



T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÖNTEMLERLE HAZIRLANMIŞ METAL ALAŞIM
ALT YAPILARI VE PORSELEN ARASINDAKİ BAĞLANTIYA
FIRINLAMA SİRASINDAKİ SOĞUTMA SÜRELERİNİN ETKİSİ**

**Emine ÜNAL
UZMANLIK TEZİ**

**SİVAS
2019**



T.C.

SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÖNTEMLERLE HAZIRLANMIŞ METAL ALAŞIM
ALT YAPILARI VE PORSELEN ARASINDAKİ BAĞLANTIYA
FIRINLAMA SİRASINDAKİ SOĞUTMA SÜRELERİNİN ETKİSİ**

Emine ÜNAL

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. FAİK TUĞUT


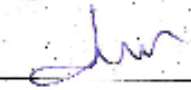

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS

2019

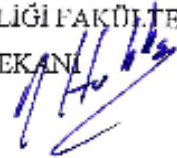
ONAY SAYFASI

"Tarklı Yöntemlerle Hazırlanmış Metal Alaşın Alt Yapıları Ve Porselen Arasındaki Bağlantıya Fırınlama Sırasındaki Soğutma Sürelerinin Etkisi" adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Proterik Diş Tedavisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD SOYAD	İMZA
Başkan	Doç.Dr.Faik TUĞUT	
Üye	Prof.Dr.Hakan DEMİR	
Üye	Dr.Öğr.Üye.İşıl SARUKAYA	

Bu tez çalışması, 30.10.2018 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANI



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca her konuda bana destek olan, sabır gösteren ve hakkımı asla ödeyemeyeceğim, çok değerli hocam, danışmanım Sayın Doç. Dr. Faik TUĞUT' a emeklerinden dolayı teşekkürü bir borç bilirim.

Bana ben olmayı öğreten, her zaman her koşulda yanımda olan, üzerimden gölgelerini eksik etmeyen biricik aileme; annem Ayşe Ünal'a, babam Yılmaz Ünal'a, ablam Figen Ünal ve kardeşim Ahmet Ünal'a ne kadar teşekkür etsem az kalır.

Yanımda olmasalar da her zaman yanımda olduklarını hissettiren, varlıklarıyla hayatıma anlam katan başta Orçun Nasuhoğlu' na, Gizem Sağlık ve Esmâ Oğuz' a,

Eğitim süresi boyunca desteklerini benden esirgemeyen ve üzerimde emeği olan değerli hocalarım Prof. Dr. Hakan Demir, Prof. Dr. Hakan Akın, Dr. Öğr. Üyesi M. Emre Coşkun, Prof. Dr. Giray Bolayır, Doç. Dr. Derya Özdemir Doğan hocalarıma,

Tez çalışmalarına olan katkılarından, gösterdikleri sabırdan ve en önemlisi paha biçilmez dostluklarından dolayı sevgili asistan arkadaşlarım Ümmü Selin Özsoy, M. Fehim Çelenk, Fatma Yıldız, Merve Yüksel, Cansu Karahan, Melek Kılıç, Feride Şahin, Kubilay Barış Çiçek, Esmâ Nur Karanfil nezlinde tüm asistan arkadaşlarıma,

Güleryüzlerini ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen; başta Zekeriya Duman olmak üzere tüm fakülte personeline,

İstatistiksel analizlerin yapılmasında büyük emeği olan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi. Ziyet ÇINAR' a

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. Emine ÜNAL
SİVAS, 2019

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Bu tez çalışması DİŞ-213 numaralı proje kapsamında Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı (CUBAP) tarafından desteklenerek yapılmıştır.

ÖZET

FARKLI YÖNTEMLERLE HAZIRLANMIŞ METAL ALAŞIM ALT YAPILARI VE PORSELEN ARASINDAKİ BAĞLANTIYA FIRINLAMA SIRASINDAKİ SOĞUTMA SÜRELERİNİN ETKİSİ

Emine ÜNAL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

SİVAS

2019, 109 Sayfa

Eksik dişlerin protetik rehabilitasyonunda; metal-seramik restorasyonların kullanımıyla hem estetik hem de fonksiyon açısından başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Geçmişte bu restorasyonlarda alt yapı olarak sıklıkla döküm yöntemiyle elde edilen metaller kullanılmaktaydı. Fakat döküm yönteminin oldukça zahmetli ve uzun zaman alan bir yöntem olması ve elde edilen restorasyonun uyumsuz olabilmesi nedeniyle araştırmacılar farklı arayışlara yönelmişlerdir. Lazer üretim teknolojileri ve CAD/CAM ile yapılan milledeme işlemleriyle blok malzemeden alt yapı üretim teknolojileri gündeme gelmiştir.

Bu çalışmada farklı yöntemlerle hazırlanan kobalt-krom (Co-Cr) metal alt yapıları ile farklı markalardaki porselenlerin pişirilmesi sırasında farklı soğutma sürelerinin bağlantıya olan etkisinin incelenmesi amaçlandı. Böylece hem farklı yöntemlerle elde edilen alt yapı materyallerinin hem de farklı porselen markası ve soğutma sürelerinin bağlanma dayanımına olan etkileri karşılaştırılmalı olarak incelendi. Çalışmada; döküm, milledeme ve lazer sinterizasyon gibi farklı teknikler kullanılarak elde edilen Co-Cr içerikli metal altyapılar ile iki farklı porselen markası (Noritake EX3 ve G-Ceram) kullanıldı. Porselenlerin pişirilmesi sırasında farklı soğutma süreleri uygulandı. Bağlanma çeşitleri SEM analizi ile tespit edildi. Çalışmanın sonucunda farklı yöntemlerle elde edilen metal alt yapılarının bağlanma dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü ($p<0,05$). Tüm metal altyapı gruplarının yavaş soğutmalı G-Ceram markalı porselen haricinde ($p>0,05$) diğer gruplarla yapmış oldukları bağlanma dayanımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olan en iyi

bağlanma dayanımları sırasıyla lazer sinterizasyon ile üretilen metal alt yapısı ile hızlı soğutmalı G-Ceram ($19,65 \pm 2,65$ MPa), milleden üretilen metal alt yapı ile hızlı soğutmalı Noritake ($19,17 \pm 2,91$ MPa) ve döküm ile üretilen metal alt yapı ile yavaş soğutmalı Noritake'de ($12,99 \pm 2,08$ MPa) görüldü ($p < 0,05$).

Anahtar Sözcükler: Milleden, Lazer Sinterizasyon, Soğutma, Porselen, CAD-CAM, Döküm



ABSTRACT

THE EFFECT OF COOLING TIMES ON THE BONDING BETWEEN THE METAL ALLOY SUBSTRUCTURE AND PORCELAIN PREPARED BY DIFFERENT METHODS

Emine ÜNAL

Department of Prosthetic Dentistry

SİVAS

2019, 109 Pages

In prosthetic rehabilitation of missing teeth; metal-ceramic restorations are used to obtain successful results both in terms of aesthetic and function. In the past, metals obtained by casting were frequently used as infrastructure in these restorations. However, since the casting method is a rather laborious and time-consuming method and the restoration obtained may be inconsistent, the researchers have turned to different pursuits. Laser production technologies and with the help of CAD / CAM milling processes have led to the production of infrastructure materials from block materials.

The aim of this study was to research the effect of different cooling times on the bonding of Co-Cr (Cobalt-Chromium) metal substructures prepared by different methods and porcelain of different brands. In this way, both the effects of different materials and different porcelain brands and cooling times on bond strength were compared.

In this study; two different porcelain brands (Noritake EX3 and G-Ceram) were used with Co-Cr metal substructures obtained by using different techniques such as casting, milling and laser sintering. During the firing of porcelain different cooling times were applied. SEM analysis was performed on bonding types. As a result of the study, it was seen that the difference between the bond strengths of the metal substructures obtained by different methods was statistically significant ($p < 0.05$). All groups except for difference between the bond strengths of all the substructures metal groups with G-Ceram brand porcelain were statistically significant ($p < 0.05$). The best bond strengths that were statistically significant were fast cooling G-Ceram ($19,65 \pm 2,65$ MPa) with metal substructure prepared by laser

sinterization, fast cooling with metal substructure prepared by milling Noritake ($19,17 \pm 2,91$ MPa) and the metal substructure produced by casting was found to be slow cooling Noritake ($12,99 \pm 2,08$ MPa) ($p < 0,05$) were seen.

Key Words: Milling, Laser Sintering, Cooling, Porcelain, CAD-CAM, Casting

İÇİNDEKİLER TABLOSU

ONAY SAYFASI.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
ŞEKİLLER	xviii
TABLolar	xxi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Diş Hekimliği Alanında Kullanılan Metal Alaşımlar	3
2.2.Metal Alaşımların Terminolojisi	3
2.2.1.Soy Metaller	3
2.2.2. Soy Olmayan Metaller	3
2.2.3. Kıymetli Metaller.....	4
2.2.4. Yarı Kıymetli Metaller	4
2.2.5. Kıymetsiz Metaller	4
2.2.6. Baz Metal.....	4
2.3. Dental Alaşımların Sınıflandırılması	4
2.3.1. Fonksiyonlarına Göre Alaşımların Sınıflandırılması.....	5
2.3.2. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) Sınıflaması.....	6
2.3.3. Bileşimlerine Göre Sınıflandırma	7
2.4. Metal seramik alaşımlarının tanımlanması	8
2.4.1. Soy Metal Alaşımları.....	8

2.4.2. Altın-Platin-Paladyum alaşımları	8
2.4.3. Altın-Paladyum-Gümüş alaşımları.....	9
2.4.4. Altın-Paladyum alaşımları.....	9
2.4.5. Paladyum-Gümüş Alaşımları	9
2.4.6. Yüksek Paladyum Alaşımları.....	10
2.5. Soy olmayan (baz) metal alaşımlar	10
2.5.1. Nikel-Krom-Berilyum (Ni-Cr-Be) Alaşımları.....	11
2.5.2. Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları.....	11
2.5.4. Titanyum ve titanyum alaşımları.....	12
2.6. Metal alaşımlardaki katkı elementlerin fonksiyonları.....	13
2.7. Alaşım Seçiminde Etkili Olan Faktörler	16
2.8. Metal Alaşımların Mekanik Özellikleri.....	16
2.8.1. Dayanıklılık Özellikleri (Strength)	16
2.8.2. Akma Direnci (Yield Strength)	16
2.8.3. Elastisite Modülü (Young Modülü)	17
2.8.4. Reziliens (Esneklik)	17
2.8.5. Korozyon ve Lekelenme	17
2.8.6. Isısal Genleşme Katsayısı.....	18
2.8.7. Sertlik.....	18
2.9. Metal Üretim Teknolojileri.....	18
2.9.1. Döküm Yöntemi.....	18
2.9.2. CAD/CAM Sistemleri.....	19
2.10. CAD/CAM Sisteminin Parçaları.....	20
2.10.1. Tarayıcı (Scanner)	20
2.10.2. Yazılım (Software).....	21
2.10.3. Donanım (Hardware):.....	22

2.11. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Yöntemleri	22
2.11.1. Eksiltme (Aşındırma) Yöntemi	23
2.11.2. Ekleme Yöntemi.....	24
2.12. Hızlı Üretim (Rapid Manufacturing; Rm) Yöntemleri.....	24
2.12.1. Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (SLA: Stereolithography)	25
2.12.2. Isıtılarak Toz Bağlama Tekniği (SLM: Lazer Melting / SLS: Lazer Sintering).....	26
2.12.3. Üç Boyutlu Lazer Giydirme (3D Laser Cladding) Tekniği	28
2.12.4. Üç Boyutlu Yazdırma Tekniği (3D Ink Jet Printing).....	29
2.15. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramikler	30
2.16. Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı	31
2.16.1. Feldspar	31
2.16.2. Kaolen	31
2.16.3. Kuartz	32
2.17. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması.....	32
2.17.1. İçeriklerine Göre	32
2.17.2. Erime Isılarına Göre	33
2.17.3. Şekillendirme Türlerine Göre	33
2.17.4. Kullanım Alanlarına Göre	33
2.17.5. Yapım Tekniklerine Göre	33
2.17.6. Tam Seramik Restorasyonlar	33
2.18. Metal - Seramik Bağlantısı	34
2.18.1. Mekanik Tutuculuk.....	34
2.18.2. Kimyasal Bağlantı	35
2.18.3. Baskı (Sıkışma) Bağlantısı	35

2.18.4. Moleküler Çekimle Bağlantı (Van Der Waals Kuvvetleri)	36
2.19. Metal – Seramik Bağlantı Başarısızlıkları	36
2.20. Metal – Seramik Bağlantısının Değerlendirilmesi	37
2.21. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri	38
2.21.1. Termal Siklus Uygulaması	38
2.22. Bağlanma Dayanımı Testleri	38
2.22.1. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi	38
2.23. Tarama Elektron Mikroskop (SEM) Analizi	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1. Metal Altyapıların Hazırlanması	41
3.1.1. Dijital Tasarımla Metal Alt Yapıların Oluşturulması	41
3.1.2. Döküm Yöntemi Uygulanarak Metal Altyapıların Üretilmesi	42
3.1.3. Lazer Sinterizasyonla Metal Altyapıların Üretilmesi	46
3.1.4. Milleme Yöntemi Uygulanarak Metal Altyapıların Üretilmesi	48
3.2. Metal Alt Yapı Üzerine Seramiklerin Hazırlanması	51
3.2.1. Alt Yapı Üzerine Opak Uygulaması	51
3.2.2. Alt Yapı Üzerine Dental Porselenin Uygulaması	53
3.3. Termal Siklus Uygulaması	61
3.4. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testinin Yapılması	61
3.5. Kopma Şekillerinin İncelenmesi	63
3.6. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) İncelemesi	63
3.7. İstatistiksel Değerlendirme	64
4. BULGULAR	66
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Sonuçları	66

4.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Analizi	67
4.2.1. Tüm Altyapılara Bağlanan Porselenlerin Bağlanma Dayanımı Analizi	69
4.2.2. Soğutma Hızlarına Gore Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Analizi	69
4.3. Kopma Şekilleri Yonunden Değerlendirilmesi	72
4.4 Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) Analizi Bulguları	74
4.4.1. Seramik Uygulanmamış Metal Alt Yapıların SEM Goruntuleri	74
5. TARTIşMA	81
6. SONUÇLAR	93
7. KAYNAKLAR	94
8. ZGEÇMİş	108
9. EKLER	109

SİMGELER VE KISALTMALAR

CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim
MPa	Mega Paskal
Ni	Nikel
Cr	Krom
Co	Kobalt
Pt	Platin
Pd	Paladyum
Ru	Rutenyum
Ir	İridyum
Os	Osmiyum
Rh	Rodyum
Ag	Gümüş
ADA	Amerikan Diş Hekimliği Birliği
Au	Altın
Al	Alüminyum
Kg	Kilogram
mm ²	Milimetre kare
In	İndiyum
Be	Berilyum
Mo	Molibden
°C	Santigrat Derece
%	Yüzde

Cu	Bakır
B	Bor
Zn	Çinko
Fe	Demir
Ga	Galyum
Sn	Kalay
Mn	Mangan
Si	Silisyum
CNC	Bilgisayarlı Nümerik Kontrol
STL	Standart Dönüşüm Dili
SLA	Tarayarak Işıklı Kür Tekniği
ASTM	Amerikan Test ve Malzeme Derneği
RM	Hızlı Üretim
SFF	Katı Serbest Şekilli Üretim
FFF	Serbest Şekilli Üretim
DTM	Masaüstü Üretim
SLS	Seçici Lazer Sinterleme
SLM	Seçici Lazer Eritme
LOM	Tabakalı Üretim Tekniği
FDM	Eriyik Yığıma Modelleme Tekniği
CT	Bilgisayarlı Tomografi
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
$K_2OAl_2O_36SiO_2$	Potasyum Alümina Silikat
$Na_2OAl_2O_36SiO_2$	Sodyum Alümina Silikat
$Al_2O_32SiO_22H_2O$	Hidrat Alümina Silikat
SiO_2	Silisyum dioksit

Sn	Saniye
mm	Milimetre
dk	Dakika
cm	Santimetre
N	Newton
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
Ta	Tantalyum
GPa	Gigapaskal
Hv10	Sertlik Birimi
μm	Mikrometre
Nm	Nanometre
Al_2O_3	Alüminyum Oksit
P1	Noritake EX3 porseleninin ideal fırınlama prosedürü
P2	G-Ceram Pro EXPERT line porseleninin ideal fırınlama prosedürü
P	Ön kurutma sıcaklığı
D	Ön kurutmada kalma süresi
T	Ön kurutma süresinden sonra fırının maksimum sıcaklığa ulaşmaya kadarki her dakikadaki ısı artışı
F	Fırının çıktığı maksimum sıcaklık
Von	Başlangıç Vakumu
Voff	Bitiş Vakumu
H	Fırının maksimum sıcaklıktaki bekleme süresi
C	Soğutma süresi
DNY	Döküm-Noritake EX3-Yavaş Soğutma

DNH	Döküm-Noritake EX3-Hızlı Soğutma
DGY	Döküm-G-Ceram-Yavaş Soğutma
DGH	Döküm-G-Ceram-Hızlı Soğutma
LNH	Lazer Sinter- Noritake EX3-Yavaş Soğutma
LNY	Lazer Sinter-Noritake EX3-Hızlı Soğutma
LGH	Lazer Sinter -G-Ceram-Hızlı Soğutma
LGY	Lazer Sinter- G-Ceram- Yavaş Soğutma
MNY	Milleme-Noritake EX3-Yavaş Soğutma
MNH	Milleme - Noritake EX3-Hızlı Soğutma
MGH	Milleme-G-Ceram-Hızlı Soğutma
MGY	Milleme- G-Ceram-Yavaş Soğutma
N	Örnek Sayısı
p	Anlamlılık
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
EOS	Elektro Optik Sistem
VH	Vickers Sertliği
SEVNB	Kırılma Tokluğu
3D	3 boyutlu

