöntemleriyle hazırladıkları Co-Cr metal alt yapılara üç farklı porselen fırınladıktan sonra örneklerin yarısına termal yaşlandırma işlemi uygulamışlardır. Makaslama bağlantı dayanım test yöntemini kullandıkları çalışmalarında; yaşlandırma işlemi uygulanmayan döküm ve frezeleme örneklerin bağlanma dayanımlarının lazer sinterleme ile elde edilen örneklerden daha iyi olduğunu (döküm: 42.79 ± 14.14 MPa, frezeleme: 37.56 ± 9.1 MPa, lazer sinterizasyon: 29.09 ± 6.95 MPa) saptamışlardır. Yaşlandırma işlemi uygulanan döküm ve frezeleme örneklerin bağlanma dayanımlarında (döküm: 16.52 ± 8.96 MPa, frezeleme: 22.21 ± 13.25 MPa, lazer sinterizasyon: 24.28 ± 10.00 MPa) önemli bir düşüş olduğunu, lazer sinterleme ile elde edilen örneklerde ise anlamlı bir farklılığın oluşmadığını gözlemlemişlerdir. Benzer üretim yöntemlerinin ve termal yaşlandırma işleminin uygulandığı bu çalışmada, bağlanma dayanımı açısından en yüksek değer

geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen yaşlandırma işlemi uygulanmayan örneklerde (137.00 MPa), en düşük değer ise frezeleme yöntemiyle hazırlanan yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde (59.40 MPa) saptanmıştır. Elde edilen sonuçların Serra-Prat ve ark.¹³⁰ çalışmalarından farklı olması, hazırlanan örneklerin geometrisinin değişik olmasına ve kullanılan test yöntemine bağlı olabilir.

Akat ve ark.¹³² yapmış oldukları bir çalışmada, zirkonya alt yapıya uygulamış oldukları üç farklı porselenin (Vita VM 9, G-ZR insizal, G-ZR dentin) çeşitli fiziksel ve mekanik özelliklerini değerlendirmişler, uyguladıkları makaslama bağlanma dayanımı testinin sonuçlarına göre, porselenler arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Görler ve Saygın¹³³ çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları Co-Cr ve Ni-Cr alt yapılar üzerine fırınladıkları iki farklı porselenin (Vita VMK Master ve G-Ceram) makaslama bağlanma dayanımını karşılaştırmışlar, Vita VMK Master porselen ile hazırlanan örneklerde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde etmişlerdir.

Karaağaç ve Zaimoğlu,¹³⁴ çalışmalarında farklı dental alaşımlar üzerine hazırladıkları düşük ısı porselenlerinin (Vita Omega, Finesse, Duceratin ve Duceram-LFC) metal-porselen bağlanma dayanımlarını üç nokta eğme testi ile değerlendirmişlerdir. Test sonucunda tüm örneklerin standartta öngörüldüğü şekilde 25 MPa'nın üstünde bir bağlanma dayanımı sergilediğini tespit etmişler, istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde en yüksek bağlanma dayanımını Vita Omega/Ni-Cr örneklerin gösterdiğini belirtmişlerdir.

Kartal⁹¹ döküm, CAD/CAM ve seçici lazer sinterleme ile hazırladıkları alt yapılara Vita VMK Master ve Noritake üst yapı porselenlerini uygulamışlar, Vita VMK Master üst yapı porseleninin Noritake üst yapı porseleninden daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdiğini saptamışlardır.

Joiyas ve ark.,⁸⁴ yaptıkları bir çalışmada, döküm yöntemi ile hazırlanan beş farklı Co-Cr alaşımı ile dental porselenin (Vita Omega 900) bağlanma dayanımını incelemişler, değerleri gruplar için sırasıyla, IPS D.SGN 30; 96.80 MPa, IPSD.SGN 20; 94.00 MPa, Remanium; 75.10 MPa, Heranium;71.10 MPa, Wirabond; 63.10 MPa, Olympia; 61.40 MPa olarak tespit etmişlerdir. IPS D.SGN 30 grubundaki örneklerin diğer dört gruptaki örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler gösterdiğini belirtmişlerdir.

Scolaro ve ark.,¹³⁵ paladyum gümüş alaşımı ile üç farklı üst yapı porseleni arasındaki bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Metal-porselen bağlanma dayanım değerlerini Ceramco'da 28.21 MPa, Noritake'da 28.96 MPa, Vita VMK 68'de 24.11 MPa olarak belirlemişler ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını ifade etmişlerdir.