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Metal seramik alaşımlarının kompozisyonlarına dayalı sınıflama sistemi..	7
Şekil 2.2. a) Optik Tarayıcı	21
b) Mekanik Tarayıcı.....	21
Şekil 2.3. CAD/CAM ile Restorasyonların Üretim Basamakları.	22
Şekil 2.4. Doğrudan lazerle metal altyapıların elde edilmesinde kullanılan üretim tekniklerinin sınıflandırılması.	25
Şekil 2.5. a,b. Tarayarak Işıklı Kür Tekniği, Stereolithografi (SLA, Stereolithography) Tekniği'nin şematik görünümü	26
Şekil 2.6. Şekil Seçici Lazer Sinterleme (SLS) Sistemi'nin şematik görünümü	28
Şekil 2.7. Üç Boyutlu Lazer Giydirme (3D Laser Cladding) Tekniği'nin şematik görünümü	28
Şekil 2.8. Üç Boyutlu Yazdırma Tekniği (3D Ink Jet)'nin şematik görünümü.....	29
Şekil 3. 1. Örneklerin Gruplara Göre Dağılımı.....	41
Şekil 3.2. Metallerin üretimi öncesi hazırlanan dijital tasarımı.	42
Şekil 3.3. Üç Boyutlu Yazıcı.	42
Şekil 3.4. Işıklı sertleşen akrilik rezin.	43
Şekil 3.5. Tij ile döküm kanalları oluşturulmuş örnekler.	43
Şekil 3.6. Revetman karıştırma makinası.	44
Şekil 3.7. Ön ısıtma fırını.....	44
Şekil 3.8. Döküm santrifüj cihazı.	45
Şekil 3.9. Kumlama Cihazı.	46
Şekil 3.10. Lazer Sinter Cihazı.	47
Şekil 3.11. Lazer sinterizasyonla üretilen Co-Cr metal altyapı örnekleri.....	48
Şekil 3.12. Kobalt-Krom alaşım bloğu.	49
Şekil 3.13. Milleme Cihazı.	49
Şekil 3.14. Milleme işleminde kullanılan kesici uçlar.	50
Şekil 3.15. Milleme yöntemiyle üretilen Co-Cr metal örnekler.	50
Şekil 3.16. Milleme yöntemiyle üretilmiş örneklerin kumlama işlemi sonrası	51
Şekil 3.17. Metal altyapılara uygulanan bond.	51
Şekil 3.18. Bond uygulanmış metal altyapıların görüntüsü.	52
Şekil 3.19. Bond uygulamasının ardından fırınlanmış metal altyapıların görüntüsü. 52	

Şekil 3.20. VITA VMK Master markalı opak ve metal alt yapı üzerine uygulanmış hali.....	52
Şekil 3.21. Levhaları sabitleyecek olan tabla.....	53
Şekil 3.22. 7 mm çapında 3 mm yüksekliğinde yuvaları hazırlanmış birinci levha. .	54
Şekil 3.23. Hazırlanan kalıbın alt ve üst levhalarının açık şekilde gösterilmesi.....	54
Şekil 3.24. Hazırlanan kalıbın alt ve üst levhalarının üst üste yerleştirilmesi.	54
Şekil 3.25. Alt ve üst levhaları yerleştirilen kalıbın yandan görüntüsü.	55
Şekil 3.26. Opak uygulanmış örneklerin porselen uygulanması için kalıba.....	55
Şekil 3.27. a.Porselen tozunun hazırlanması b.Üst yapı seramiğinin uygulanması...	56
Şekil 3.28. Metal kalıp aracılığıyla tüm örneklere porselen uygulanması.....	56
Şekil 3.29. Metal kalıbın açılması ve örneklerin kalıptan çıkarılması.....	56
Şekil 3.30. Porselen uygulanan örneklerin porselen fırınında pişirilmesi.	57
Şekil 3.31. Porselen uygulanan örneklerin porselen fırınında soğutulması.....	57
Şekil 3.32. a.Noritake porselen tozu b.G-Ceram porselen tozu.....	58
Şekil 3.33. Porselen fırını.	58
Şekil 3.34. Çalışmada porselen uygulanmış farklı metal altyapılı tüm örnek grupları.	60
Şekil 3.35. Termal siklus cihazı.....	61
Şekil 3.36. Makaslama testi öncesi örneklerin akrilik rezine gömülmüş hali.	61
Şekil 3.37. Universal test cihazı.....	62
Şekil 3.38. Test cihazına yerleştirilen örnek.....	62
Şekil 3.39. Stereo mikroskop.....	63
Şekil 3.40. SEM cihazı.	64
Şekil 3.41. Altın kaplama cihazı ve alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlenmiş örnekler.....	64
Şekil 4.1. Tüm altyapılara bağlanan porselenlerin bağlanma dayanımları grafiği. ...	68
Şekil 4.2. Adeziv kopmanın stereo mikroskop altında görüntüsü.	73
Şekil 4.3. Koheziv kopmanın stereo mikroskop altında görüntüsü.	73
Şekil 4.4. Kombine kopmanın stereo mikroskop altında görüntüsü.....	73
Şekil 4.5. Döküm yöntemi ile elde edilen örneklerin x500 ve x5000 büyütmede SEM görüntüsü.....	74

Şekil 4.6. Lazer sinterizasyon ile elde edilmiş örneklerin x500 ve x5000 büyütmede SEM görüntüsü.	74
Şekil 4.7. Milleme ile elde edilmiş örneklerin x500 ve x5000 büyütmede SEM görüntüsü.....	75
Şekil 4.8. G-Ceram Markalı Porselene Hızlı Soğutma Prosedürü Uygulanmış ve Kırılmamış Örneklerin x5000 Büyütmede Sem Görüntüsü.....	75
Şekil 4.9. G-Ceram Markalı Porselene Yavaş Soğutma Prosedürü Uygulanmış ve Kırılmamış Örneklerin x5000 Büyütmede Sem Görüntüsü.....	76
Şekil 4.10. Noritake Markalı Porselene Hızlı Soğutma Prosedürü Uygulanmış ve Kırılmamış Örneklerin x5000 Büyütmede Sem Görüntüsü.....	76
Şekil 4.11. Noritake Markalı Porselene Yavaş Soğutma Prosedürü Uygulanmış ve Kırılmamış Örneklerin x5000 Büyütmede Sem Görüntüsü.....	77
Şekil 4.12. Döküm alt yapı üzerine G-Ceram seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.	77
Şekil 4.13. Döküm alt yapı üzerine Noritake seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.	78
Şekil 4.14. Lazer alt yapı üzerine G-Ceram seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.	78
Şekil 4.15. Lazer alt yapı üzerine Noritake seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.	79
Şekil 4.16. Milleme alt yapı üzerine G-Ceram seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.	79
Şekil 4.17. Milleme alt yapı üzerine Noritake seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.	80

TABLULAR

Tablo 2.1. Ulusal Standartlar Bürosu'na ait geleneksel döküm altın alaşımları sınıflaması.	5
Tablo 3.1. Co-Cr metal alaşımın (Wironium plus) içeriğindeki maddeler (%).....	45
Tablo 3.2. Co-Cr metal alaşımın (Wironium plus) fiziksel özellikleri.....	45
Tablo 3.3. Co-Cr metal alaşımın (Sint-Tec 2724G)içeriğindeki maddeler (%).....	47
Tablo 3.4. Co-Cr metal alaşımın fiziksel özellikleri.	47
Tablo 3.5. Co-Cr metal alaşımın (White Peaks) içeriğindeki maddeler (%).....	48
Tablo 3.6. Co-Cr metal alaşımın (White Peaks) fiziksel özellikleri.	48
Tablo 3.7. Noritake EX-3 ve G-Ceram Pro Expert seramiklerinin pişirilme programları.	59
Tablo 4.1. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa).	66
Tablo 4.2. Tüm altyapılara bağlanan porselenlerin bağlanma dayanımı ölçümlerinin soğutma protokolü ve porselen markasına göre karşılaştırılması (MPa).....	68
Tablo 4.3. Tüm altyapı gruplarına hızlı soğutma protokolü uygulanarak bağlanan Noritake EX3 markalı porselenin bağlanma dayanımları (MPa).....	70
Tablo 4.4. Tüm altyapı gruplarına yavaş soğutma protokolü uygulanarak bağlanan Noritake EX3 markalı porselenin bağlanma dayanımları (MPa).....	70
Tablo 4.5. Tüm altyapı gruplarına hızlı soğutma protokolü uygulanarak bağlanan G-Ceram markalı porselenin bağlanma dayanımı (MPa).....	71
Tablo 4.6. Tüm altyapı gruplarına yavaş soğutma protokolü uygulanarak bağlanan G-Ceram markalı porselenin bağlanma dayanımı (MPa)	71
Tablo 4.7. Makaslama deneyi sonrası örneklerde görülen kopma türleri.	72

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş eksikliklerinde metal-seramik restorasyonların kullanımıyla, kaybedilen estetik ve fonksiyona tekrar kavuşulmaya çalışılmıştır. Metal alaşımlar 100 yılı aşkın süredir bu tür restorasyonlarda kullanılmaktadır. Geçmişte bu restorasyonlarda sıklıkla döküm yöntemiyle elde edilen saf altın kullanılmaktaydı. Bu alaşımlar 1907 yılında Dr.Taggart tarafından sabit restorasyonların yapımında kullanılmıştır. Altın alaşımları diğer metallere göre daha kolay dökülebilen ve daha iyi detay veren alaşımlardır fakat maliyetleri oldukça yüksektir. Bu nedenle günümüzde döküm yönteminde sıklıkla kullanılan metaller Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlarıdır. Bununla beraber döküm yöntemi uzun yıllardır kullanılıyor olsa da oldukça zahmetli ve zaman alan bir yöntemdir ve yüksek hassasiyet gerektirir. Gereken hassasiyet gösterilmezse elde edilen restorasyon uyumsuz olacaktır. Araştırmacılar bu nedenlerden dolayı farklı arayışlara ve bilgisayar destekli sistemlere yönelmişlerdir.

Bu yönelimler neticesinde diğer alanlarda var olan CAD/CAM yöntemi dental sektörde de kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sistemi; verilerin dijital olarak toplanması, uygun programlarla parçaların tasarımının yapılması ve tasarlanan parçanın üretilmesi esasına dayanır. Bu teknolojiyle üretilmesi istenen elemanların dizaynı bilgisayar yazılımları ile yapılır ve son olarak parçalar yüksek hassasiyetteki aşındırma birimlerinde üretilir. Bu sistemlerin kullanımı geleneksel ölçü safhasını ve zaman kaybını ortadan kaldırır. Ayrıca restorasyonda; döküm yöntemindeki revetmana ve yöntemin uygulanışına bağlı oluşabilecek uyumsuzlukları da ortadan kaldırır. Bu gibi nedenlerle CAD/CAM sistemleri günümüzde oldukça ilgi gören sistemler haline gelmiştir.

Yaygınlaşan CAD/CAM kullanımıyla birlikte lazer üretim teknolojileri ve milledeme işlemleriyle blok malzemedan alt yapı üretim teknolojileri de gündeme gelmeye başlamıştır. Elde edilen restorasyonların uyumu ve doğruluk payı daha yüksek iken üretim hızı da oldukça artmıştır. Günümüzde milledeme ve lazer sinterizasyon ile çeşitli alt yapılar elde edilmekte, restorasyonların mekanik özellikleri ve seramik ile uyumları ise çeşitli araştırmacılar tarafından

araştırılmaktadır. Bu araştırmalardan pek çoğunda en ideal altyapı üretim yöntemi ve altyapıya en iyi bağlanmayı sağlayacak seramiğin bulunması hedeflenmiştir.

Çalışmamızda; döküm, milleme ve lazer sinterizasyon gibi farklı teknikler kullanılarak elde edilen, kobalt-krom içerikli metal altyapıların; iki farklı markadaki (Noritake EX3 ve G-Ceram Proexpert) porselenle bağlanması esnasında farklı soğutma süreleri uygulanarak hangi materyallerin birbirine daha iyi bağlandığının tespit edilmesi ve ağız ortamında kullanılmak üzere daha nitelikli materyallerin seçilmesi amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliği Alanında Kullanılan Metal Alaşımlar

Diş hekimliğinde metaller ve metal alaşımları ilk olarak 1907 yılında Doktor Taggart tarafından bir döküm yöntemi olan “mum atımı” (lost-wax) tekniğinin kullanılmasıyla başlanmıştır (1,2).

Metal altyapılı porselen restorasyonların yapımında istenen klinik performans ve ekonomik beklentileri karşılamak adına pek çok alaşım sistemi literatüre girmiştir. Bunlardan en sık kullanılanları altına göre daha ekonomik ve oldukça rijit olan bükülmeye direnç gösteren Ni-Cr alaşımları ve bu alaşımlara göre daha biyouyumlu olan Co-Cr alaşımlarıdır. Fakat her geçen gün gündeme gelen yeni alaşım sistemleri ile paralel olarak hekimlerin tercihte bulunmaları da zorlaşmaktadır. Tüm bunların sonucu olarak, metal alt yapısı olarak kullanılacak alaşımların özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir (3).

2.2. Metal Alaşımların Terminolojisi

2.2.1. Soy Metaller

Korozyon ve oksidasyona direnç gösterebilen metaller için kullanılan bir terimdir (4,5). Diş hekimliğinde kullanılan 7 tane soy metal vardır. Platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os) ve rodyum (Rh). Bazı araştırmacılar gümüşü (Ag) de soy metaller grubuna dahil ederken ağız içi ortamda okside olabildiği için diş hekimliğinde soy metal grubunda yer almaz (5).

2.2.2. Soy Olmayan Metaller

Korozyona uğrayabilen ve oksidasyona uğrayan materyaller için kullanılan soy olmayan terimi metallerde çoğu zaman ‘kıymetsiz’ veya ‘baz’ metal terimleriyle eş anlamlı kullanılır. Dental restorasyonlarda kullanılan nikel, krom, kobalt bunların birkaç örneğidir (6).

2.2.3. Kıymetli Metaller

Kıymetli metal terimi nadir bulunan ve yüksek ticari değerleri olduğu için elde edilmesi pahalı olan metaller için kullanılır. Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin (ADA) 1984 yılında yaptığı sınıflamaya göre bu metal elementlerinin altın (Au), platin (Pt), paladyum (Pd) ağırlıkça %25 oranında ve ya daha fazla bulunduğu alaşımlar kıymetli metal alaşımları olarak adlandırılır. Tüm soy metaller kıymetliyken, tüm kıymetli metaller soy değildir (6).

2.2.4. Yarı Kıymetli Metaller

Yarı kıymetli terimi, asıl içeriğini gümüş ve paladyumun oluşturduğu soy metal alaşımları için kullanılır (7). Kelime anlamı oransal olarak yarısı kıymetli, yarısı kıymetsiz metal içeren anlamına gelse de kullanılmakta olan hiçbir alaşım bu özellikte değildir. Bu yüzden bu terim kullanılmamalıdır (5,8).

2.2.5. Kıymetsiz Metaller

Bu terim bulunması kolay ve ticari değeri düşük metaller için kullanılır. Diş hekimliği literatüründe çok yaygın kullanılsa da teknik olarak çok doğru bir terim değildir (6).

2.2.6. Baz Metal

Soy olmayan ve ya kıymetsiz metal ve alaşımları için kullanılan bir terimdir. Metal seramik alaşımlarda sıklıkla bulunan baz metaller; nikel (Ni), krom (Cr), kobalt (Co) ve alüminyumdur (Al), (6).

2.3. Dental Alaşımların Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde metal altyapılı porselen restorasyonların yapımında kullanılmak amacıyla altın ve diğer kıymetli metallerin yüksek fiyatlarına tepki olarak pek çok alternatif alaşım sistemi geliştirilmiştir.

Günümüze gelene kadar dökülebilir metal alaşımlarını sınıflandırmak amacıyla birçok sistem geliştirilmiş ancak hiçbir sınıflama evrensel olarak kabul edilmiş bir standartta bulunmamıştır. Her sınıflandırmanın oluşum amacı kendi

içinde farklılık gösterebilir. Bazıları alaşımın mekanik özelliklerine göre belirlenirken diğerleri fonksiyona, maliyete, kullanım yerine ya da alaşımın içeriğine göre oluşturulmuş olabilir (6).

2.3.1. Fonksiyonlarına Göre Alaşımların Sınıflandırılması

1932 yılında Ulusal Standartlar Bürosu (National Bureau of Standards) döküm alaşımlarını fonksiyonlarına göre sınıflandırmak üzere en eski ve basit yöntemi tasarlamış ve altın içerikli kron-köprü metallerini Tip I, II, III, IV şeklinde sınıflandırmıştır. Bu tiplerdeki alaşımlar Vicker's sertlik oranlarına göre düzenlenmiştir (Tablo 2.1), (9).

Tablo 2.1. Ulusal Standartlar Bürosu'na ait geleneksel döküm altın alaşımları sınıflaması.

Tip	Ağırlıkça İçerik (%)			Vicker's Sertlik Oranı (kg/mm ²)
	Au	Ag	Pd	
I	81-83	–	0.2-0.5	65
II	76-78	–	1-3	130
III	73-77	–	2-4	160
IV	71-74	0-1	2-5	235

Tip I: Oldukça yumuşak olan Tip I alaşımları, okluzal streslerin az olduğu, aşırı madde kaybı olmayan ve yeterli miktarda diş dokusuyla desteklenen inleylerde kullanılırlar.

Tip II: Orta sertlikteki alaşımlardır. Orta düzeyde strese maruz kalan inleylerde, $\frac{3}{4}$ kronlarda, gövdelerde ve tam metal kronlarda kullanılırlar.

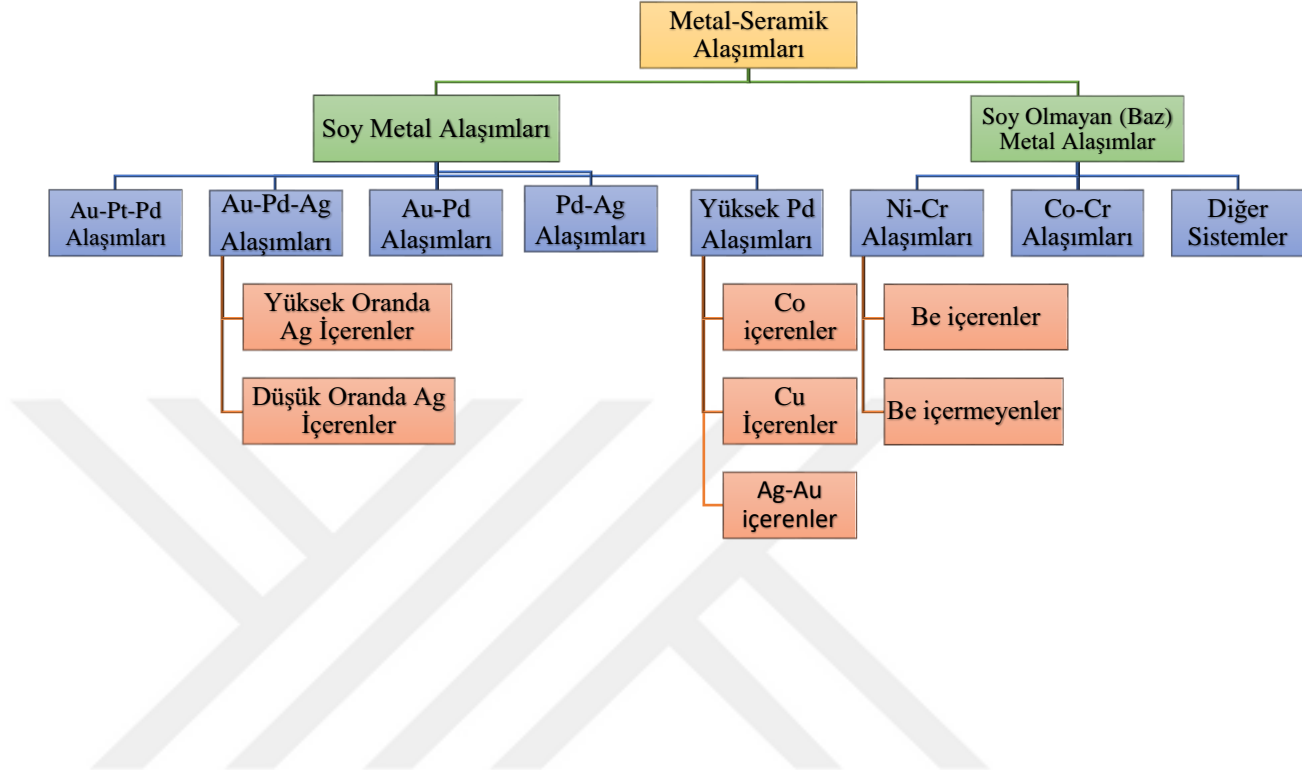
Tip III: Fazlaca kron harabiyeti olup destek doku miktarının az, okluzal streslerin çok fazla olduğu inley, onley ve $\frac{3}{4}$ kronlarda kullanılabilirler. Alaşımın yüksek miktardaki platin ve paladyum içermesi, erime derecesini yükseltir. Bu durum özellikle köprü restorasyonlarının bileşenlerini lehimle bir araya getirme işleminde oldukça kolaylık sağlar.

Tip IV: İçeriğinde ciddi miktarda bulunan paladyum ve platin bu alaşımların erime derecelerini artırır ve alaşımın çok sert yapıda olmasını sağlar. Okluzal yüklerin çok fazla olduğu vakalarda, uzun dişsiz alanların sabit protezlerle rehabilitasyonunda ve metal destekli hareketli protezlerin, kısmen daha esnek yapıda olması düşünülen, küçük bağlayıcı unsurlarının yapımında kullanılırlar (10,11).

2.3.2. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) Sınıflaması

ADA, 1984 yılında döküm alaşımları için metallerin ağırlıkça yüzde bileşimine dayanan bir sınıflandırma sistemi belirlemiştir (12,6). ADA'ya göre alaşımlar “yüksek soy”, “soy” ve “soy olmayan metal” olarak 3 gruba ayrılmıştır.¹² Farklı içerik ve performanstaki alaşımları aynı genel başlık altında sınıflayan bu sistemin; üretici, teknisyen ve hekim arasındaki iletişimi olumsuz yönde etkilemesi nedeniyle dental restorasyonlarda kullanılan döküm alaşımları için farklı bir sınıflama sistemine ihtiyaç olmuştur (6).

ADA sınıflandırmasının sınırlamalarını belirlemek için, dental alaşımların içerikleri göz önünde bulundurularak alternatif bir sınıflandırma sistemi düzenlenmiştir. Buna göre; bütün alaşımlar öncelikle “soy” (kıymetli) ve “soy olmayan metal” (baz ya da kıymetsiz) şeklinde iki ana gruba, sonrasında da bu iki grup bileşenleri ve temel bileşenin oranına bakılarak daha alt gruplara ayrılmıştır. Buna göre metal seramik alaşımlarına ait sınıflandırma sistemi aşağıdaki gibi yapılmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Metal seramik alaşımlarının kompozisyonlarına dayalı sınıflama sistemi.

2.3.3. Bileşimlerine Göre Sınıflandırma

ADA sınıflandırmasındaki eksikliklerden dolayı alaşımlar için içeriklerine göre yeni bir sınıflandırma öngörölmüştür. Öncelikle tüm alaşımlar soy (kıymetli) ve soy olmayan (temel metal ya da kıymetsiz) şeklinde sınıflandırılmıştır. Sonraları bu iki grup bileşenlerine göre alt gruplara ayrılmıştır. Bu sayede alaşımların, bileşimlerine ve oranına göre sınıflandırılması yapılmıştır (6).

Alaşımın bu sınıflama sistemi içerisinde yer alabilmesi için bileşiminin tanımlanması gerekir ve bu sınıflandırma şekli bazı sınırlamaları bulunan ADA sınıflandırmasının kullanımını da kolaylaştırmaktadır (6). Altın içeriği %70' in altında olan altın içerikli metal alaşımların altın miktarı toplamda alaşımın çoğunu oluştursa bile düşük altın içerikli alaşımlar olarak adlandırmak özellikle de %10 ile %69 altın oranı arasındaki alaşımlar için düşük tanımlaması yapılması kafa karıştırmaktadır. Çünkü yapım özellikleri ve bileşim açısından birbirine benzemeyen

alaşımların aynı grupta yer alması bu karışıklığı yaratır. Yanlış anlaşılmalara önüne geçmek için sınıflamadaki yüksek, orta ve düşük tanımlamaları şöyle yapılmıştır (6);

Düşük: %0 - %30

Orta: %34 - %66

Yüksek: %67 - %100

2.4. Metal seramik alaşımlarının tanımlanması

2.4.1. Soy Metal Alaşımları

Korozyon ve oksidasyona direnç gösterebilen metallerdir (4,5). En çok bilinen soy metal alaşımlar;

- Altın-Platin-Paladyum alaşımları (Au – Pt – Pd)
- Altın-Paladyum-Gümüş alaşımları (Au – Pd – Ag)
- Altın-Paladyum alaşımları (Au – Pd)
- Paladyum-Gümüş alaşımları (Pd – Ag)
- Yüksek Paladyum alaşımları (Pd)

2.4.2. Altın-Platin-Paladyum alaşımları

Diş hekimliğinde kullanılan en eski metal alaşımıdır. İçeriğinde %84 Au, %7-9 Pt, %4-6 Pd ve %1-3 oranında Ag vardır. Ayrıca temel metallere indiyum, demir, kalay ve eser miktarda çinko içerir. Erime derecesi içerdiği metallere oranına bağlı olarak değişebilir ve yaklaşık 1325 °C'dir. Yüksek altın içerikli alaşımların termal genişleme katsayısı ile dental porselenin termal genişleme katsayısı birbiriyle uyumsuzdur ve bu durum bağlantı problemlerine yol açar. Bu sorun alaşıma platin ve paladyum ilave edilerek aşılıma çalışılmıştır (13). Ayrıca yüksek altın içerikli alaşımların elastisite modülü düşüktür ve çiğneme sırasında metal alaşım esner ancak porselen esneyemediği için kırılır. Bu sorunu aşmak için de altına paladyum ve platin ilave edilerek daha rijit alaşımlar üretilmiştir.

2.4.3. Altın-Paladyum-Gümüş alaşımları

Bu alaşımlar Altın-Patin-Paladyum alaşımlarının dezavantajlarını ortadan kaldırmak için piyasaya sürülmüştür. Erime derecesi içindeki metallerin oranına bağlı olarak değişebilir ve 920 °C ile 1260 °C arasındadır. Altın-Paladyum-Gümüş alaşımlarının erime sıcaklığı Altın - Platin alaşımlarından daha yüksek olduğu için akma direnci de bu alaşımlardan daha yüksektir. En çok kullanılan formu 950 °C'de erimektedir. İçeriğinde %39-53 altın, %25-35 paladyum, %12-22 gümüş ve %8 oranında İndiyum-Kalay bulunur. Elastiklik katsayısı Altın-Platin-Paladyum alaşımlarından daha yüksektir (14,15-18). İçeriğindeki gümüşe bağlı olarak seramikte yeşil renklenme görülebilir (16,8).

2.4.4. Altın-Paladyum alaşımları

Au-Pd alaşımları ise gümüş içerikli alaşımların porselende renklenmeye sebep olması ve termal genleşme katsayısının yüksek olması gibi sorunları gidermek amacıyla 1977 yılından itibaren kullanılmaya başlanılmışlardır. “Beyaz altın” adıyla ticari anlamda çok başarılı olmuş alaşımlardır. Bu adı almalarının ana sebebi yüksek miktarda paladyum içermeleridir. Au-Pd alaşımlarının en büyük dezavantajı, genleşme katsayısı fazla olan porselenlerle uyumsuz bir ısıl genleşme derecesine sahip olmalarıdır. Kullanılan alaşımların gümüş yüzdesi düşürülerek elde edilen bu yeni metal alaşımların, porseleni renklendirmemesi, dökülebilirliğinin daha iyi olması ve ısıl genleşme katsayısının artması sağlanmıştır (6,11).

2.4.5. Paladyum-Gümüş Alaşımları

1980’li yıllarda ekonomik nedenlerle ayrıca porselen renklenmesinin de önüne geçmek ve nikel içerikli alaşımlar gibi alerjik reaksiyonlara sebep olmayan daha biyouyumlu materyaller üretmek amacıyla yüksek paladyum içeren bir kaç tip alaşım geliştirilmiştir. %55-60 oranında paladyum içeren Pd-Ag alaşımlarında gümüş oranı %28-30 dur. Alaşımın dökülebilirliğini artırmak için içerisine rutenyum ilave edilir. İndiyum ve kalay ilavesiyle de alaşımın sertliği artırılır. Ayrıca metal seramik bağlantısı için gerekli olan oksit tabakasının oluşumu sağlanır (2).

Pd-Ag alaşımları, tüm soy metal alaşımları içerisinde elastiklik katsayısı en uygun olan alaşımdır. Bu alaşımlarının elastik katsayısı yüksektir. Bu sebeple

mükemmel akma dirençleri vardır. Tüm bu özellikleri sayesinde Pd-Ag alaşımları seramik ile kabul edilebilir kuvvette bir bağlantı kurar. Altın yerine paladyum kullanıldığında, alaşımın ısıl genleşme katsayısı düşerken erime derecesi yükselir. Bu alaşımın en büyük dezavantajı porseleni renklendirmesidir (14).

2.4.6. Yüksek Paladyum Alaşımları

Yüksek paladyum alaşımları temelde ekonomik nedenlerden dolayı geliştirilse de nikel içeren alaşımların istenen biyouyumlulukta olmaması ve gümüş içeren alaşımlarda porselende renk değişikliği yaratması bu alaşımların geliştirilmesine zemin hazırlamıştır(17). Yüksek paladyum alaşımları içerisinde en sık kullanılanlar bakır ve kobalt içeren gruplardır (6).

Bakır içeren alaşımlarda %70-80 oranında paladyum, %15 oranına kadar da bakır bulunur. Alaşım yaklaşık %9 oranında galyum içerir ve galyum döküm sıcaklığının kontrol edilmesini sağlar. Metal seramik bağlantısı için gerekli olan oksit tabakasının oluşmasını ise indiyum sağlamaktadır. Yüksek Paladyum alaşımları çok az miktarda altın da içerebilmektedir. Bakır içeren paladyum alaşımları koyu renkli bir oksit tabakası oluşturur ve bu alaşımların akma direnci zayıftır (1,11).

Kobalt içeren paladyum-kobalt alaşımlarının kullanımı sınırlıdır. Bu alaşımların ağırlıkça %88'ini paladyum, %4-5'ini kobalt oluşturmaktadır. Kobalt içeren paladyum alaşımlarının en büyük avantajı, bazı porselen sistemlerinde daha çok ihtiyaç duyulan, nispeten yüksek termal genleşme katsayısına sahip olmalarıdır. Pd-Co alaşımlarının en önemli dezavantajı ise porselenin estetiğini olumsuz etkileyen ve ince kenarlarda maskelenmesi zor olan koyu renkli bir oksit tabakası oluşturmasıdır (11).

2.5. Soy olmayan (baz) metal alaşımlar

Soy metal içerikleri ağırlıkça %25'ten azdır. Kıymetli metal alaşımlarından daha az maliyetlidirler. Kıymetsiz metal alaşımları nikel bazlı ve kobalt bazlı olmak üzere iki ana gruba ayrılır. İki gruptaki alaşımların kompozisyonunda da en fazla bulunan ikinci metal kromdur. Bu sebepten ötürü korozyona direnç gösterirler. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan; kıymetsiz metal alaşımların dökülebilirliği kıymetli metal alaşımlardan daha iyidir. Fakat kıymetsiz metal

alaşımların meydana getirdiği oksit tabakası daha kalın ve koyu renklidir ve bu durum estetik problemlere yol açar. Tarihsel olarak ele alındığında kıymetsiz metal alaşımları; Ni-Cr-Be, Ni-Cr, Co-Cr, Ni-Co-Cr ve titanyum şeklinde sıralanabilir (18).

2.5.1. Nikel-Krom-Berilyum (Ni-Cr-Be) Alaşımları

Nikel-Krom-Berilyum alaşımlarının bileşiminde %79 Ni, %13 Cr, %4 Mo, %2 Al, %2 Be gibi elementler bulunur.

Ni-Cr alaşımlarında kullanılan berilyum ilavesi alaşımın akışkanlığını artırır dolayısıyla dökümünü kolaylaştırır. Ayrıca oluşan oksit tabakası sayesinde metal-seramik bağlantısını güçlendirir.

Bu özelliklerinden dolayı geçmişte Ni-Cr-Be alaşımları büyük sıklıkla kullanılmıştır. Lakin berilyumun korozyonu arttırması, döküm sırasında oluşan buhar ve tesviye sırasında meydana gelen tozların akciğerlerde berilyozise neden olmasından ötürü Ni-Cr-Be alaşımlarının kullanımı tavsiye edilmemektedir (18).

2.5.2. Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları

Nikel-Krom alaşımlarının bileşiminde %60-80 Ni, %10-20 Cr, %2-8 Mo gibi elementler bulunur. Bu tip nikel- krom alaşımların maliyetleri oldukça düşüktür, tam metal kronlarda ve full metal köprülerin yapımında kullanılırlar. Esas bileşenleri nikel ve kromdur ve berilyum içerip içermemelerine göre de iki alt gruba ayrılırlar. Berilyum içeren Ni-Cr-Be alaşımının özellikleri daha üstündür ve daha sık tercih edilir. Berilyum alaşımın akışkanlığını ve dolayısıyla dökülebilirliğini artırır, ince dökümler yapılabilmesine yardımcı olur ve döküm kalitesini artırır. Alaşımın yüksek sıcaklıklarda oluşturmaya eğilimli olduğu kalın oksit tabakasını azaltır. Bu alaşımların maliyeti düşük, ısı iletkenlikleri azdır. Nikel bazı hastalarda alerjik reaksiyonlara yol açabilir bu nedenle nikel hassas kişilerde kullanılamazlar ve de pürüzlendirilemezler.

Berilyum içermeyen nikel-krom alaşımların da maliyetleri düşüktür. Kompozisyonlarında berilyum olmaması sağlık açısından önemlidir. Ancak nikel alerjisi olan hastalarda kullanılmamalıdır. Ni-Cr-Be alaşımı kadar akışkan değildir ve onlar kadar kolay dökülemezler. Ayrıca berilyum içeren nikel kobalt alaşımlarından daha fazla oksit oluştururlar (6).

2.5.3. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları

Kobalt-Krom alaşımlarının bileşiminde %35-65 Co, %25-35 Cr, %2-8 Mo gibi elementler bulunur. Alaşımın ana komponenti kobalt metalidir. Kobalt, alaşımın direncini arttırır (17). İkincil element olan krom ise pasivasyon yaratarak korozyona karşı direnç oluşturur ayrıca alaşıma dayanıklılık kazandırır. Kobalt krom alaşımları rutenyum içeren ve rutenyum içermeyen olarak iki alt gruba ayrılmaktadırlar. Ancak rutenyum bulunup bulunmamasının metal alaşımın fiziksel özelliklerine ne kadar etki ettiği tam olarak bilinmemektedir.

Nikel hassasiyeti olan hastalarda Co-Cr alaşımların kullanımı son derece yaygındır. Elastisite modülü diğer metal alaşımlarından yüksektir. Karşıt dişte aşınmaya neden olabilecek kadar sert olması tesviye ve polisaj işlemlerini de zorlaştırır. Ayrıca oksit oluşturma eğiliminin nikel içeren alaşımlardan daha fazla olması gibi dezavantajları da vardır (6).

Tüm bunlara rağmen Co-Cr alaşımları genel anlamda yüksek dirence sahip, biyoyumlu, ısıya dayanıklı, manyetik olmayan metal alaşımlar olarak tanımlanırlar (19).

2.5.4. Titanyum ve titanyum alaşımları

Titanyum ve titanyum alaşımları; dental implantlar, tam metal ve metal seramik restorasyonlarda, hareketli protezlerin ana bağlayıcılarının yapımında kullanılabilir (12).

Titanyum mükemmel bir biyoyumluluğa sahip ve korozyona çok dirençli bir materyaldir. Ayrıca titanyum altın ve paladyum alaşımlarından daha dūřuk yoğunluğa sahiptir. Bۆylece daha hafiftir ve dolayısı ile maliyeti daha dūřuk restorasyonlar elde edilmesine olanak sağlar. Lakin erime ısısının yüksek oluşu ve dۆküm sırasında yüksek ısı gerektirmesi (yaklaşık 2000 C) titanyumun dۆkümünü zorlaştırır buna bağlı olarak da titanyumun dۆkümünün yapılması için özel dۆküm ekipmanlarına ihtiyaç duyulur (20).

2.6. Metal alaşımlardaki katkı elementlerin fonksiyonları

Alüminyum (Al): Alüminyumun nikel esaslı alaşımlara ilave edilme nedeni alaşımın erime ısısını düşürmektir ve bu metal oksit oluşumunu etkileyen sertleştirici özellikte bir bileşendir. Pürüzlendirilebilme özelliği olduğundan kobalt krom alaşımlarına ilave edildiğinde mikro mekanik tutuculuk elde edilmesine yardımcı olur (6).

Altın (Au): Korozyona direnç sağlayan altın elementi kararmayı önler. Alaşımın erime ısısını az da olsa yükseltir. Alaşımın manipölasyonunu kolaylaştırır. Ancak yoğunluğu arttırdığı için alaşımın maliyetini de yükseltir. Alaşıma tercih edilen sarı rengi kazandırır. Fakat alaşıma paladyum veya gümüş eklenmesi bu rengin elde edilmesini engeller (6).

Berilyum (Be): Berilyum da alüminyum gibi alaşımın erime ısısını düşürür, dökülebilirliğini artırır, tesviye ve polisaj işlemlerini kolaylaştırır. Ayrıca oksit oluşumunu kontrol etmeye yardımcı olur. Bununla birlikte, yapısında berilyum bulunan nikel alaşımı, asidik ortam oluştuğunda ortama Ni iyonlarını salar ve serbest kalan bu iyonlar, alerjik ve toksik reaksiyonlara sebep olabilir. Berilyum içeren alaşımlar, temas halinde teknisyen ve hasta için sitotoksik olabileceğinden sağlık açısından risklidir (6).

Bakır (Cu): Bakır, alaşımın erime derecesini düşürür, dayanıklılığını artırır. Pt, Pd, Ag ve Au alaşımlarına ilave edilen bakır alaşımın termal stabilitesini sağlanmasına katkıda bulunur. Ayrıca metal porselen bağlantısı için gereken oksit tabakasının oluşmasına yardımcı olur (12).