Mabrurkar ve ark.,¹³⁶ farklı üst yapı porselenleri ile titanyum alaşımının bağlanma dayanımını karşılaştırmışlar, Vita üst yapı porseleninde (45.12 MPa), Noritake üst yapı porseleninden (27.76 MPa) anlamlı bir şekilde daha yüksek bağlanma dayanım değerleri tespit etmişlerdir.

Prado ve ark.,¹³⁷ döküm Ni-Cr alaşımı üzerine uyguladıkları, Duceram, Williams ve Noritake firmalarına ait dental porselenlerin metal alaşımı ile bağlanma dayanımlarını incelemişler, en yüksek bağlanma dayanımını 32.30 MPa olarak Noritake örneklerde tespit etmişlerdir.

Işık¹²³ yapmış olduğu tez çalışmasında Vita VMK Master marka porselenin ortalama bağlanma dayanım değerini en yüksek (37.80 MPa), Noritake EX3 marka porselenin ortalama bağlanma dayanım değerini ise en düşük (32.77 MPa) olarak bulmuş, porselen markalarının metal alt yapılarla oluşturduğu bağlanma dayanımları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmiştir.

Ahmadzadeh ve Ghanavati¹³⁸ yaptıkları çalışmada, farklı tekniklerle üretilen (Döküm, Frezeleme) Co-Cr alt yapılara uyguladıkları iki farklı porselenin (Vita VMK Master ve Vita VM 13) bağlanma dayanımlarını üç nokta eğme testiyle karşılaştırmışlar, Vita VM 13'ün daha yüksek değerler gösterdiğini saptamışlardır. Bu çalışmada ise Co-Cr alt yapılara uygulanan Vita VMK Master porseleni (yaşlandırma uygulanmayan: 112.00 MPa, yaşlandırma uygulanan 95.50 MPa), Vita VM 13 porseleninden (yaşlandırma uygulanmayan: 97.20 MPa, yaşlandırma uygulanan 88.40 MPa) daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Bu farklılığın üretim yönteminde kullanılan cihazların ve metal alaşımlarının değişik olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

G-Ceram porselenlerin piyasaya yeni sunulmuş yerli ürünler olmaları nedeniyle güncel literatürde materyalin mekanik özelliklerinin ortaya konulduğu yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle tez çalışmasında dört farklı metal alt yapı üretim tekniğiyle hazırlanan Co-Cr örnekler üzerine fırınlanan üç farklı üst yapı porseleni arasında oluşan bağlanma dayanımı karşılaştırılmıştır. Vita VMK Master ve G-Ceram MF porselenleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, Vita VM 13 porseleni anlamlı bir şekilde düşük bağlanma değerleri göstermiştir. Elde edilen sonuçlar Vita VMK Master ve G-Ceram MF porselenlerin birbirine yakın ve yüksek fırınlama sıcaklıklarına sahip olmalarına, Vita VM 13 porselenin ise nispeten daha düşük fırınlama sıcaklığına sahip olmasına bağlanabilir.

Kato ve ark.¹⁰¹ yapmış oldukları çalışmada kumlama ve farklı asitlerle yüzey pürüzlendirme işlemlerinin porselen bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Örneklerde termal yaşlandırma işlemi uygulanmadan önce ve sonra oluşan bağlanma dayanımlarını değerlendirdiklerinde termal yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımlarının düştüğünü belirtmişlerdir.

De Vasconcellos ve ark.¹³⁹ yapmış oldukları çalışmada, Co-Cr metal alt yapı ile desteklenen tek tip dental porselenin alt yapıya bağlanma dayanımı üzerine, opak tabakasının fırınlama sıcaklığı ile termal ve mekanik yaşlandırma prosedürlerinin etkisini araştırmışlardır. Opak tabakasının fırınlama sıcaklığındaki artışın bağlanma dayanımını artırdığını, termal ve mekanik yaşlandırma uygulamasının ise bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir farklılık yaratmadığını ifade etmişlerdir.

Üzel¹³¹ farklı üretim teknikleriyle hazırladığı Co-Cr örneklerle tek tip üst yapı porseleni uyguladıktan sonra örneklerin yarısına termal yaşlandırma işlemi uygulayarak, bağlanma dayanımını üç nokta eğme testi ile değerlendirmiş, termal yaşlandırma işleminin bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadığını belirtmiştir.