Bor (B): Bor, oksit giderici ve sertleştirici bir ajandır. Nikel içelikli alaşımların dökülebilirliğini arttırmak amacıyla bu alaşımlara ilave edilir. Erimiş alaşımın yüzey gerilimini düşürür (6).

Çinko (Zn): Alaşımın erime ısısını düşürmeye yardım eder. Deokside edici bir bileşendir. Metal alaşımın dökülebilirliğini ve paladyum ile birlikte kullanıldığında alaşımın sertliğini artırır (22,23-26).

Demir (Fe): Demir, bazı altın alaşımlarında sertleştirici ajan olarak görev yapar. İlave edildiği alaşımda oksit oluşumuna yardımcı olur. Aynı zamanda bir kaç temel metal alaşımın da bileşiminde yer alır (6).

Galyum (Ga): Gümüş içermeyen alaşımlarda gümüşün olmamasına bağlı olarak termal genleşme katsayısı düşer. Bu durumu telafi etmek için alaşıma galyum eklenir. Erime sıcaklığı düşüktür ve değerli bir metaldir (6).

Gümüş(Ag): Alaşımın erime ısısını düşürür, akıcılığını ve dökülebilirliğini artırır. Altın ve paladyum alaşımlarının termal genleşme katsayısının kontrol eder. Birlikte kullanıldıkları bazı seramiklerde sarı, yeşil ya da kahverengi renkleşmeye neden olabilir. Oksijeni absorbe etme eğiliminde olduğu için döküm esnasında pörozite oluşmasına yol açabilir. Dökümde pöroziteyi engellemek amacıyla alaşıma çinko ve indiyum ilave edilir.

İndiyum (In): Altın alaşımlarının erime ısısını ve yoğunluğunu düşürür. İndiyum katılan alaşımın akışkanlığı artar. Ayrıca alaşımın mekanik dayanıklılığını da artıran kıymetli bir metaldir. Altın esaslı alaşımlara yüzeyde seramikle bağlantıyı sağlayan oksit tabakasının oluşumu için indiyum ilave edilir. Alaşımda yüksek gümüş içeriği olması durumunda kararmaya karşı direnç gösterir (21).

İridyum (Ir): Altın ve paladyum alaşımlarının mekanik özelliklerini iyileştirir ve kararmaya olan direncini artırır. İridyum bu alaşımların tanecik yapısını da düzenleyen kıymetli bir metaldir (21).

Kalay (Sn): Altın ve paladyum alaşımlarında metal-porselen bağlantısı için gereken oksit tabakasının oluşumunda en önemli rolü oynayan elementtir. İlave edildiği alaşımın erime derecesini düşürür, sertliğini artırır (21).

Krom (Cr): Krom, nikel ve kobalt esaslı metal alaşımlarda korozyon direncini artırmaya yardımcı olur. Karbid oluşumu ile alaşımı güçlendirir. Yapısına katıldığı alaşımı paslanma ve lekelenmeye karşı dirençli olmasını sağlar. Bir alaşımın krom içeriğinin %30'u aşması halinde, dökümü zorlaşır bu nedenle döküm alaşımlarının krom içeriği %28-29'dan daha fazla olmamalıdır (19).

Kobalt (Co): Kobalt, nikel esaslı alaşımlar için bir alternatif olsa da kobaltın yer aldığı alaşımları üretmek zordur. Kobalt, ısısal genişmeyi artırmak amacıyla yüksek paladyum alaşımlarına katılır. Ayrıca bu alaşımların dirençlerini de artırır (6).

Mangan (Mn): Mangan nikel-krom ya da kobalt-krom alaşımlara katılabilir. Bu alaşımlarda porselen ile bağlantı yüzeyini oluşturan oksit tabakasını inceltir, alaşımı sertleştirir. Alaşımın akıcılığını ve dökülebilirliğini artırır (6).

Molibden (Mo): Alaşımın korozyona direncini artırır, oksit tabakasının yapımında rol oynar ve nikel esaslı alaşımların ısısal genişme katsayısını düzenlemek amacıyla kullanılır (21). Alaşıma katılan %3-6 oranındaki molibden alaşımın sağlamlığını artırır.

Nikel (Ni): Termal genişme katsayısı altının termal genişme katsayısına yakındır. Korozyona direnç sağlar, alaşımın dökülebilirliğini artırır bu sebeplerden dolayı dental alaşımlarda yaygın bir şekilde kullanılır. Nikelin alerjik ve toksik reaksiyonlara yol açabildiği ve karsinojen olduğu bilinmektedir.

Paladyum (Pd): Paladyum altın alaşımlarının, sertliğini, korozyona direncini ve dayanıklılığını artırmak amacıyla alaşıma ilave edilir. Alaşımın erime ısısını ve akma direncini artırır. Paladyumun beyazlatıcı etkisi çok güçlüdür. Hidrojen, oksijen ve karbon atomlarına güçlü bir afinitesi vardır. Altın esaslı alaşımların yoğunluklarını bir miktar düşürür fakat gümüş içerikli alaşımlarda etkili değildir. Paladyum platin grubuna ait bir soy metaldir (6).

Platin (Pt): Bir soy metal olan platin altın esaslı alaşımların dayanıklılığını, erime ısısını, sertliğini, akma direncini artırır ayrıca korozyona ve lekelenmeye de dirençlidir. Alaşımın rengini beyazlatır.

Rutenyum (Ru): Platin grubunun üyelerinden ve de bir soy metal olan rutenyum da iridyum gibi temel bileşeni altın ve paladyum olan alaşımların tanecik yapısını ve grenlerini değiştirip düzenleyerek fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirir. Alaşımın kararmaya olan direncini artırır (6).

Silisyum (Si): Alaşımdaki diğer metallerin oksidasyonunu engelleyen silisyum ayrıca alaşımın sertliğini ve dökülebilirliğini artırır (21).

2.7. Alaşım Seçiminde Etkili Olan Faktörler

Dental sektörde kullanılan dökülebilir metal alaşımlar protetik diş tedavisinde büyük bir önem taşır. Her ne kadar son senelerde, hem estetik hem de konservatif olduğu düşüncesiyle, tam seramik restorasyonlar geliştirilip bu materyallere olan yönelim artmış olmasına rağmen metal alaşımların, sabit protetik restorasyonların ana materyali olarak kullanımına günümüzde de devam edilmektedir (12).

Alaşımın içeriği seçim yaparken tek ölçüt değildir. Metal alaşım seçimi yapmadan önce birlikte kullanılacağı seramikle uyumlu olup olmadığı da seçimde etkili faktörlerdir. Alaşımların biyolojik uyumlulukları, ağız sıvılarına karşı dayanıklı olmaları ve korozyon özellikleri uygun alaşım seçimi için önemli olan faktörlerdir. Metalin termal genleşme katsayısı ve oksit tabaka oluşturma miktarı da seçimde önemli faktörlerdendir. Metal alaşımların ağız ortamındaki davranışları ve biyoyumlulukları alerjik reaksiyonlar ve hastanın sağlığı açısından önemlidir (27,28,29).

2.8. Metal Alaşımların Mekanik Özellikleri

2.8.1. Dayanıklılık Özellikleri (Strength)

Dayanıklılık, kırılma ya da belirli oranda plastik deformasyon için gereken gerilim düzeyidir. Bir objenin dayanıklılığı kırılmaya neden olacak maksimum gerilim miktarı ile ilişkilidir. Kalıcı deformasyona neden olan gerilim ve kırılma için gereken gerilim değerini birbirinden ayırmak için uygun dayanıklılık terimi kullanılmalıdır. Dental malzemelerde, özellikle de metallerde genellikle kalıcı deformasyon oluşmadan malzemenin dayanabileceği maksimum gerilim miktarı önemlidir. Bu gerilim miktarı oransal sınır olarak adlandırılır, bu değerin üzerindeki değerlerde plastik deformasyon oluşur (12).

2.8.2. Akma Direnci (Yield Strength)

Materyalde elastik deformasyonun sonlandığı ve kalıcı deformasyonun başladığı stres olarak adlandırılır. Bir materyalin akma dayanım değerı, o materyalde kalıcı deformasyon oluşturacak stres miktarını belirlediği gibi eğer bu değerin üzerinde kuvvet uygulanmaya devam edilirse materyalde kalıcı deformasyon oluşacağını da ifade eder (11,12,25).

Stresin gerilim ile orantılı olduğu en yüksek değer “elastik sınır” veya “orantılı sınır” adını alır. Soy olmayan metal alaşımların akma dayanıklılığı değerlerinin yüksek olması, ince marjinlerde ve çok üyeli uzun köprülerde kullanılabilmelerine olanak tanır (19,15).

2.8.3. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Birim alana uygulanan gerilim kuvveti karşısında materyalin göstermiş olduğu elastik deformasyon miktardır. Materyalin elastik deformasyona, esnemeye karşı olan direncini yani rijditesini ve katılığını belirler (11,12).

Yüksek elastisite modülü özellikle uzun dişsiz boşluğu olan vakalarda yani uzun gövdelere sahip restorasyonlarda kullanılan alaşımlarda olması istenen bir özelliktir (26).

2.8.4. Reziliens (Esneklik)

Materyalin plastik deformasyona uğramaksızın mekanik enerjiyi absorbe etme kapasitesi şeklinde tarif edilir. Metal altyapılı porselen restorasyonlarda altyapıda kullanılan metal alaşımlarının, fonksiyonel çiğneme kuvvetleri altında minimum şekil değişikliği göstererek kırılğan porselen materyalini desteklemesi için yüksek reziliens modülüne sahip olmaları istenir (12,11).

2.8.5. Korozyon ve Lekelenme

Korozyon ağız sıvılarıyla birlikte restorasyonun yüzeyinden materyal çözülmesi ile gerçekleşirken, lekelenme ise restorasyon yüzeyinde ince bir film tabakası birikimi ile oluşmaktadır. Bileşiminde soy metal bulunan alaşımlarda lekelenmeye ve korozyona karşı direnç maksimum seviyededir (12).

İntraoral ortamda bulunan bir metal alaşımın ağız sıvılarında çözünmesi ve toksik korozyon ürünleri açığa çıkartması; hastanın metalik bir tat algılamasına, alerjik reaksiyonların görülmesine ve oluşabilecek renk değişiklikleri veya yüzeydeki pürüzler nedeniyle hastanın estetiğinin olumsuz etkilenmesine neden olabilir. Tüm bu durumlar restorasyonun başarısını ve ömrünü tehlikeye atabilir (27,24).

2.8.6. Isısal Genleşme Katsayısı

Rezidüel streslerin minimum olması açısından metal alaşım ve porselenin ısısal genleşme katsayılarının birbirlerine yakın olmaları ve metalin ısısal genleşme katsayısının porseleninkinden $0,2-1 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ fazla olması istenmektedir (12, 11,26).

2.8.7. Sertlik

Bir maddenin sertliği çizilmeye karşı dayanabilme kabiliyeti olarak tanımlanır. Genel kabul gören görüşe göre sertlik tanımı, çizik oluşumuna direnç şeklindedir. Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan metallerin sert olmaları, tesviye ve polisaj gibi laboratuvar işlemlerini zorlaştırmakta ve restorasyonun klinik başarısını etkilemektedir. Ayrıca yüksek sertlik derecesine sahip metal alaşımlar, karşıt dişte ve ya restorasyonda aşınmalara ve zaman içinde kırıklara sebep olabilmektedir. Buna rağmen ince kenarlarda ve uzun gövdeli sabit protezlerde kullanım açısından metalin sert olması avantajlı bir durumdur (12,26,28).

2.9. Metal Üretim Teknolojileri

2.9.1. Döküm Yöntemi

Metal seramik restorasyonlarda metal altyapının elde edilmesinde en sık kullanılan kayıp mum tekniğidir. Diğer döküm tekniklerine göre daha iyi detay verebilme ve düşük maliyetten dolayı daha çok tercih edilir. Dr. William H. Taggart mum işleme, manşete alma ve döküm ilkelerini ilk olarak 1907 yılında tasarlamıştır. Döküm; hazırlanan bir mum yapının ısıya dayanıklı bir revetman materyali ile çevrelenerek, mumun ısı ile elimine edilmesi ve tij olarak ifade edilen döküm kanalından erimiş metalin kalıp içerisine aktarılması şeklinde uygulanır. Uygulama sonunda ise fırından çıkıp soğuyan döküm alaşım temizlenir, tesviyesi ve polisajı yapılarak işlem tamamlanır (29).

Diş hekimliğinde kayıp mum tekniğinde kullanılan alaşımlarda aranılan en önemli özelliklerden birisi de dökülebilirliktir (30).

Dökülebilirlik mum maketin ince kenar ve köşeleri ile keskin detaylarını tam olarak oluşturabilme özelliği ya da mum örneğin manşette eritilmesinden sonra bıraktığı boşluğun tamamının alaşımla doldurulması olarak tanımlanabilir (31,32).

Dökülebilen alaşımlardan en yaygın kullanım alanı olanlar altın ve Ni-Cr alaşımlardır. Daha önceleri altın alaşımları daha sıklıkla kullanılmakta iken zamanla maliyeti daha düşük olan kobalt-krom gibi metal alaşımlar da kullanılmaya başlanmıştır (33). Fakat kıymetsiz alaşımların döküm işlemleri kıymetli alaşımlara göre daha zordur dolayısıyla döküm hataları kıymetsiz metal alaşımlarında daha fazla görülür. Dökümde porozite olması, metal altyapının delik olması, oksit tabakasının istenilen düzeyde olmaması, eksik çıkan kole sınırları ve marjinler, metalin deforme olması, döküm sonrası katılma sırasında oluşan büzölmelerle uyumun bozulması döküm işleminin dezavantajlarıdır (33,34).

Tüm bu dezavantajlar sebebiyle döküm yöntemine alternatif teknikler araştırılmış ve bilgisayar destekli üretim sistemlerinin geliştirilmesi ile bu alana doğru yönelim başlamıştır (35).

2.9.2. CAD/CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım (CAD-Computer Aided Design), bilgisayar destekli üretim (CAM-Computer Aided Manufacturing), bilgisayar sayısal kontrolü (CNC- Computer Numeric Controlled) gibi teknolojiler son yıllarda hızla gelişmektedir. CAD/CAM sistemi; dijital olarak veri toplanması, tasarım yapılması ve tasarlanan parçanın üretilmesi prensibine dayanır. Bu teknolojiyle çeşitli parça ya da elemanların dizaynı özel bilgisayar yazılımları ile yapılır ve bu parçalar yüksek hassasiyetteki aşındırma ünitelerinde üretilir (36).

Bu sistemler, geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırdığı veya bekleme süresini kısalttığı için oldukça ilgi çekicidirler. Döküm yöntemiyle metal alt yapılar üretilirken revetmanın boyutsal değişikliğine bağlı bozulan marjinal ve internal uyumlar, alaşımda meydana gelebilecek poroziteler, metalde oluşacak korozyon gibi istenmeyen durumların milling sistemleriyle ortadan kaldırılması amaçlanmıştır (36).

Günümüzde total protezler hareketli bölümlü protezlerin metal alt yapıları, sabit restorasyonlar, implant abutmentleri, çene-yüz protezleri, cerrahi stentler gibi birçok restorasyonun yapımında bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisi kullanılmaktadır (37). CAD/CAM sistemleri 3 parçadan oluşur:

1. Taranacak şeklin geometrisini bilgisayar sistemine aktarılmasını sağlayan bir tarayıcı (Scanner)
2. Alınan veriyi işleyen ve tasarımın yapılmasını sağlayan bir yazılım sistemi (Software)
3. Veriler ve malzemeler doğrultusunda tasarımın üretileceği bir imalat sistemi (Hardware) (38,39).

2.10. CAD/CAM Sisteminin Parçaları

2.10.1. Tarayıcı (Scanner)

Hedef diş, kemik ve çevre dokuların morfolojisini temsil eden dijital verileri elde etmek amacıyla ilgili yapıların üç boyutlu ölçümünü yapan araçlara “sayısallaştırıcılar”, “dijitalleştiriciler ” ya da “tarayıcılar” denir. Taramanın hatasız olması, restorasyonun uyumu üzerinde etkili olan önemli bir faktördür. Farklı CAD/CAM sistemlerine göre değişiklik gösteren bu aşamada temelde kullanılan iki farklı tarayıcı vardır. Bunlar optik ve mekanik tarayıcılardır (38-41).

a) Optik tarayıcılarda; aydınlatma için beyaz ışık veya lazer ışığı kullanılır. Diş hekimliğinde kullanılan optik tarayıcılara örnek olarak; Lava Scan ST (3M Espe, Beyaz Işık), Everest Scan (KaVo, Beyaz Işık), Etkon Es1 (Etkon, Lazer Işını) gibi markalar verilebilir. Veri toplama işlemi doğrudan ya hasta ağzında (ağız içi olarak) ya da dolaylı olarak prepare edilen dişin ölçüsü alındıktan sonra elde edilen ana model üzerinde (ağız dışı olarak) gerçekleştirilebilir. Optik tarayıcılar, çözünürlüğü yüksek verilerin daha hızlı elde edilmesine olanak tanımaktadırlar. Ağız içi optik tarayıcılar, hekimin prepare edilen dişlerden doğrudan veri temin edebilmesine olanak sağlamaktadır. Böylece, ölçü alma, alçı dökme ve model elde etme aşamalarına ihtiyaç duyulmamaktadır. Ağız içi optik tarayıcılar kullanılmadan önce yansımaların önüne geçmek ve rahat taranabilir bir yüzey oluşturmak amacıyla parlak diş yüzeylerine titanyum dioksit veya magnezyum oksit tozu uygulanmalıdır. Diş yüzeyine bu toz tabakasının uygulanması ilave bir kalınlık oluşturmaktadır. Ayrıca tercih edilen tüm tarama modlarında; tükürük, kan ve hastanın hareketleri gibi klinik parametreler alınan ölçünün doğruluğunu etkileyebilmektedir. Ağız dışı optik tarayıcı ile tarama yapılmadan önce, hasta ağzından preperasyonu içeren bir ölçü

alınması gerekmektedir. Ölçü tekniği, ölçü malzemesinin özellikleri, ölçünün alındığı ve döküldüğü ortam şartları sabit restorasyonların uyumunu etkileyebilmektedir. Ayrıca, ana model hazırlığı beraberinde birlikte çalışılması zorunlu dental bir laboratuvarın varlığını gerektirmekte, bunun sonucu olarak da zaman kaybı ve hata olasılığı artmaktadır(Şekil 2.2.a).

b) Mekanik tarayıcılarda ise yüzey taraması için bir top, iğne ya da pin kullanılır (Şekil 2.2.b). İğne ve pin andırkatlı yüzeyleri kaydedemez. Sistem, tarayıcı ucun boyutları ile ilgili kısıtlamalara sahiptir (42). Ayrıca mekanik tarayıcı ile silikon ölçü gibi negatif yüzeylerden değil ölçüden elde edilmiş ana model üzerinden tarama yapmak daha doğru olacaktır. Mekanik tarayıcıya örnek olarak Nobel Biocare firmasının The Procera Scanner ürünü verilebilir. Yüksek tarama hızına sahip ve başlığının taranacak alan boyutuna göre ayarlanabilir olması gibi avantajları olsa da optik tarayıcıya göre üretim süreci daha yavaştır. Çok karmaşık ve pahalı bir sistemdir (38).