Bu çalışmada yaşlandırma uygulanan bütün örneklerin bağlanma dayanımında azalma saptanmış olup, yaşlandırma işleminin istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir. Bu sonuç bazı çalışmalarla uyum gösterirken^{101,130} bazı çalışmalarla^{131,139} uyum göstermemiştir.

Üzel¹³¹ farklı üretim teknikleriyle hazırladığı Co-Cr metal alt yapıların dental porselen ile olan bağlanma dayanımlarını, örneklerin yarısına yaşlandırma işlemi uyguladıktan sonra incelemiş, tüm örneklerde karışık tipte başarısızlık gözlemlemiştir.

McLean²⁴ ile Lubowitch ve Goodkind¹⁴⁰ metal-porselen bağlanma dayanımını incelemek amacıyla yaptıkları çalışmalarda soy olmayan metal alaşımlarında kopmanın ara yüzde oluştuğunu, porselenin metalden ayrılıp oksit tabakasının ise porselene bağlı kaldığını; soy alaşımlarında ise kırılmanın porselen içinde koheziv olarak gerçekleştiğini saptamışlardır. Bu durumun soy ve soy olmayan metal alaşımları arasındaki en büyük farklılık olduğunu belirtmişlerdir.

Della Bona ve Van Noort¹⁰³ yapmış oldukları bir çalışmada, metal-porselen bağlantısını çeşitli test yöntemleri ile ölçmüşlerdir. Makaslama testlerinde kopmanın porselen içinde koheziv olarak gerçekleştiğini, ara yüzde adeziv kopmanın daha düşük oranda oluştuğunu gözlemlemişler ve makaslama testlerinde kuvvetin yapı içerisinde homojen olarak dağılmaması nedeniyle bağlantının ölçülmesinde güvenilir bir test metodu olmadığını belirtmişlerdir. Eğme testlerinde ise kopmanın çoğunlukla metal-porselen ara yüzünde adeziv olarak gerçekleştiğini saptamışlardır.

Xiang ve ark.,¹²¹ ISO 9693'e uygun olarak döküm ve SLM yöntemiyle hazırladıkları Co-Cr metal alt yapı örnekleriyle üst yapı porseleninin bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında metal ile porselen arasında genellikle karışık tipte başarısızlık oluştuğunu belirtmişlerdir.

Wood ve ark.,¹⁴¹ opak porselenle birlikte ve opak porselen olmaksızın hazırlanan dört farklı metal-porselen yapının bağlanma dayanımını üç nokta eğme testi ile değerlendirmişler, baskın kırık tipinin metal oksit ile opak porselen ya da metal oksit ile dentin porseleni arasında oluşan adeziv tipte kırık olduğunu gözlemlemişlerdir.

Bu çalışmada da genellikle adeziv, daha az sayıda kombine kırılma saptanmış koheziv başarısızlık görülmemiş, adeziv kırılmaların metal ile metal oksit arasında oluştuğu belirlenmiştir.

O'Brien,¹⁷ bağlanma başarısızlık tipleri arasında en uygun olanının porselenin kendi içerisinde koheziv olarak kırılması (Tip III başarısızlık) olmasına karşın, ara yüzde kalın bir oksit tabakası oluştuğunda ise metal oksit tabakasının kendi içerisinde koheziv ayrılma (Tip V başarısızlık) gösterdiğini, bu durumun zayıf bir metal-porselen bağlantısının göstergesi olduğunu ifade etmiştir.

Bu çalışmada üç nokta eğme testi sonrasında hiç bir örnekte Tip V başarısızlık gözlenmemiş olduğundan tüm gruptaki başarısızlık tiplerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğu düşünülmüştür.

Lawaf ve ark.¹⁴² yaptıkları bir çalışmada, geleneksel döküm ve SLM yöntemiyle ISO 9693 standardına uygun olarak hazırladıkları Co-Cr metal alt yapılara tek tip üst yapı porseleni uygulayarak metal-porselen bağlantısını üç nokta eğme testi ile değerlendirmişler, test sonrasında yaptıkları SEM analizlerinde metal ile porselen arasında karışık tipte başarısızlık saptamışlardır.

Bultan,⁸³ üç nokta eğme testlerinde cihazdaki sensörün, kuvvet uygulanması sırasında algıladığı en ufak düşüşü başarısızlık noktası olarak kabul ettiğini ve kuvvet uygulamasını kestiğini, gerçekleşen kopmaların çoğunlukla gözle görülür şekilde iki materyalin ayrılması şeklinde meydana geldiğini, bu sebeple kopma yüzeylerinde görülen başarısızlığın adeziv veya koheziv olarak değerlendirilmesinin yanıltıcı olabileceğini bildirmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Tüm üretim teknikleri içerisinde en yüksek değerler döküm tekniğiyle hazırlanan örneklerde elde edilmiştir. Direkt metal lazer sinterleme tekniği ile hazırlanan örnekler frezeleme tekniğiyle hazırlanan örneklerden daha yüksek bağlanma dayanım değerleri vermiştir.

2. Porselenlerin bağlanma dayanımları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır. En yüksek bağlanma dayanım değerleri Vita VMK Master ve G-Ceram MF marka porselenler ile hazırlanan, en düşük bağlanma dayanım değerleri Vita VM 13 marka porselen ile hazırlanan örneklerde de elde edilmiştir.

3. Yaşlandırma işleminin bağlanma dayanımını olumsuz olarak etkilediği belirlenmiştir.

Bu sonuçlar doğrultusunda, metal ve metal alt yapıli restorasyonların hazırlanmasında döküm yönteminin ön görülebilir sonuçları nedeniyle hala geçerliliği en yüksek üretim yöntemlerinden biri olduğu söylenebilir. Ekipman ve materyal maliyetlerinin yüksek olmasına karşın, sahip oldukları avantajlar ve porselen ile kabul edilebilir düzeyde bağlanma dayanımına sahip alt yapılar üretebilmesi nedeniyle lazer sinterleme yöntemlerinin de güvenle kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

Bu çalışmanın birçok in vitro araştırmada olduğu gibi oral ortamın tamamen simüle edilememesi gibi sınırlamaları bulunmaktadır. Konuyla ilgili yapılan in vitro çalışmalar da, ağız ortamı simüle edilirken yaşlandırma işleminin yanı sıra tekrarlayan çiğneme kuvvetlerinin test ortamına yansıtılması, sonuçların gerçeğe daha yakın olmasını sağlayacaktır. Ancak ağız ortamı her ne kadar simüle edilmeye çalışılsa da, farklı metal alt yapı üretim yöntemlerinin başarılarının klinik araştırmalarda da değerlendirilmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Shillingburg HT. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 4th ed. USA, Quintessence Publishing Company, 2012.
2. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *Journal of prosthodontics: implant, esthetic reconstructive dentistry*, 2009, 18: 188-194.
3. Anusavice KJ SC, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. 12th ed. USA, Elsevier Health Sciences, 2012.
4. Işık EN, Aladağ A, Toksavul S. Farklı yöntemlerle üretilen Co-Cr alt yapıların, porselen ile bağlantısının değerlendirilmesi. *Ege üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2018, 39: 111-117.
5. Tara MA, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *International journal of prosthodontics*, 2011, 24: 46-48.
6. Shellabear M, Nyrhila O. DMLS-development history and state of the art, Laser Assisted Net Shape Engineering (LANE), 2004, Erlangen, Germany, 21-24.
7. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International journal of machine tools*, 2006, 46: 1459-1468.
8. Hopkinson N, Dickens P. Emerging rapid manufacturing processes. *Rapid manufacturing: an industrial revolution for the digital age*, 2006: 55-80.
9. Sinirlioglu M. Rapid manufacturing of dental and medical parts via LASERCUSING® technology using titanium and CoCr powder materials. *Workshop on Rapid Technologies*, Turkey, 2009: 718.
10. Naylor WP. *Introduction to Metal-Ceramic Technology*. 3rd ed. Hanover Park, IL : Quintessence Publishing Co, Inc, 2017.
11. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *The journal of prosthetic dentistry*, 2002, 87: 351-363.
12. Rosenstiel SF, Land MF. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 5th ed. Elsevier Health Sciences, 2015.
13. Yamamoto M. *Metal-ceramics*. 2nd ed. USA, Quintessence Publishing Company, 1985.
14. Weiss P. New design parameters: utilizing the properties of nickel-chromium superalloys. *Dental clinics of north america*, 1977, 21: 769-785.
15. Mumford G. The porcelain fused to metal restoration. *Dental clinics of north america*, 1965, 23: 241-249.
16. Zaimoğlu A, Can G. *Sabit Protezler*. 2. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 2011.
17. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 4th ed. Quintessence Publishing Co Inc, 2008.
18. 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: 570-574.
19. Özcan I, Uysal H. Effects of silicon coating on bond strength of two different titanium ceramic to titanium. *Dental materials*, 2005, 21: 773-779.
20. Yilmaz H, Dincer C. Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. *Journal of dentistry*, 1999, 27: 215-222.
21. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *The journal of prosthetic dentistry*, 2000, 83: 223-234.

22. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed. USA, Elsevier Health Sciences, 2012.
23. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. 1. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993.
24. Mclean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. Vol:I The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*, 1st ed. USA, Quintessence Publishing Co Inc, 1979.
25. Uçar Y, Gürbüz GA, Ekren O. Diş hekimliğinde lazer sinterizasyon ve diğer tabakalı üretim yöntemleri. *Türkiye klinikleri journal prosthodontic-special topics*, 2015, 1: 13-22.
26. Suffert L, Mahler D. Reproducibility of gold castings made by present day dental casting technics. *The journal of the american dental association*, 1955, 50: 1-6.
27. Açıklım A, Budak EN, Uçar Y. Geleneksel döküm ve kopya milled yöntemleri ile hazırlanan metal altyapıların iç uyumlarının karşılaştırılması. *Gazi üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2011, 28: 169-176.
28. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry*, 2005, 26: 507-513.
29. Moörmann WH. The evolution of the CEREC system. *The journal of the american dental association*, 2006, 137: 7-13.
30. 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. *The journal of prosthetic dentistry*, 2009, 102: 253-259.
31. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 2008, 204: 505-511.
32. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental materials*, 2012, 28: 3-12.
33. 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: 44-56.
34. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *The journal of the american dental association*, 2006, 137: 22-31.
35. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence of dental technology*, 2005, 28: 169-184.
36. Noorani R. *Rapid Prototyping: Principles and Applications*. 1st ed. USA, John Wiley & Sons Incorporated, 2006.
37. Kan B. Hızlı Prototipleme Sistemleri ve Uygulama Esasları. Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Yüksek Lisans tezi. Sakarya: Sakarya Üniversitesi, 2006.
38. Bibb R, Taha Z, Brown R, Wright D. Development of a rapid prototyping design advice system. *Journal of intelligent manufacturing*, 1999, 10: 331-339.
39. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The international journal of advanced manufacturing technology*, 2006, 29: 317-335.
40. Deckard CR(inventor). Method and apparatus for producing parts by selective sintering, U.S. Patent No 4863538, 1989.
41. Williams JM, Adewunmi A, Schek RM, Flanagan CL, Krebsbach PH, Feinberg SE, Hollister SJ, Das S. Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering. *Biomaterials*, 2005, 26: 4817-4827.

42. 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. *Dental materials*, 2008, 24: 1400-1404.
43. 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: 597-603.
44. Sofu MM. Hızlı Direkt İmalatta Kullanılan Seçici Lazer Sinterleme ve Ergitme Cihazının Gövde Tasarımı ve İmalatı. Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Yüksek Lisans tezi. Isparta: Süleyman Demirel Üniversitesi 2007.
45. Özuğur B. Hızlı Prototipleme Teknikleri ile Kompleks Mikro Yapıdaki Parçaların Üretilirliklerinin Araştırılması. Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Eğitimi Anabilim Dalı, Yüksek Lisans tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi 2006.
46. Hasan B, YAPICI F. Ergonomik tasarım ve üretimde hızlı prototipleme teknolojisi. *Mühendislik bilimleri ve tasarım dergisi*, 2015, 3: 199-204.
47. Çelik İ, Karakoç F, Çakır MC, Duysak A. Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Dumlupınar üniversitesi fen bilimleri enstitüsü dergisi*, 2013, 031: 53-70.
48. Kruth J-P, Levy G, Klocke F, Childs T. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP annals*, 2007, 56: 730-759.
49. Tolochko N, Mozzharov S, Laoui T, Froyen L. Selective laser sintering of single- and two-component metal powders. *Rapid prototyping journal*, 2003, 9: 68-78.
50. 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: 589-597.
51. Manfredi D, Calignano F, Krishnan M, Canali R, Ambrosio EP, Biamino S, Ugues D, Pavese M, Fino P. Additive manufacturing of Al alloys and aluminium matrix composites (AMCs). *Light metal alloys applications*, 2014, 11: 3-34.
52. Kruth JP, Mercelis P, Van Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts M. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid prototyping Journal*, 2005, 11: 26-36.
53. Kıran K. Seçici Lazer Ergitme ile Üretilmiş 316L Paslanmaz Çelik Parçaların İnce Tornalama İşlemleri. Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Yüksek Lisans tezi. Isparta: Süleyman Demirel Üniversitesi, 2011.
54. Gebhardt A, Schmidt F-M, Hötter J-S, Sokalla W, Sokalla P. Additive manufacturing by selective laser melting the realizer desktop machine and its application for the dental industry. *Physics procedia*, 2010, 5: 543-549.
55. Bremen S, Meiners W, Diatlov A. Selective laser melting: a manufacturing technology for the future. *Laser teknik journal*, 2012, 9: 33-38.
56. Chua CK, Leong KF, Lim CS. *Rapid Prototyping: Principles and Applications*. 3rd ed. Singapore, World Scientific Publishing Company, 2010.
57. Sexton L, Lavin S, Byrne G, Kennedy A. Laser cladding of aerospace materials. *Journal of materials processing technology*, 2002, 122: 63-68.
58. Sofu MM, Delikanlı K. Hızlı Direkt İmalat Yöntemleri ve Uygulamaları, TİMAK-Tasarım İmalat Analiz Kongresi 2006, Balıkesir.
59. Nayır E. *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. 7. Baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi, 1999.
60. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The journal of prosthetic dentistry*, 2001, 85: 61-66.
61. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2002, 5: 1-5.

62. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *Gazi üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2005, 22: 49-60.
63. Sukumaran V, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. *Trends in biomaterials and artificial organs*, 2006, 20: 7-11.
64. McCabe JF, Walls AW. *Applied Dental Materials*. 9th ed. USA, John Wiley & Sons Incorporated, 2008.
65. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence international*, 2002, 33: 415-426.
66. Kelly JR. Dental ceramics: what is this stuff anyway? *The journal of the american dental association dental clinics*, 2008, 139: 4-7.
67. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The journal of prosthetic dentistry*, 1996, 75: 602-608.
68. Anusavice K, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical oral implants research*, 2007, 18: 218-231.
69. Anusavice K, Ringle R, Morse P, Fairhurst C, King G. A thermal shock test for porcelain-metal systems. *Journal of dental research*, 1981, 60: 1686-1691.
70. Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. *The journal of prosthetic dentistry*, 2003, 90: 10-17.
71. Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Critical reviews in oral biology medicine*, 2001, 12: 350-360.
72. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental materials*, 2009, 25: 494-499.
73. 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: 778-787.
74. Fischer J. Ceramic bonding to a dental gold–titanium alloy. *Biomaterials*, 2002, 23: 1303-1311.
75. Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, Sperner F, Schäfer A. Bond strength of metal–ceramic systems in three-point flexure bond test. *Journal of applied biomaterials*, 1995, 6: 55-64.
76. Lenz J, Kessel S. Thermal stresses in metal–ceramic specimens for the ISO crack initiation test (three-point flexure bond test). *Dental materials*, 1998, 14: 277-280.
77. ISO 9693:2019 Dentistry — Compatibility testing for metal-ceramic and ceramic-ceramic systems. 2019.
78. Vásquez V, Özcan M, Nishioka R, Souza R, Mesquita A, Pavanelli C. Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dental materials journal*, 2008, 27: 7-15.
79. Bagby M, Marshall S, Marshall Jr G. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *The journal of prosthetic dentistry*, 1990, 63: 21-25.
80. Oyafuso DK, Özcan M, Bottino MA, Itinoche MK. Influence of thermal and mechanical cycling on the flexural strength of ceramics with titanium or gold alloy frameworks. *Dental materials*, 2008, 24: 351-356.
81. Özcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *International journal of prosthodontics*, 2002, 15: 299-302