Şekil 2.2. a) Optik Tarayıcı (43)

b)Mekanik Tarayıcı (44)

2.10.2. Yazılım (Software)

Farklı üretici firmalar tarafından kron-köprü restorasyonlarının alt yapıları, hareketli bölümlü protezlerin alt yapıları gibi çeşitli dental restorasyonların tasarlanması ve üretilmesine olanak sağlayan özel yazılım programları geliştirilmiştir. Taranan veriler neticesinde elde edilen bilgiler çeşitli bilgi formatlarında saklanabilmektedir. Dental yazılımlarda genellikle STL verileri

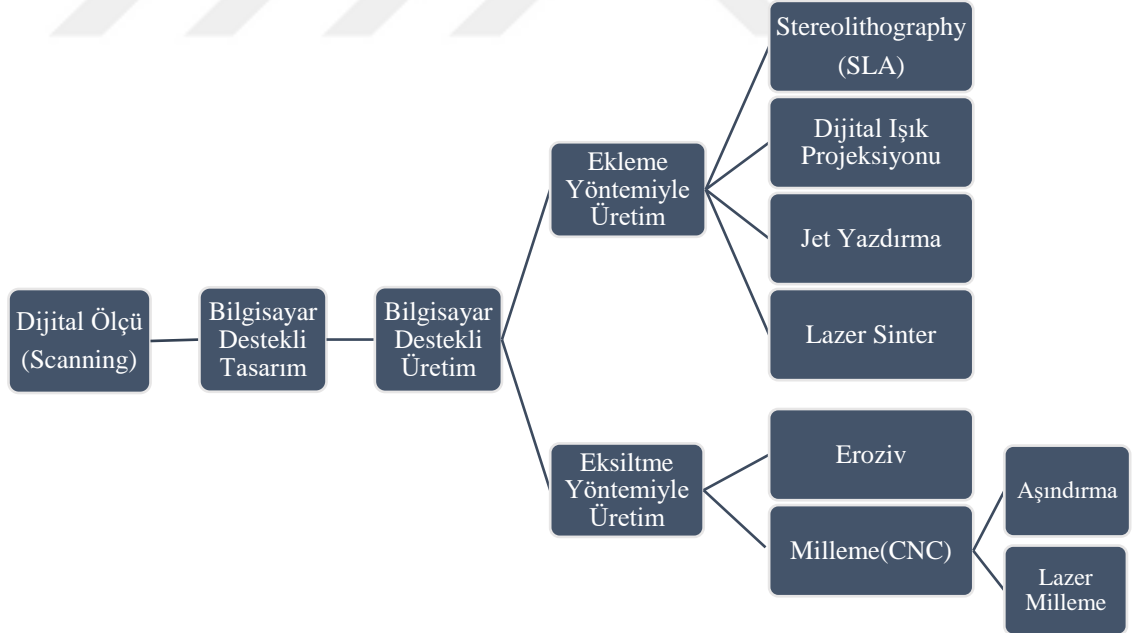
(Standart Transformation Language) kullanılır. Fakat pek çok üretici kendi bilgi formatlarını kullanır. Piyasada mevcut olan çoğu markanın mümkün olduğunca geniş endikasyon alanı bulunurken daha özel endikasyonlu ve daha kolay kullanılabilen sistemler de vardır (38).

2.10.3. Donanım (Hardware):

CAD/CAM cihazlarının donanımını bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma cihazları oluşturur. Sistemin yazılımı sayesinde CAD yazılımı tasarlanan restorasyon verileri doğrultusunda eksiltme ve ya ekleme prensiplerine dayalı üretim gerçekleştirilir (38).

2.11. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Yöntemleri

Dental restorasyonların üretim tekniklerine bakıldığında genel olarak, diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinde 2 yöntem bulunur. Bunlar eksiltme (aşındırma) yöntemi ve ekleme yöntemidir (42), (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. CAD/CAM ile Restorasyonların Üretim Basamakları.

2.11.1. Eksiltme (Aşındırma) Yöntemi

Birçok sistemde bu bölüm, bilgisayar destekli freze ve aşındırma cihazlarından oluşmaktadır. Bu yöntemde kullanılan bloklar driller veya elmas diskler yardımıyla aşındırılarak milleden işleme gerçekleştirilir (38,45). Geleneksel yöntemlerle elde edilemeyecek karmaşık içyapılar, ince marjinler, andırkat sahaları ve de birçok malzeme bu yöntemle çok daha kısa sürede üretilebilir (39). Lakin bu yöntemle restorasyon net bir şekilde elde edilse de, bloğun kalan büyük bir kısmı kullanılmamakta ve israf edilmektedir (42).

Bu yöntemle kazınacak bloğun türüne göre kazıma sulu ya da kuru olarak yapılabilir. Genellikle zirkonyum oksit blokların aşındırılmasında maliyeti çok yüksek olmayan kuru işleme yapılır. Bu sayede altyapıyı kurutmak için yapılan başlangıç kurutması işlemi atlanmıştır.

Metal ve cam seramik blokların aşındırılmasında ise sulu işleme yapılır. Böylece malzemenin aşırı ısınması önlenir. Eksiltme yönteminde kullanılan milleden cihazlarının eksenleri üç eksenli, dört eksenli veya beş eksenli olabilir (38).

Üç eksenli milleden cihazlarında üretim X, Y ve Z doğrultularında gerçekleştirilir. Diş hekimliğinde kullanılan üç eksenli cihazların tümü, restorasyonun iç ya da dış kısmı üretilirken parçayı 180° çevirebilir. Bu cihazlarda milleden süresi kısadır, üç eksen üzerinde kontrol etme kolaylığı vardır ve diğer cihazlara göre nispeten daha ucuzdur. InLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon Brain (Dequ Dent) markaları bu cihazlara birer örnek olarak verilebilir (38).

Dört eksenli milleden cihazlarında üç uzaysal eksen olan X,Y,Z eksenleri ve gerilim köprüsü (tension bridge) bulunur. Pek çok çeşitli yöne döndürülebilmeye olanak sağlar. Zaman ve malzemedden tasarruf edilir. Bu sisteme örnek olarak Zeno (Weiland Imes) markası verilebilir (38).

Beş eksenli milleden cihazlarında ise milleden ekseninin de dönebilme özelliği olması bu cihazı diğerler cihazlardan ayırır. Bu sayede rotasyonlu ve ya açılı destek dişlerin bulunduğu köprüler gibi daha karmaşık restorasyonların üretilmesine olanak tanır. Everest Engine (KaVo), HSG Milling Device (Etkon) markaları bu cihazlara örnek olarak verilebilir (38).

2.11.2. Ekleme Yöntemi

Amerikan Test ve Malzeme Derneği (ASTM: American Society for Testing and Materials) tarafından yapılan tanımlamaya göre tabaka üzerine tabaka eklenerek üç boyutlu sanal modele ait CAD verileri doğrultusunda ilgili obje üretiminin gerçekleştirildiği işleme prosedürüdür. Hızlı prototipleme olarak da bilinir (39,46). Ekleme yönteminin en büyük avantajı kesici alete ihtiyaç duyulmaması ve materyal israfı olmamasıdır (47).

2.12. Hızlı Üretim (Rapid Manufacturing; RM) Yöntemleri

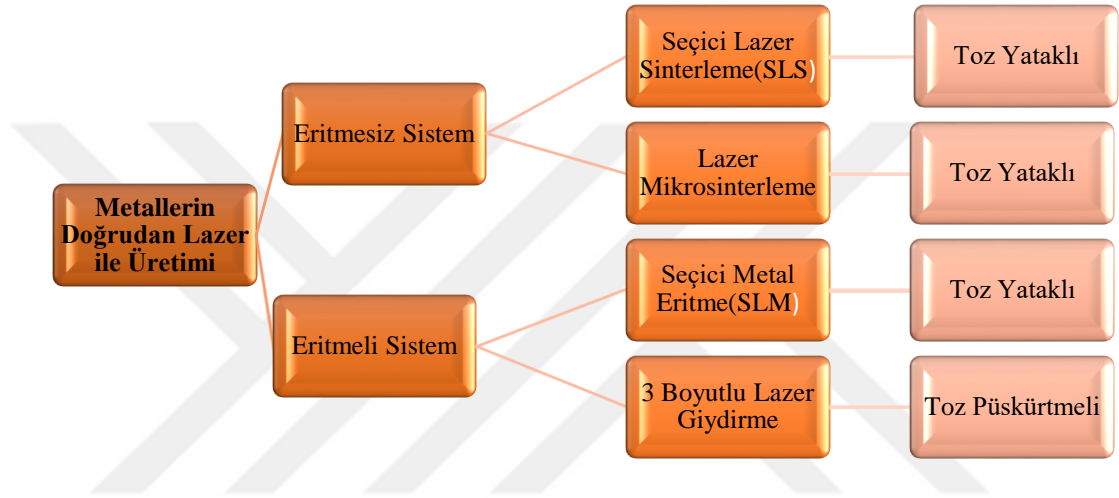
Tasarım programı ile 3 boyutlu biçimde tasarlanan dijital modellerin prototiplerinin üretimi hızlı üretim yöntemleri vasıtasıyla gerçekleştirilir. Hızlı üretim teknolojisi, bir ürünün üretimi veya geliştirilmesi için gerekli öncül ihtiyaçların doğru ve hızlı bir şekilde karşılanmasına olanak tanır. Bu üretim sistemlerinin çeşitliliği sayesinde birbirinden farklı çalışma prensipleri, değişik uygulama alanları, farklı malzeme kullanımları, değişebilen üretim zamanı, fiyat, kullanım kolaylığı, tasarım ve ebat açısından kullanıcıya çeşitli alternatifler sunulma imkânı oluşmuştur (46).

Tabakalı üretim (Layered Manufacturing), katı serbest şekilli üretim (Solid Freeform Fabrication, SFF), serbest şekilli üretim (Free Form Fabrication, FFF), 3 Boyutlu Yazıcı (3D Printing), doğrudan bilgisayar destekli tasarım üretimi (Direct CAD Manufacturing), masaüstü üretim (DTM, Desktop Manufacturing) gibi isimlendirme ve kısaltmalar hızlı üretim yöntemlerini ifade etmektedir (48). Bu yöntemle üretilmesi düşünülen modeller üç boyutlu bir tasarım programında tasarlandıktan sonra üretim aşamasına geçilir. Bu tasarıma; taranmış benzer bir modelin verileri ile başlanabileceği gibi sıfırdan da başlanabilir (49).

Hızlı üretim sistemleri cihazların kullandıkları farklı katmanlama tekniklere göre şu gruplara ayrılır:

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

- Tabaka Yığıma Tekniği (LOM: Laminated Objected Manufacturing)
- Katı Sıkıştırma Yerleşimi (SGC: Solid Ground Curing)
- Eriyik Yığıma Modelleme Tekniği (FDM: Fused Deposition Modelling)
- 3D Yazdırma (3D Ink Jet Printing), (48,49, 50,51), (Şekil 2.4).



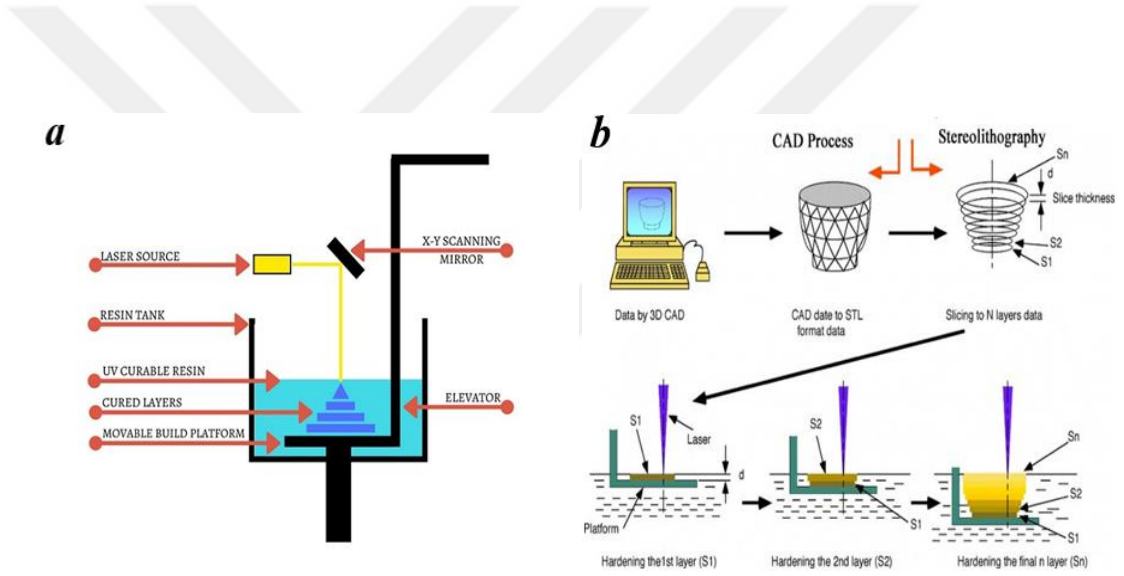
Şekil 2.4. Doğrudan lazerle metal altyapıların elde edilmesinde kullanılan üretim tekniklerinin sınıflandırılması (52).

2.12.1. Tarayarak Işıyla Kür Tekniği (SLA: Stereolithography)

Bu sistem ilk hızlı prototipleme sistemidir ve C. Hull tarafından bulunmuştur (53). Bu sistemde lazer ışığı ile fizksel ve kimyasal yapısı değişebilen fotopolimer kullanılmaktadır. Stereolithografi, sıvı fotopolimer ile dolu bir tanktaki polimerlerin, üzerlerine odaklanan yoğun bir ultraviyole ışını altında katı hale getirilmesi yani kür edilmesi esasına dayanır. Lazer ışını bilgisayarla kontrol edilirken sıvı fotopolimerin üst yüzeyi tabaka tabaka katılır. Böylece oluşturulmak istenen obje katman katman oluşmaya başlar. Oluşturulan obje büyüklüğüne göre işlem süresi değişmekle birlikte klasik bir çalışma 6-12 saat sürer (39).

İlk başlarda oluşturulan entegre CAD sistemli aletlerin üç boyutlu modellere ait bazı özellikleri tam yansıtamaması ve iki boyutlu modeller için uygun olması nedeniyle stereolithography tekniği ile kullanımı için 3D System Inc. tarafından ".stl

" uzantılı veri formatı tasarlanmıştır. STL formatında, üç boyutlu modelin geometrisi dijital olarak tanımlanarak hızlı üretim cihazlarına aktarılır (54). Sonrasında dijital tasarıma uygun olarak oluşturulan verilerin üretimine geçilir. Üretim aşaması bittikten sonra mekanik temizleme ya da kimyasal banyo gibi aşamalar uygulanabilir (48). SLA tekniği günümüzde, dental implantlarının yerleştirilmesi öncesinde hazırlanan cerrahi rehber modelleri hazırlarken kullanılmaktadır. Üretimlerde net bir bitim yüzeyi sağlaması, çok iyi detay vermesi ve parçaların mekanik özelliklerinin iyi olması SLA yönteminin avantajlarıdır (48,49). Kullanılan malzeme ve ekipmanların pahalı olması ve çok hızlı bir teknik olmaması ise bu yöntemin dezavantajlarıdır (39,48), (Şekil 2.5.a, 2.5.b).



Şekil 2.5. a,b. Tarayarak Işıyla Kür Tekniği, Stereolithografi (SLA, Stereolithography) Tekniğinin şematik görünümü (55).

2.12.2. Isıtarak Toz Bağlama Tekniği (SLM: Lazer Melting / SLS: Lazer Sintering)

Bu teknikte sıvı fotopolimer değil; toz partikül halinde ham madde kullanılır. Bu toz partiküller lazer ışığıyla aktive olur ve lazerle ısıtılınca birbirleriyle kaynaşır. Toz partiküller ince bir tabaka halinde yayılıp istenen bölgeler lazer ışını ile taranır ve oluşan sıcaklıkla bu partiküller eriyerek birbirlerine yapışır. Üst üste gelen toz partikülleri aynı işlemlerle, üretilmesi hedeflenen madde oluşana kadar tabaka tabaka yığılarak ilerler (56). Hızlı üretimle metal üreten teknikler eritmeli ve eritmesiz

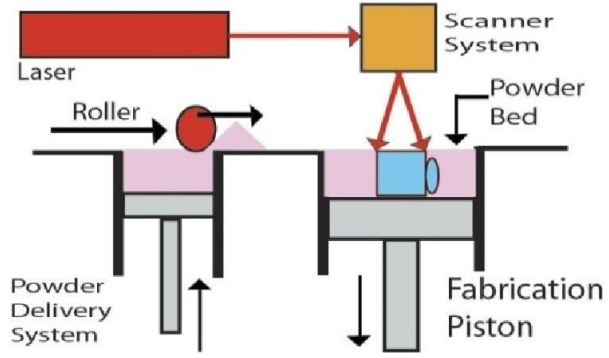
üretim olarak ikiye ayrılır. Eritmesiz sistemler; Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve Lazer Mikro sinterlemedir (toz yatak içinde kısmi eritme). Eritmeli sistemler ise; Seçici lazer eritme (SLM, toz yatak içinde tümüyle eritme) ve 3D lazer giydirmedir.(püskürtücü içinden toz püskürtülmesiyle tam eritme)(52).

SLS (Selective Laser Sinterization) tekniğinde bir hazne üzerine kolayca eriyebilen ince toz tabakası serilir ve sonrasında bu tabaka ısı üreten CO² lazer ile taranır. Lazer uygulamasıyla tozun sıcaklığı ergime noktasının üzerine çıkar ve eriyen toz kısa sürede katman oluşturur. Katman tamamen oluşunca üzerine eklenen yeni toz tabakası ve lazer uygulaması şeklinde aynı işlemler tekrarlanır. Katmanların oluşması, model tamamlanana kadar devam eder (56), (Şekil 2.6).

Seçici lazer sinterleme; model oluşturmak, döküm için kalıplar üretmek ve küçük fonksiyonel parçalar üretmek için kullanılır. Bunların yanında enjeksiyon ile döküm, polimer kalıp üretimi, kum döküm kalıpları, biyomedikal araçlar ve diş hekimliği alanında çeşitli üretimlerde kullanılır (57,58,59). SLS tekniği ile çelik, titanyum ve Co-Cr gibi çok çeşitli metallere üretim yapılabilir (39). SLS birçok malzemenin kullanımına uygun olduğu için, en sık kullanılan hızlı üretim yöntemidir.