82. Anusavice K. Screening tests for metal-ceramic systems. In: J.W. McLean (ed). Proceedings of The First International Symposium on Ceramics, Chicago, Quintessence, 1983: 371-414.
83. Bultan Ö. Metal-Press Seramik Uyumunun Araştırılması Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Yüksek Lisans tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2006.
84. Joias RM, Tango RN, de Araujo JEJ, de Araujo MAJ, Saavedra GdSFA, de Arruda Paes-Junior TJ, Kimpara ET. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *The journal of prosthetic dentistry*, 2008, 99: 54-59.
85. Özcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of oral rehabilitation*, 2003, 30: 265-269.
86. Li J, Chen C, Liao J, Liu L, Ye X, Lin S, Ye J. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting. *The journal of prosthetic dentistry*, 2017, 118: 69-75.
87. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *Journal of prosthetic dentistry*, 1984, 51: 338-342.
88. Strub J. Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors. *Quintessence international*, 1988, 19: 215-222.
89. Anusavice K, Dehoff P, Twiggs S, Lockwood P. Thermal shock resistance of porcelain discs. *Journal of dental research*, 1983, 62: 1082-1085.
90. Toman M, Toksavul S, Schmager P, Nergiz İ. Farklı basamak tipi ve tüm seramik sistemlerinin tüm seramik kronların marjinal uyumuna etkileri. *Selçuk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2009, 18: 7-12.
91. Kartal A. Farklı Yapım Yöntemleri İle Hazırlanan Co-Cr Metal Altyapıların Dental Porselen İle Bağlanma Dayanımlarının İn-vitro Olarak İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2014.
92. Drummond J, Randolph R, Jekkals V, Lenke JJ. Shear testing of the porcelain-metal bond. *Journal of Dental Research*, 1984, 63: 1400-1401.
93. Baran G. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dental clinics of north america*, 1985, 29: 779-787.
94. 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: 64-69.
95. McGinley EL, Moran GP, Fleming GJ. Biocompatibility effects of indirect exposure of base-metal dental casting alloys to a human-derived three-dimensional oral mucosal model. *Journal of dentistry*, 2013, 41: 1091-1100.
96. 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: 79-88.
97. Silver M, Klein G, Howard MC. An evaluation and comparison of porcelains fused to cast metals. *The journal of prosthetic dentistry*, 1960, 10: 1055-1064.
98. Straussberg G, Katz G, Kuwata M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1966, 16: 928-936.
99. Mclean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. Vol:II Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics*, 1st ed. USA, Quintessence Publishing Co Inc, 1980.
100. Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC, Hsu CC. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of oral rehabilitation*, 2005, 32: 206-212.

101. 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: 103-110.
102. Papazoglou E, Brantley WA, Mitchell JC, Cai Z, Carr AB. New high-palladium casting alloys: studies of the interface with porcelain. *International journal of prosthodontics*, 1996, 9: 315-322.
103. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of dental research*, 1995, 74: 1591-1596.
104. Anusavice K, De Hoff P, Fairhurst C. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. *Journal of dental research*, 1980, 59: 608-613.
105. Külünk T, Kurt M, Ural Ç, Külünk Ş, Baba S. Effect of different air-abrasion particles on metal-ceramic bond strength. *Journal of dental sciences*, 2011, 6: 140-146.
106. 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: 309-317.
107. Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, Michida SM, Kojima AN, Mesquita AM, Buso L. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt-chromium. *Journal of prosthodontics: implant, esthetic and reconstructive dentistry*, 2010, 19: 103-111.
108. Hammad IA, Stein RS. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part II. *The journal of prosthetic dentistry*, 1991, 65: 169-179.
109. Değer S, Caniklioglu MB, Değer S, Caniklioglu M. Effects of tin plating on base metal alloy-ceramic bond strength. *International journal of prosthodontics*, 1998, 11: 165-172.
110. Al Hussaini I, Al Wazzan KA. Effect of surface treatment on bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium. *The journal of prosthetic dentistry*, 2005, 94: 350-356.
111. Hobo S, Shillingburg HT. Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. *The journal of prosthetic dentistry*, 1973, 30: 28-36.
112. Isaacson G, Isaacson D. *Cerometal Fixed Partial Dentures*, 1st ed. Berlin, Quintessence Publishing Co, Inc, 1981.
113. Silver M, Howard MC, Klein G. Porcelain bonded to a cast metal understructure. *The journal of prosthetic dentistry*, 1961, 11: 132-145.
114. 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: implant, esthetic reconstructive dentistry*, 2005, 14: 239-247.
115. Al Mutawa NJ, Sato T, Shiozawa I, Hasegawa S, Miura H. A study of the bond strength and color of ultralow-fusing porcelain. *International journal of prosthodontics*, 2000, 13: 159-165.
116. Galindo DF, Ercoli C, Graser GN, Tallents RH, Moss ME. Effect of soldering on metal-porcelain bond strength in repaired porcelain-fused-to-metal castings. *The journal of prosthetic dentistry*, 2001, 85: 88-94.
117. 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: 51-55.
118. Iseri U, Özkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dental materials journal*, 2011, 30: 274-280.