Üretim aşamasında destek yapıya ihtiyaç yoktur ve üretim sonrası süreç kolaydır. Bu teknikle üretilen parçalar yüksek kalitede yüzey özellikleri ve mekanik özelliklere sahiptir. Ayrıca geleneksel döküm tekniği ve ya milleden üretilmeyecek olan parçaların doğruluk oranı yüksek bir biçimde üretilmesi bu tekniğin diğer avantajlarıdır. Diğer birçok sisteme göre pahalı ekipmanlar gerektirmesi ise sistemin dezavantajıdır (60).

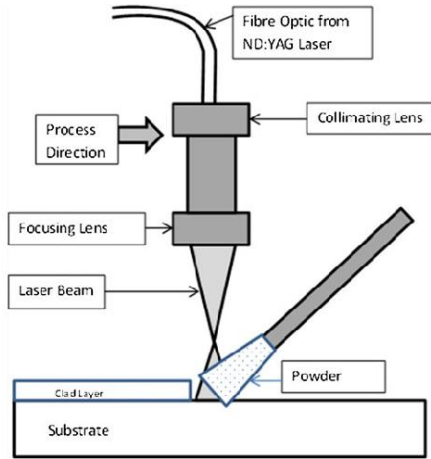
SLS sistemi ve SLM sistemi benzer donanımlar içerir fakat SLM sisteminde çok daha yoğun bir enerji ile tozların tamamının erimesi gerçekleşir. SLM sistemi kullanan cihazlar Trumaform LM 250, MCP Realizer ve LUMEX 25C' dir (60,61).



Şekil 2.6. Şekil Seçici Lazer Sinterleme (SLS) Sistemi'nin şematik görünümü (62).

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

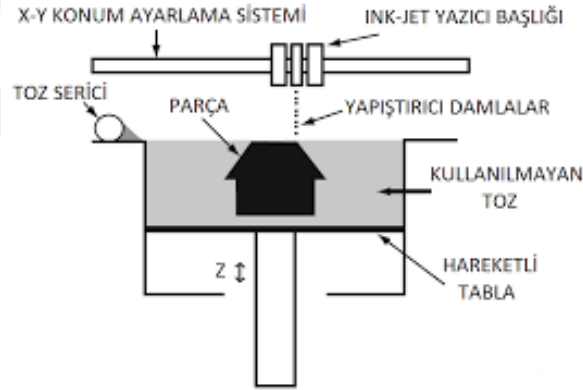
Bu sistemde lazer ışığı metal tozu ve kullanılacak olan gaz tek bir giriş yolundan sisteme girer ve aşamalar kapalı bir alanda gerçekleşir. Malzeme toz yatağı içerisinde eritilmez. Odak bölgesinde yüksek enerjili lazer ışığı aracılığıyla birleştirilen metal tozları ile karmaşık geometriye parçalar üretilebilir. Geleneksel yöntemlerle elde edilen malzemelerin sahip olduğu mekanik özelliklere yakın ve ya daha üstün mekanik özelliklerde malzemeler üç boyutlu lazer giydirme ile üretilebilir (63), (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Üç Boyutlu Lazer Giydirme (3D Laser Cladding) Tekniğinin şematik görünümü (64).

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

Bu teknoloji MIT (Masachussets Institute of Technology) tarafından geliştirilmiş bir prototipleme sistemidir. Bu teknik, tozların çok çıkış başlığı olan bir yerden püskürtülen yapıştırıcı ile bağlanması, ardından bir katman aşağı inen üretim yüzeyine yeni bir kat toz serpilmesi şeklinde ilerler. Yapıştırılan tabakanın haricindeki tozlar ise parçaya desteklik sağlar ve işlem bittikten sonra bir fırça yardımıyla temizlenir. Bu teknik büyük parçaların üretilmesinde yavaştır. Her ne kadar cihaz ve malzeme boyutları küçük çaplı ofislerin kullanımına uygun olsa da milled başlığının yaptığı ses rahatsızlık yaratabilir. Üç boyutlu yazdırma tekniğinde diğer hızlı prototipleme sistemlerine göre daha basit bir püskürtme sistemi kullanılmaktadır. Ayrıca toksik madde içermemesi, küçük parçaların hızlı ve ucuz üretilmesi, yaydığı kokunun çok az olması ve tabakalar arasında mümkün olduğunca az iz oluşturması bu tekniğin diğer avantajlarıdır (53,56), (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Üç Boyutlu Yazdırma Tekniğinin şematik görünümü (3D Ink Jet) (56).

2.13. Diş Hekimliği Uygulamalarında Hızlı Üretimin Kullanılması

Hızlı üretim teknolojileri diş hekimliğinde kullanılan cihazların üretilmesinde, teşhis, tedavi ve eğitim amacıyla, kişisel implant tasarımında, ortodontik ve protetik tedavilerde kullanılabilirler. Geleneksel yöntemlerle üretilmesi zor olan bazı parçaların hızlı üretim teknolojisiyle üretimi çok daha kolaydır. Hızlı üretim ile elde edilen modeller, karmaşık cerrahileri planlamak ve karar vermek amacı ile kullanılabilir. Bu modellere gerçek cerrahi aletler eklenerek operasyon süresini kısaltılıp post operatif komplikasyonların azaltılması sağlanır. Hızlı üretim

teknolojileriyle tomografi (CT/MRI) (Computer Tomography) verileri kombine edilerek implantların konumları, açılı ameliyat öncesinde planlanabilir ve buna göre operasyonda kullanılacak stentlerin, kişisel abutment ve implantların yapılması sağlanabilir (48).

2.14. Dental Uygulamalarda Hızlı Üretim Sistemlerinin Seçimi

Hızlı üretim sistemlerinin hepsinin dental uygulamalarda kullanımına uygun bir alanını bulmak mümkündür. Bu sistemleri kendi içlerinde kıyaslayacak olursak; SLA teknolojisi ile y doğruluğu yüksek, iyi yüzey detayları sayesinde yüksek kalitesi olan ve düzgün bitim yüzeyli üretim yapma olasılığı yüksektir (48).

SLA teknolojisi ile SLS'yi kıyaslırsak; üretim sonucunda oluşan yüzey ayrıntıları ve kalite SLA' da daha iyidir. SLS tekniği ise üretim hızı bakımından SLA ile yarışabilir durumdadır ve kullanılan malzemelerin geniş bir yelpazesinin olması (mum, naylon vb.) SLS için çok büyük avantajdır. Ayrıca SLS sık kullanılan hızlı üretim sistemidir (39).

LOM teknolojisi düşük maliyetli, büyük kütleli ve hacimli materyallerin imal edilmesi (biyoseramik ve kemik implantları gibi) için çok elverişlidir. Buna karşın LOM teknolojisi ile üretilen parçaların kalitesi SLA'dan daha kötü ve yüzey detayları SLA' da üretilenlerinkinden daha düşüktür (48, 49, 53).

Herhangi bir sistemi tercih ederken; kullanım amacı, zaman, kullanılacak olan malzemenin türü, maliyeti, ulaşılabilirliği, güvenilirliği, bitim yüzeyinin detayları, elde edilen malzemenin kalitesi gibi faktörler göz önünde tutulmalıdır. Mesela protetik kron-köprü restorasyonları için, metal altyapıları direkt ve hızlı bir şekilde olarak üretebilme özelliği olan SLS ve LENS sistemleri tercih edilebilir. Buna karşın cerrahi planlamalarda model üzerinde işaretlenmek ve ya vurgulanmak istenilen alanların renklendirilebildiği SLA ve FDM sistemleri daha çok tercih edilebilir (48).

2.15. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramikler

Yapısı değiştirilerek elde edilen en eski inorganik materyal olma özelliğine sahip seramikler, ilk olarak M.Ö.50'de Çin'de geliştirilmiştir. Seramiklerin diş

hekimliğinde kullanımı ise Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından 1774’ de gerçekleştirilmiştir.

Seramik kelimesi, kökenini Yunanca “keramos” sözcüğünden alır. İnorganik bir bileşiktir. Seramiklerin ışığı geçirebilmeleri, gerçek diş yapısını ve görünümünü taklit edebilmeleri, intraoral ortamdan ve sıvılarından etkilenmemeleri, yumuşak dokular için biyouyumlu olmaları, renklerinin stabil olması, kuvvetlere ve aşınmaya gösterdikleri direnç ve doğal dişe yakın termal genleşme katsayısına sahip olmaları avantajları arasındadır. Ayrıca sertlikleri mineye yakındır bu durum karşıt dişlerin aşınmasının önüne geçtiği gibi doğal dişlerin de restorasyonda aşınmaya yol açmasını engeller. Dental seramikler tüm bu avantajlarından dolayı günümüz dental restorasyonlarında en sık kullanılan restoratif materyaldir (65,66,67).

2.16. Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin içeriğini oluşturan malzemelerin en önemlileri, feldspar, kuartz ve kaolendir. Dental seramiğin çekirdek yapısı da silisyumdur. Silisyum tetrahedral yapıdaki dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın yapısına katılır ve bir kompozisyon meydana getirir. Ayrıca dental seramiğin yapısında; cam modifiye ediciler, akışkanlar, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lüminesans özelliği veren ajanlar da bulunur (68,69).

2.16.1. Feldspar

Porselenin ana yapısını oluşturan feldspar %75-85 oranında bulunur. Feldspar potasyum alumina silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ile sodyum alumina silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Erime sıcaklığı 1100°C ile 1300°C arasındadır. Yüksek erime sıcaklığına sahip bileşenlere akışkanlık kazandıran bir eriticidir, ısıya daha dayanıklı olan bileşenleri tutar ve bunları birbirlerine bağlar. Feldspar seramiğe şeffaflık kazandırır ve camsı yapıdan sorumludur. Diş formunun, yüzey ayrıntılarının ve detayların kaybolmasını önler (65,70).

2.16.2. Kaolen

Yapıda %0-3 oranında bulunan kaolen bir hidrat alümina silikattır ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) ve ergime derecesi 1750°C’ nin üzerindedir. Kaolen toprak ve kil

mineralleri içeren yapışkan ve plastik bir malzemedir. Görevi bileşenleri bir arada tutmak, porselenin modelajını kolaylaştırmak ve diğer elemanların kitleye bağlanmasına yardımcı olmaktır. Kaolen porsene opaklık verir ve bu sebeple dental porselenlerde belli bir orandan (%3-5) daha fazla kullanılması önerilmez (65,71).

2.16.3. Kuartz

Kuartz SiO_2 yapısında bir bileşendir, doldurucu olarak görevlidir. Erime derecesi $1700\text{ }^\circ\text{C}$ ' dir. Kuartz, porselenin fırınlanması esnasında değişime uğramaz, bu sırada oluşan büzülme önler, yüksek sıcaklıklarda porselen kitlesini stabilize eder. Diş formunun bozulmasını ve detayların kaybolmasını önler. Seramiğin dayanıklılığını artırır ve termal genişleme katsayısını kontrol eder (72).

2.17. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Dental porselenler aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilirler:

2.17.1. İçeriklerine Göre (29)

1. Metal destekli sistemler
2. Tam seramikler
 - a. Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri
 - i. Alumina
 - ii. Spinel enjeksiyon dökümü
 - iii. Magnesia
 - iv. Zirconia
 - b. Feldspatik porselen
 - i. Lössit oranı düşük
 - ii. Lössit oranı yüksek
 - c. Dökülebilir cam seramikler
 - i. Mika içeren
 - ii. Lössit içeren

iii. Lityum disilikat içeren

2.17.2. Erime Isılarına Göre (73,74)

1. Yüksek ısı porselenleri (1315 °C-1370 °C)
2. Orta ısı porselenleri (1090 °C-1260 °C)
3. Düşük ısı porselenleri (870 °C-1065 °C)
4. Ultra-düşük ısı porselenleri (650 °C-850 °C)

2.17.3. Şekillendirme Türlerine Göre (73)

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler

2.17.4. Kullanım Alanlarına Göre (75,76)

1. Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler
2. Tam porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler
3. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler

2.17.5. Yapım Tekniklerine Göre (76 ,77)

1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
2. Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar
3. Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
4. Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar

2.17.6. Tam Seramik Restorasyonlar (73)

1. Geleneksel toz- likit karışımı ile yapılan seramikler
2. Dökülebilir seramikler
3. Presleme ile hazırlanan seramikler
4. İnfiltrasyon seramikler

5.Frezleme ile üretilen seramikler

2.18. Metal - Seramik Bağlantısı

Restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılan metal ve üst yapı porseleni arasındaki bağlantının özellikleri, restorasyonun fonksiyonel ve estetik başarısında önemli faktörlerdir. Metal-porselen arasındaki bu bağlantıyı açıklayabilmek için kabul edilmiş bazı teoriler vardır (78).

Metal- seramik bağlantısında en az dört çeşit teori vardır. Bunlar;

a)Mekanik tutuculuk

b)Kimyasal bağlantı

c)Baskı (sıkışma) bağlantısı

d) Moleküler çekimle bağlantı (Van Der Waals kuvvetleri) (79).

Vickery ve Badinelli (69) araştırmalarında soy metaller ile seramik arasındaki bağlantıda bu bahsedilen mekanizmaların ne oranda etkilediklerini incelemişlerdir ve aşağıdaki oranları bulmuşlardır.

Kimyasal bağlantı %52

Baskı kuvvetleri %25

Mekanik tutuculuk %22

Fiziksel Bağlantı %1

2.18.1. Mekanik Tutuculuk

Mekanik bağlantı, metal ve porselen arasındaki temas yüzeyinde, porselenin metal yüzeyindeki pürüzleri doldurmasıyla meydana gelen kilitleme şeklindeki bağlantıdır. Metal üzerinde makroskobik ve mikroskobik düzeyde pürüzlü yüzeyler oluşturulabilir. Makroskobik düzeydeki pürüzlendirme frezle aşındırma ve kuşlama ile elde edilirken; oksidasyon tabakası oluşturularak, erimiş cam ile elektromekanik korozyon ve asit uygulanması gibi işlemler ile de mikroskobik düzeyde istenilen pürüzlü yüzey oluşturulabilir. Elde edilen bu pürüzlü yüzey porselen ile oluşturulan

mekanik bağlantının ilk basamağını oluşturur. Porselen, metal altyapı yüzeyinde oluşturulan girinti çıkıntılara girer, soğuma sırasındaki büzülme ile de iki materyal birbirlerine kenetlenir. Sonuçta mikromekanik bağlantı kurulur. Metal ile seramik arasında bağlantı oluşacak yüzeyin artışıyla birlikte mekanik bağlantı kuvveti de artar. Porselenin uygulanacağı metal yüzeyi, fırınlama esnasında opak porselen ile doldurulacak fazlaca mikroskobik pürüzlülük bulundurur. Metal altyapıya basınçlı şekilde püskürtülen alüminyum oksit tozları pürüzlendirme yaparken hem metal yüzeyini temizler, hem de bağlantı kurulacak yüzey alanını artırarak ortamı uygun hale getirir (26,65,80,81).

2.18.2. Kimyasal Bağlantı

Metal ile porselen arasında kuvvetli bir bağ kurulmasında rol oynayan temel bağlantı şekli kimyasal bağlantıdır(82). Kimyasal bağlantı opak porselenin yapısında yer alan oksitlerle, altyapıda kullanılan metalin yüzeyinde oluşan oksit tabakası arasında meydana gelen metalik, kovalent ve iyonik bağlarla oluşur. Metal alaşım üzerindeki oksit tabakası, metal ile porselenin bağlanmasında ve kimyasal bağlantının kurulmasında ara tabaka olarak görev alır. Kıymetli metal alaşımlarda bağlantıda kilit rol oynayan oksit tabakası kendiliğinden oluşmazken, Ni-Cr ve Co-Cr benzeri kıymetsiz metal alaşımlarda kendiliğinden oluşur. Kıymetli alaşımlara demir, kalay, indiyum gibi metaller katılarak oksit tabakası oluşması sağlanır (78,79).

2.18.3. Baskı (Sıkışma) Bağlantısı

Metal ile porselen arasında sıkışma bağlantısı oluşmasında metal yüzeyinin geometrisi ve metal ile porselenin ısıl genleşme katsayıları arasındaki uyum etkilidir. Dental seramik baskı tipi kuvvetlere karşı dayanıklı iken gerilme tipi kuvvetlere karşı dayanıksızdır. Bundan dolayı eğer metal alt yapının termal genleşme katsayısı seramiğin genleşme katsayısından daha büyük olursa soğuma sırasında seramik baskı tipi kuvvetlere maruz kalacaktır (6,20).

Böyle bir durumda soğuma sırasında porselen metal üzerinde sıkışarak adapte olur ve metal-porselen ara yüzeyinde oluşan sıkışma kuvvetleri, metal-porselen bağlantısının kuvvetlenmesinde önemli rol oynarlar. Bu sebeple metalin ısıl

genleşme katsayısının porselene göre $0,2-1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ büyük olması arzu edilir (73,83,84).

Porselenin ısısal genleşme katsayısı metalden büyük olduğunda soğuma sırasında porselen metal üzerinde gerilerek adapte olur ve dolayısıyla metalde sıkışma, porselende ise gerilme stresleri oluşur. Bu durum metal porselen bağlantısını olumsuz etkileyeceği için istenmeyen bir durumdur (85).

2.18.4. Moleküler Çekimle Bağlantı (Van Der Waals Kuvvetleri)

Van Der Waals Kuvvetleri iki atom arasındaki elektrostatik çekim kuvvetiyle oluşur. Yakın temastaki yüklü atom çekirdekleri arasındaki bu minimal çekim elektron değişiminden değil, Van Der Waals kuvvetlerinden kaynaklanmaktadır. Van Der Waals kuvvetleri, iyonların gerçek bir paylaşımı ya da değişimi şeklinde değil de fiziksel bir çekim şeklindedir. Bu kuvvetleri genelde zayıftır çünkü bu atomlarda bulunan bütün negatif ve pozitif yükler doygundur. Bu kuvvetin değeri metalin porselen tarafından iyi ıslatılabilmesine bağlıdır, oksit tabakasıyla ilgisi yoktur. Islanabilirlik, soy metallerde soy metal olmayan alaşımlara göre daha iyidir. Van Der Waals Kuvvetleri metal-seramik bağlantısında zayıf bir etkisi vardır (78,79).

2.19. Metal – Seramik Bağlantı Başarısızlıkları

Metal ile porselen arasındaki birtakım fiziksel ve kimyasal farklılıklar bağlantıyı zorlaştırır. Metal alaşıma uygulanan bazı işlemler sırasında oluşan oksit tabakası, metal ve porselen arasında bağlantı oluşumunda rol alır. Bazı metaller için oksit tabakanın hiç değişikliğe uğramadan kalması istenir ve direkt olarak opak tabaka uygulanır, bazı metallerde ise üretici firma hava uygulaması ya da asit uygulaması yapılarak oksit tabakanın seyreltilmesini ve yüzey kontaminantlarının uzaklaştırılmasını önerebilir. Metal oksit ile oluşan porselen bağlantısı iyidir; ancak oksit tabakasının metalden ayrılması bağlantı başarısızlığı ile sonuçlanabilir. Bunun yanında olması gerekenden daha fazla oksit tabakası olması da bağlantı kurulamamasına veya oksit tabakada kırıklara ve ayrılmalara neden olabilir (3,86 ,87). Restorasyonun maruz kaldığı çigneme kuvveti ve ya travma sonucu oluşan gerilimler de kırıklara sebep olabilir. O'Brien (88), metal-porselen arasındaki bağlantı başarısızlıklarını, kırık olan yüzeye göre sınıflandırmıştır. Sınıflandırmayı;

- 1) Metal-porselen
- 2) Metal oksit-porselen
- 3) Metal-metal oksit
- 4) Metal oksit-metal oksit
- 5) Metal kohezyonu
- 6) Porselen kohezyonu şeklinde açıklamıştır.

Kırık metal içinde kohezivse, yalnız sabit protezlerdeki bağlantıdan kaynaklanan bir problemdir. Kırık yalnızca porselen içinde koheziv ise metal-porselen arasındaki bağlantının ideal bir bağlantı olduğunu gösterir. Seramik tabakasında kohezyon yetmezliği sergileyen örnekler için daha yüksek metal seramik bağlanma kuvveti beklenirken, adeziv başarısızlık nedeniyle metal yüzeyi açığa çıkan örneklerde daha düşük bir yapışma mukavemeti değeri gözlemlenmektedir. Bununla birlikte, seramik materyalinin kırılma dayanımının düşük olması durumunda, seramik içinde koheziv bir başarısızlık da oluşabilmektedir. Dental seramiğin kırılma dayanımı strese dayanacak kadar yüksek değilse, örneğin metal seramik ara yüzü yerine seramik içinde başarısızlık gösterebilir (89). Warpeha ve Goodkind beklenmeyen klinik başarısızlıkların en fazla metal-seramik ara yüzünde kırılma ve restorasyon yüzeyinde çatlak ve kırık oluşumu şeklinde olduğunu söylemişlerdir (90).

2.20. Metal – Seramik Bağlantısının Değerlendirilmesi

Restorasyonlar ağız içinde baskı ve gerilime maruz kalırlar. Devamında ise kırılma, bütünlüğünün bozulması veya aşınmayla sonuçlanabilen yorgunluk sürecine girer. Yorgunluk nedeniyle materyalde çatlaklar oluşması, bu çatlakların ilerlemesi ve birleşmesi gibi bir süreç oluşabilir. Çatlaklardaki durum stres yoğunluğuna bağlı olarak değişebilir ve gerilim kuvvetlerine dik olarak ilerleme eğilimi gösterir (91,92). Dental restorasyonlarda oluşan yorgunluk ağız içinde ortalama 37 °C sıcaklıktaki ortama bağlı aşınmadan ve tekrarlayan çiğneme kuvvetlerinden etkilenir (93). Bu bağlamda restorasyonların klinik performanslarının ve başarılarının değerlendirilmesinde bağlanma testlerinden faydalanılır (93,94). Restorasyonların

kullanıldıktan sonraki dirençlerini ölçmek için termal siklus uygulamalarından faydalanılır (94). Metal- porselen bağlantısının değerlendirilmesinde çekme, mikro çekme, makaslama (shear) bağlanma dayanımı testi ve üç nokta eğme testi, dört nokta eğme testi, biyo aksiyal eğme testi gibi mekanik testler de kullanılabilir (94).

2.21.Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Dental restoratif materyaller, ağız ortamındaki ısı ve pH değişikliklerinden sürekli olarak etkilenmektedirler. Yemek, içmek ve nefes almak gibi durumlar ağızda ısı değişimlerine sebep olur. Bu nedenle in-vitro yapılan çalışmaların in-vivo çalışmalarına uygunluk sağlayabilmesi için ağız ortamını taklit etmesi gerekmektedir. Bunu sağlamak için termal siklus yöntemi kullanılır (95).

2.21.1.Termal Siklus Uygulaması

Ağız içerisindeki diş yüzeylerinde oluşacak maksimum ve minimum sıcaklık değerleri için birçok farklı görüş ortaya atılmıştır. Genel olarak, 4-58 °C, 4-60 °C, 5-55 °C, 5-60 °C, 10-50 °C gibi değerler gösterilebilir. Termal siklus testi sırasındaki farklı ısı değişikliği ile oluşan mekanik stresler, bağlantıyı etkiler. Termal siklus testleri en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C aralığında, ortalama 30 sn bekleme süresinde gerçekleştirilmektedir. Ağız içerisindeki siklus sayısı ile ilgili çok kesin bilgi olmadığı için günde 20-50 siklus olabileceği düşünülerek 10000 siklusun 1 seneye denk gelebileceği bildirilmiştir (96,97).

2.22. Bağlanma Dayanımı Testleri

İn-vitro mekanik çalışmaların yapılması, yeni bir malzemenin in-vivo olarak kullanılabilirliğinin olup olmadığına yardımcı olabilir. Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri klinik performansları hakkında önceden bilgi veren yardımcı elemanlardır. Materyallerin özelliklerinin belirlenmesinde kullanılan farklı test yöntemleri farklı sonuçlar verebileceği göz önünde bulunmalıdır (98).

2.22.1. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi

Metal seramik bağlantı dayanımını incelemeye yönelik yöntemlerden biri olan makaslama testleri Shell ve Nielsen (99) tarafından 1962 yılında “çekme makaslama testi” olarak bir çalışmada tanıtılmıştır ve ilerleyen zamanlarda çok

sayıda değişik formu geliştirilmiştir. Bu test; birbirine bağlanan iki materyalin arasındaki ayrılma gerçekleşene kadar makaslama kuvvetinin uygulanması şeklinde tanımlanır. Oldukça basit, uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınabilen bir testtir. Bağlanma testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0.5 mm/dak olarak tercih edilmektedir. Bağlantı direnci, uygulanan yükün birim alana bölünmesi ile pound/inch², kg/cm², N/mm² (MPa) olarak ifade edilebilir (100).

2.23. Tarama Elektron Mikroskop (Sem) Analizi

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Tarama elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM), ayırım gücü, odak derinliği ve de görüntü ve analizi birleştirmeye özelliğinden dolayı araştırmalarda kullanılır (101).

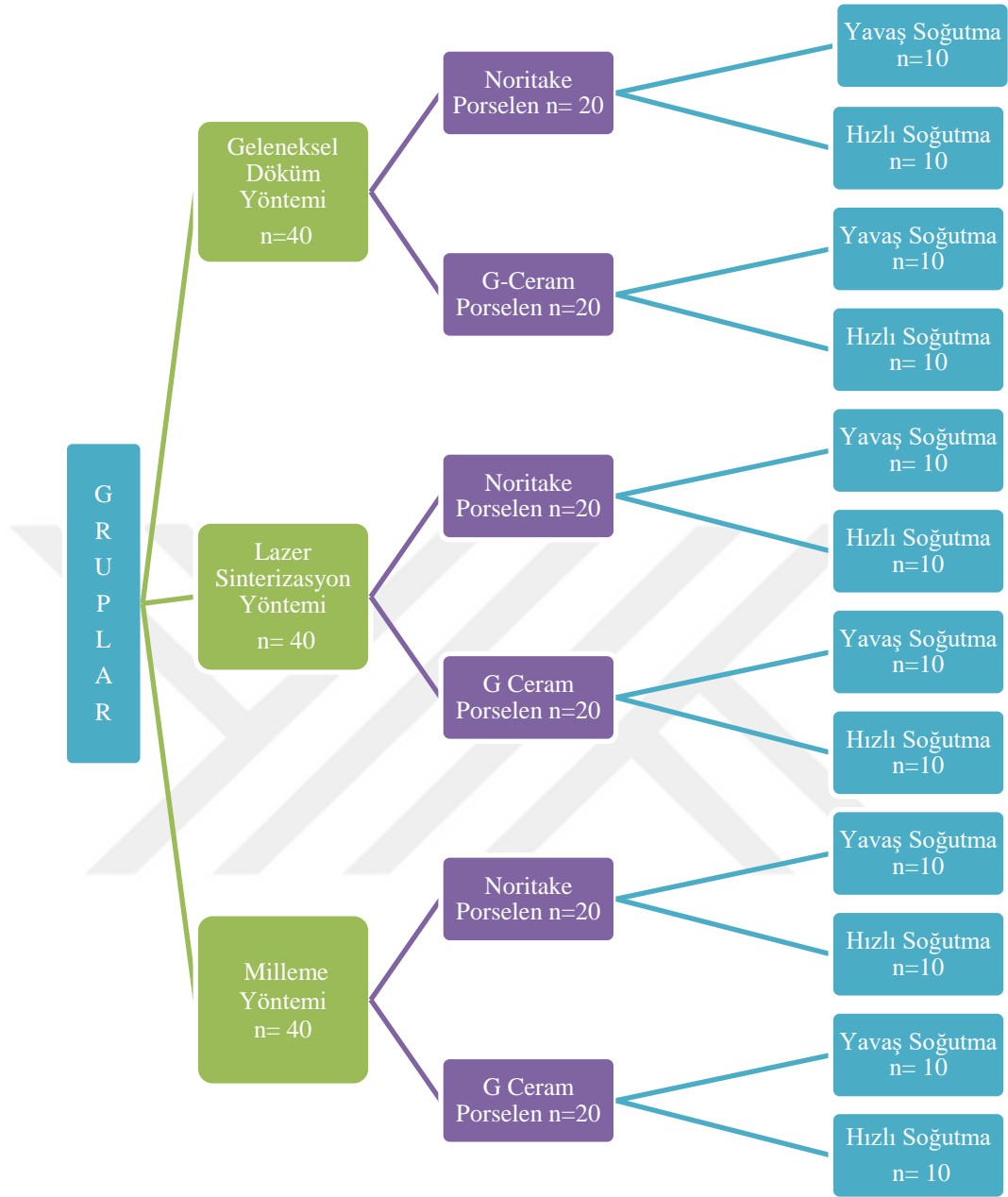
SEM cihazının kullanımını esnasında, örnek yüzeyi primer bir elektron demeti ile taranır. Bu elektronlar diğer tanecikleri uzaklaştırmak için örnekle etkileşime girerler. Bunların arasında görüntü oluşturmak için sıklıkla kullanılan sekonder elektronlar, kendilerini oluşturan elemente bağlı enerji seviyelerine sahip saçılan elektronlar ve yine element hakkında bilgi içeren X-ışınları vardır. Sekonder elektronlarla görüntü elde edilmesinde sekonder elektron dedektörüne ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak olur. Daha az elektronun dedektöre ulaştığı bölgelerde görüntü karanlıktır. Bu şekilde örnek topografisi hakkında bilgi veren gri tonlu görüntü elde edilir (100,101).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. Laboratuvarı, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Zirkon Dental Diş Protez Laboratuvarı, Özel Samsun Oluşum Diş Protez Laboratuvarı ve Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde in-vitro şartlarda gerçekleştirildi.

Çalışmamızda döküm, lazer sinterizasyon ve milleme yöntemiyle üretilmiş kobalt-krom metal alt yapılar üzerine uygulanan farklı marka porselenlere farklı soğutma prosedürleri uygulanarak bağlantı dayanımlarına bakıldı. Standart olarak hazırlanan metal alt yapı üzerine uygulanmış porselenli örnekler önce termal siklus cihazında bekletildi. Ardından makaslama (shear) testi uygulanarak bağlantı dayanımları arasında fark olup olmadığı araştırıldı. Sonrasında taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında incelenerek bağlantı yüzeyleri ve kopma çeşitleri değerlendirildi.

Çalışmada kullanacağımız örneklerin dağılımı Şekil 3.1' de verilmiştir.



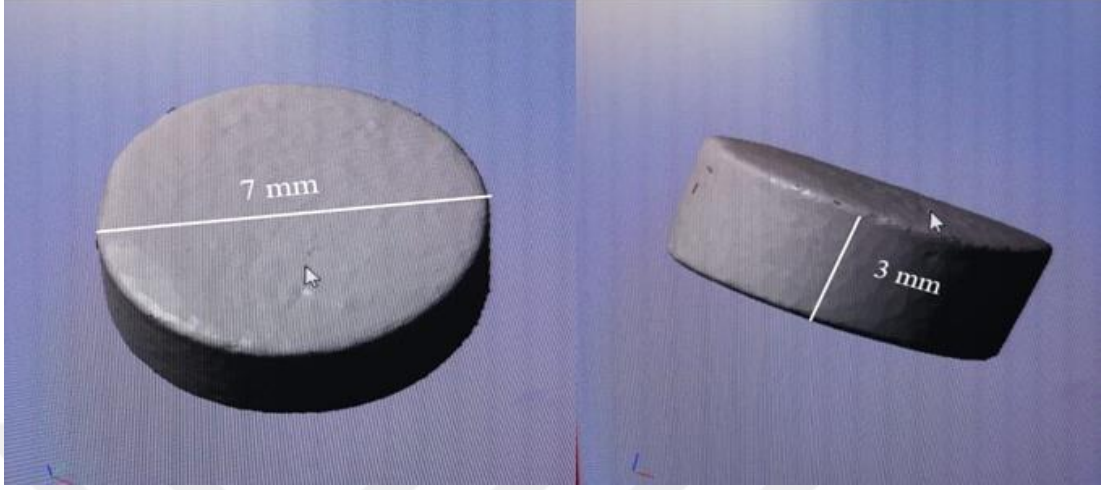
Şekil 3. 1. Örneklerin Gruplara Göre Dağılımı.

3.1. Metal Altyapıların Hazırlanması

3.1.1. Dijital Tasarımla Metal Alt Yapılarının Oluşturulması

İlk olarak; döküm, lazer sinterizasyon ve milleme yöntemiyle elde edilecek, 7 mm çapında 3 mm yüksekliklerine uygun silindir şeklinde olacak Co-Cr metal altyapılarının standart bir şekilde olması için dijital olarak tasarım yapıldı. Bu işlem

için Exocad Dental DB.2016.10 (Exocad GmbH, Almanya) tasarım programı kullanıldı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Metallerin üretimi öncesi hazırlanan dijital tasarımı.

3.1.2. Döküm Yöntemi Uygulanarak Metal Altyapıların Üretilmesi

Metal alt yapıların boyutlarının standardize edilmesi için; dökümde kullanılmak üzere tasarımı yapılan 40 adet şablon örnek üç boyutlu bir yazıcı olan EnivisionTEC (EnivisionTEC GmbH, Gladbeck, Almanya)(Şekil 3.3) aracılığıyla ışıkla sertleşen akrilik rezinden (E-Model Light; EnvisionTEC, Gladbeck, Almanya) üretildi (Şekil 3.4)



Şekil 3.3. Üç Boyutlu Yazıcı.



Şekil 3.4. Işıkla sertleşen akrilik rezin.

Elde edilen örneklere tij aracılığıyla döküm kanalları oluşturuldu ve ardından manşete alındı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Tij ile döküm kanalları oluşturulmuş örnekler.

Daha sonra fosfat bağlı revetman (Polivest, Polident, Volčja Draga, Slovenya) likiti ile üretici firma talimatlarına göre revetman karıştırma makinesinde (Mixing, Carlo de Giorgi srl, Milano, İtalya) 45sn.karıştırılarak hazırlandı(Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Revetman karıştırma makinası.

Örneklerin olduğu manşet içerisinde akıcı kıvamdaki revetman dolduruldu. Revetman sertleştikten sonra manşet kalıbından çıkarıldı. Döküm esnasında ortaya çıkacak gazların uzaklaştırılması için revetmanın alt yüzeyi zımparayla aşındırıldı. Akrilik polimerin eliminasyonunu sağlamak için döküm kanalları aşağı tarafa bakacak şekilde ayarlandıktan sonra revetman kalıplar ön ısıtma fırınına konuldu (Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Ön ısıtma fırını.

Ön ısıtma fırını istenilen programa göre ayarlandı. Revetman kalıplar önce 25 dk'da 300 °C'a kadar ısıtıldı. Bu sıcaklıkta 15 dk bekletildi ardından fırın sıcaklığının bir sonraki 25 dk içerisinde 900 °C' ye kadar yükselmesi beklendi. 900 °C de 15 dk bekletildikten sonra mum eliminasyonu ve ön ısıtma prosedürleri tamamlandı. Manşet fırından çıkarıldı ve döküm santrifüj cihazına alındı (Mikrotek, Ankara, Türkiye) (Şekil 3.8). Daha sonra şalome ile kobalt-krom metal alaşımı (Wironium Plus, Bego, Almanya), (Tablo3.1, Tablo 3.2) eritilip santrifüj işlemi yapılarak 40 adet örneğin döküm işlemi tamamlandı.



Şekil 3.8. Döküm santrifüj cihazı.

Tablo 3.1. Co-Cr metal alaşımın (Wironium plus) içeriğindeki maddeler (%).

Co	Cr	Mo	Mn	Si	C,N,Ta
62,5	29,5	5,0	1,5	1,0	0,5

Tablo 3.2. Co-Cr metal alaşımın (Wironium plus) fiziksel özellikleri.

Yoğunluk	Sertlik	Uzama	Elastiklik Katsayısı	Ön Isıtma Derecesi	Ergime Derecesi	Döküm Derecesi
8,2 g/cm ³	350Hv10	%14	240 GPa	900-950°C	1345-1390°C	1440°C

Döküm işleminin sonrasında manşet oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Kalıp soğuduktan sonra revetman kırıldı. Metal üzerindeki revetman artıkları tamamen temizlendi. Döküm kanalları ise karbon separe ile kesildi ve düzeltildi. Daha sonra tüm döküm örnekler 110 µm'lik alüminyum oksit parçacıkları ile 10 cm uzaklıktan 2 atm basınç ile ve 45° açı ile 15 sn. boyunca pürüzlendirildi (Mikrotek Kumlama Cihazı, Mikrotek, Ankara, Türkiye), (Şekil3.9). Ardından örneklere 5 dk boyunca basınçlı buhar püskürtülerek örnek yüzeyleri temizlendi.



Şekil 3.9. Kumlama cihazı.

3.1.3. Lazer Sinterizasyonla Metal Altyapıların Üretilmesi

7mm çapında ve 3mm kalınlığında bilgisayarda hazırlanmış olan dijital tasarımın lazer sinterizasyon yöntemiyle üretim aşaması 3D Smart ProX-200 sistemi (3D Systems Corporation, Rock Hill, SC) kullanılarak yapıldı (Şekil 3.10). Co-Cr metal alaşım tozlarının (Sint-Tec 2724G, PM100 Dental, Riom, Fransa) lazer ışını ile eritilip birleştirilerek tabaka tabaka oluşan katmanlardan 40 adet metal örnek oluşturuldu (Tablo 3.3, Tablo 3.4) .

Tablo 3.3. Co-Cr metal alaşımının (Sint-Tec 2724G) içeriğindeki maddeler (%).

Co	Cr	Mo	Mn,Si,Fe
64,5	29-30	5,5	<1,00

Tablo 3.4. Co-Cr metal alaşımının fiziksel zellikleri.

Yoğunluk	Sertlik	Uzama	Elastiklik Katsayısı
8,336 g/cm ³	345 Hv5	% 10	229 GPa



Şekil 3.10. Lazer Sinter Cihazı.