119. Kaleli N, Saraç D. Comparison of porcelain bond strength of different metal frameworks prepared by using conventional and recently introduced fabrication methods. *The journal of prosthetic dentistry*, 2017, 118: 76-82.
120. 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: 1280-1289.
121. 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: 453-457.
122. Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, Beuer F. 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 and dental management*, 2014, 13: 446-452.
123. Işık EN. Farklı Üretim Teknikleriyle Hazırlanmış Metal Altyapılar İle Üzerlerine Pişirilmiş Porselenlerin Bağ Dayanımlarının Değerlendirilmesi. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık tezi. İzmir: Ege Üniversitesi, 2017.
124. Burhanoglu Ş. Farklı Tekniklerle Hazırlanmış Metal Alaşım Alt Yapıların Porselen Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi. Isparta: Süleyman Demirel Üniversitesi, 2015.
125. Ünal E. Farklı Yöntemlerle Hazırlanmış Metal Alaşım Alt Yapıları ve Porselen Arasındaki Bağlantıya Fırınlama Sırasındaki Soğutma Sürelerinin Etkisi. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık tezi. Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi, 2019.
126. Ekren O, Ozkomur A, Ucar Y. Effect of layered manufacturing techniques, alloy powders, and layer thickness on metal-ceramic bond strength. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2018, 119: 481-487.
127. 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: 67-73.
128. 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: 306-315.
129. 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: 263-270.
130. 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: 600-605.
131. Üzel EE. Farklı Üretim Teknikleri İle Hazırlanmış Co-Cr Metal Altyapıların Dental Porselen İle Bağlanma Dayanımlarının Yaşlandırma İşlemi Sonrası İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi. Antalya: Akdeniz Üniversitesi 2018.
132. Akat B, Tanış MÇ, Çulhaoğlu AK, Çakın EB, Kılıçarslan MA. Yerli Olarak Üretilen Zirkonya Veneer Seramiğinin Bir Ticari Ürünle Karşılaştırılması. *Ankara üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2018, 45: 155-163.
133. Gorler O, Saygin AG. Comparative evaluation of effects of laser modalities on shear bond strengths of veneering porcelains to laser sintered substructures: an in vitro study. *Photomedicine laser surgery*, 2017, 35: 338-344.

134. Karaağaç E, Zaimoğlu A. Farklı dental alaşımları üzerine hazırlanan düşük ısı porselenlerinin bağlantı karakterizasyonu. *Ankara üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 2005, 32: 55-63.
135. Scolaro JM, Pereira JR, Valle ALd, Bonfante G, Pegoraro LF. Comparative study of ceramic-to-metal bonding. *Brazilian dental journal*, 2007, 18: 240-243.
136. Maburkar 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*, 2013, 5: 101-107.
137. Prado RAd, Panzeri H, Fernandes Neto AJ, Neves FDd, Silva MRd, Mendonça G. Shear bond strength of dental porcelains to nickel-chromium alloys. *Brazilian dental journal*, 2005, 16: 202-206.
138. Ahmadzadeh A, Ghanavati S. Comparison of bond strength of two porcelains and two base metal alloys in metal-ceramic restorations. *Dental research journal*, 2019, 16: 298.
139. De Vasconcellos LGO, Buso L, Lombardo GH, Souza RO, Nogueira Júnior L, Bottino MA, Özcan M. Opaque layer firing temperature and aging effect on the flexural strength of ceramic fused to cobalt-chromium alloy. *Journal of prosthodontics: implant, esthetic reconstructive dentistry*, 2010, 19: 471-477.
140. Lubovich RP, Goodkind RJ. Bond strength studies of precious, semiprecious, and nonprecious ceramic-metal alloys with two porcelains. *The journal of prosthetic dentistry*, 1977, 37: 288-299.
141. Wood MC, Thompson GA, Agar JR. A comparison of debonding strengths of four metal-ceramic systems with and without opaque porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2007, 97: 141-149.
142. Lawaf S, Nasermostofi S, Afradeh M, Azizi A. Comparison of the bond strength of ceramics to Co-Cr alloys made by casting and selective laser melting. *The journal of advanced prosthodontics*, 2017, 9: 52-56.

EKLER

EK- 1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: Şeyma YILDIZ
Doğum Tarihi	: 20.12.1992
Doğum Yeri	: Üsküdar/İSTANBUL
Uyruğu	: TC
Adres	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 53100, Rize
Tel	: 0464 222 00 00
E-mail	: seyma.yildiz@erdogan.edu.tr
Eğitim	
Lisans	: Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2011-2016)
Uzmanlık	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	