Metal örneklerin üretim işlemleri tamamlandıktan sonra örneklerin tesviyesi yapıldı. Tesviyesi tamamlanan örnekler üstyapı porseleni uygulanmadan önce 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile 2 atm basınç altında ve yüzeye 10 cm. uzaklıktan, 45[] açıyla 15 sn. boyunca kumlama işlemine tabi tutuldu. Sonrasında 950[]C fırında 5 dk tutularak oksidasyon işlemi yapıldı. Daha sonra rnelere 5 dk boyunca basınçlı buhar püskürtülerek örnek yüzeyleri temizlendi (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Lazer sinterizasyonla üretilen Co-Cr metal altyapı örnekleri.

3.1.4. Milleme Yöntemi Uygulanarak Metal Altyapıların Üretilmesi

7mm çapında ve 3mm kalınlığında bilgisayarda hazırlanmış olan dijital tasarımı milleme yöntemiyle üretilmesi aşamasında 40 adet metal örnek elde edildi. Bu örnekler, Co-Cr alaşım bloğu (White Peaks Dental Systems GmbH& Co. KG, Copra Bond K, Almanya), (Şekil 3.12) kullanılarak 5 eksenli milleme cihazında (YENADENT, D12, İstanbul, Türkiye) kazıma işlemi yapıldı (Şekil 3.13, 3.14). Kazıma işlemi tamamlandıktan sonra örnekler konnektörlerinden ayrıldı (Şekil 3.15).

Tablo 3.5. Co-Cr metal alaşımın (White Peaks) içeriğindeki maddeler (%).

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

Tablo 3.6. Co-Cr metal alaşımın (White Peaks) fiziksel özellikleri.

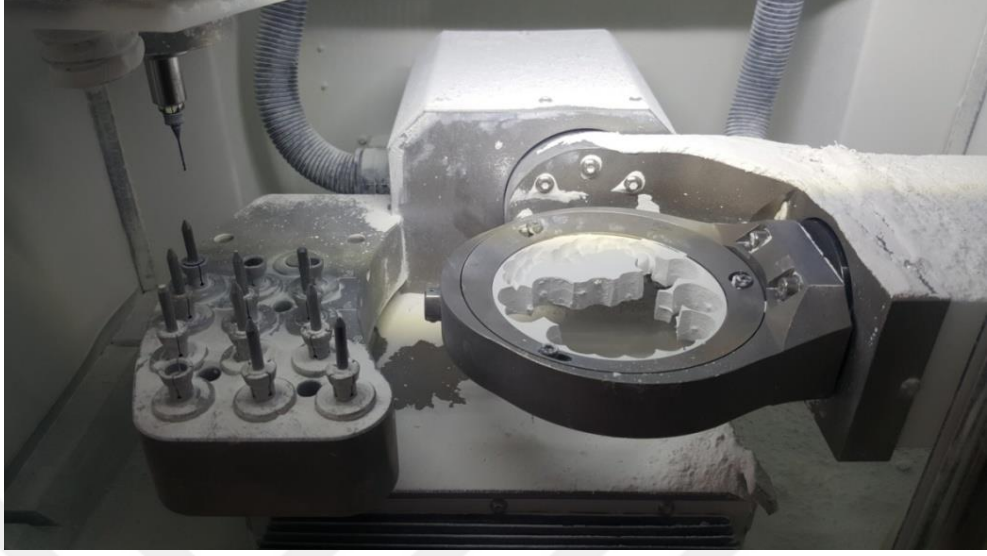
Yoğunluk	Sertlik	Uzama	Elastiklik Katsayısı	Korozyon Direnci
>8 g/cm ³	285 Hv10	>% 10	190.000 MPa	<200 µm cm ²



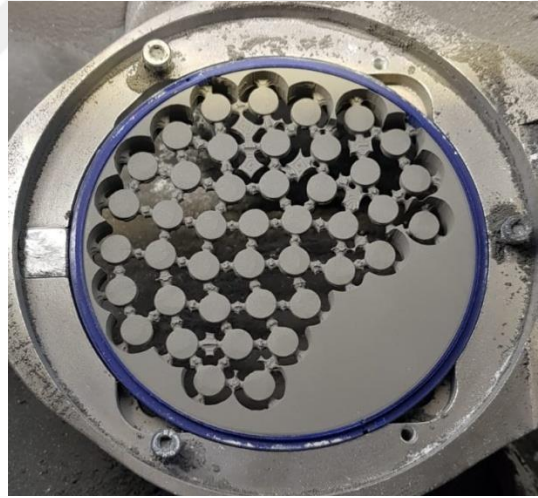
Şekil 3.12. Kobalt-Krom alaşım bloğu.



Şekil 3.13. Milleme Cihazı.



Şekil 3.14. Milleme işleminde kullanılan kesici uçlar.



Şekil 3.15. Milleme yöntemiyle üretilen Co-Cr metal örnekler.

Milleme yöntemiyle elde edilen örnekler, 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile 2 atm basınç altında ve yüzeye 10 cm uzaklıktan, 45° açıyla 15 sn. süreyle kumlama işlemine tabi tutuldu ve kumlama sonrası tüm örnekler 5 dk. boyunca basınçlı buhar püskürtülerek örnek yüzeyleri temizlendi (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Milleme yöntemiyle üretilmiş örneklerin kumlama işlemi sonrası görüntüsü.

3.2. Metal Alt Yapı Üzerine Seramiklerin Hazırlanması

3.2.1. Alt Yapı Üzerine Opak Uygulaması

Yüzey işlemleri yapılarak porselen uygulanmasına hazır hale getirilen tüm metal örneklere 3C-Bond (Alphadent, NV Antwerpen, Belçika) marka bond fırça yardımıyla uygulandı. Daha sonra porselen fırınında 990°C' ye kadar getirilip 14 dakika boyunca bekletilerek fırımlandı (Şekil 3.17, 3.18, 3.19).

3C-Bond içeriğinde ise %40-57 oranında cam, oksit ve kimyasallar, %27-32 oranında titanyum dioksit ve %20-25 oranında da pentadiol-1,5 bulunur.



Şekil 3.17. Metal altyapılara uygulanan bond.



Şekil 3.18. Bond uygulanmış metal altyapıların görüntüsü.



Şekil 3.19. Bond uygulamasının ardından fırınlanmış metal altyapıların görüntüsü.

Bond uygulandıktan sonra tüm metal altyapı örneklere VITA VMK Master (Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) markalı opak tabakası toz-likit olarak üretici firmanın talimatlarına göre hazırlanarak uygulandı ve fırınladı (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. VITA VMK Master markalı opak ve metal alt yapı üzerine uygulanmış hali.

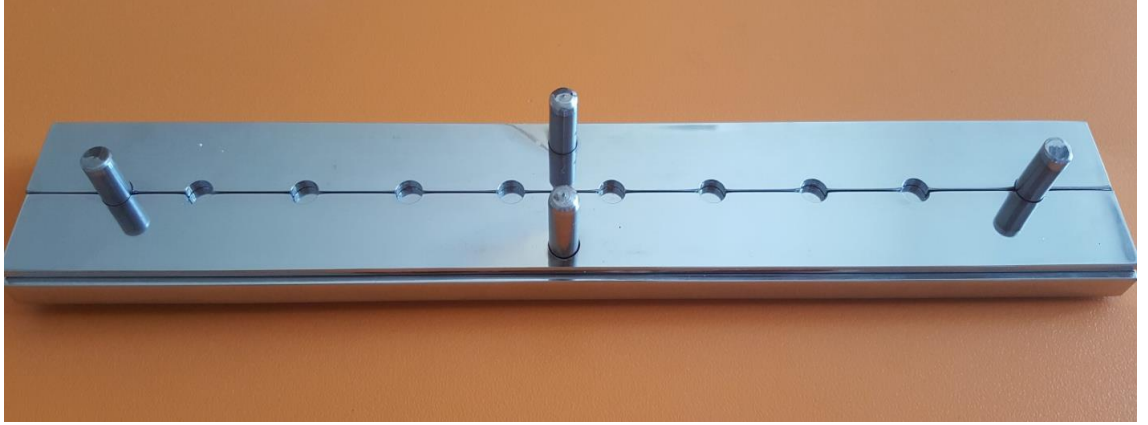
3.2.2. Alt Yapı Üzerine Dental Porselenin Uygulaması

Döküm, milleme ve lazer sinterizasyon ile hazırlanmış metal alt yapılar üzerine 2 farklı marka porselen Noritake EX-3 (Noritake Dental Supply, Mie, Japonya) ve G-Ceram Pro-EXPERT line (Atlas Enta Dişçilik Sanayi, İzmir, Türkiye) uygulandı.

Porselen uygulaması için ilk olarak elde edilen alt yapı metali ve veneer seramiği taklit edecek çap ve yüksekliklerine uygun olacak şekilde metal bir kalıp hazırlandı. Önce levhaların hareket etmeden yerleştirilebileceği, dört adet pimi olan bir tabla hazırlandı (Şekil 3.21). Alt yapı materyalini tam olarak yerleştirebilmek için 7 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde yuvaları olan bir levha oluşturuldu (Şekil 3.22). Veneer porselenler için ise 5 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde yuvaları olan ve birinci levhanın üzerine oturtulan ikinci bir levha üretildi (Şekil 3.23, 3.24, 3.25).



Şekil 3.21. Levhaları sabitleyecek olan tabla.



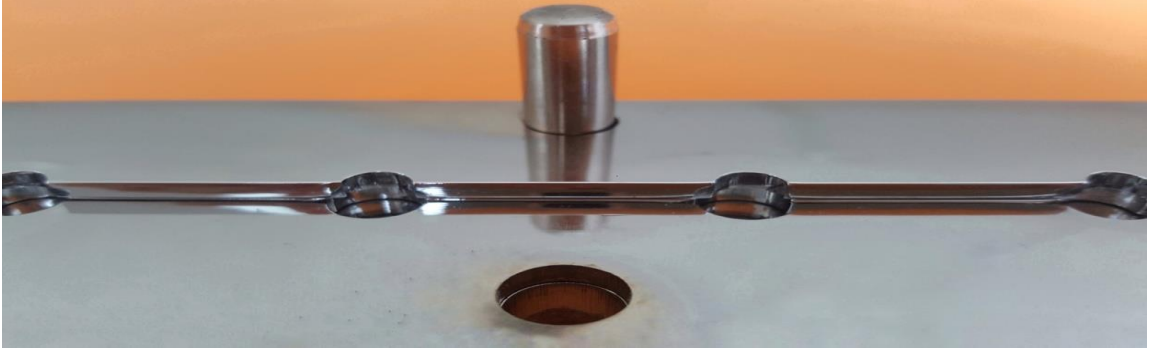
Şekil 3.22. 7 mm çapında 3 mm yüksekliğinde yuvaları hazırlanmış birinci levha.



Şekil 3.23. Hazırlanan kalıbın alt ve üst levhalarının açık şekilde gösterilmesi.

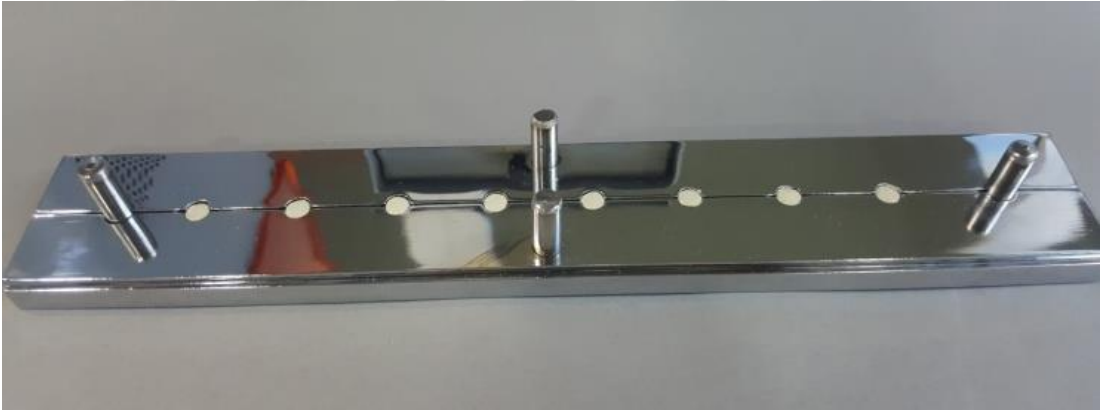


Şekil 3.24. Hazırlanan kalıbın alt ve üst levhalarının üst üste yerleştirilmesi.

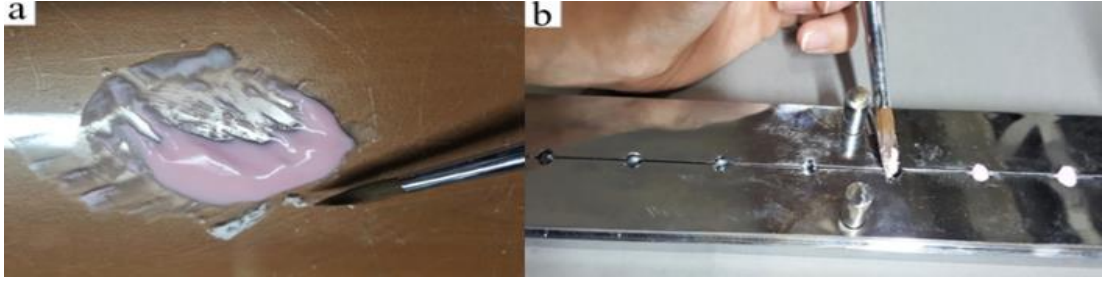


Şekil 3.25. Alt ve üst levhaları yerleştirilen kalıbın yandan görüntüsü.

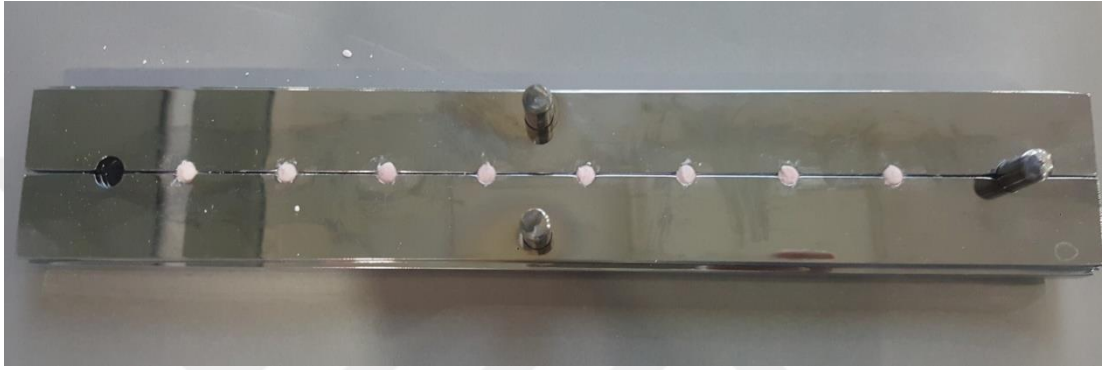
Metal kalıbın birinci levhası üzerinde farklı tekniklerle (döküm, lazer sinterizasyon ve milled) üretilen metal altyapılar sırayla yerleştirildikten sonra, üzerine ikinci levha konularak porselen uygulandı (Şekil 3.26, 3.27, 3.28).



Şekil 3.26. Opak uygulanmış örneklerin porselen uygulanması için kalıba yerleştirilmesi.

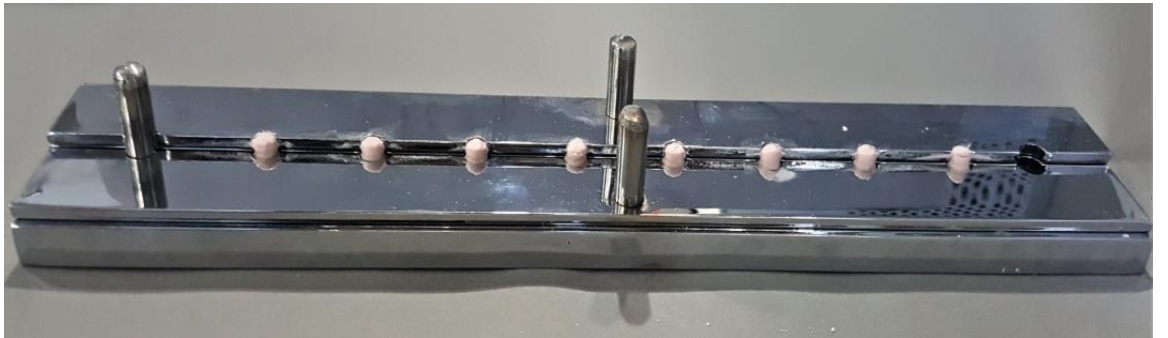


Şekil 3.27. a.Porselen tozunun hazırlanması b.Üst yapı seramiğinin uygulanması.



Şekil 3.28. Metal kalıp aracılığıyla tüm örneklere porselen uygulanması.

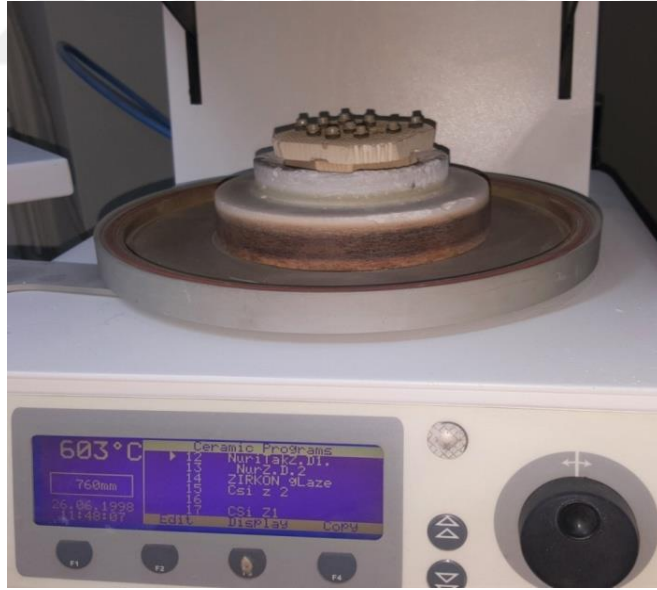
Metal kalıbın vidaları açılarak örnekler kalıptan çıkarıldı (Şekil 3.29). Ardından veneer porselenler üretici firma talimatlarına uygun olarak programlanabilen vakumlu porselen fırınında pişirilmeye başlandı (Şekil 3.30,3.31).



Şekil 3.29. Metal kalıbın açılması ve örneklerin kalıptan çıkarılması.



Şekil 3.30. Porselen uygulanan örneklerin porselen fırınında pişirilmesi.



Şekil 3.31. Porselen uygulanan örneklerin porselen fırınında soğutulması.

Döküm, milled ve lazer sinterizasyon ile hazırlanmış olan metal alt yapı gruplarından her birinde bulunan 40'ar örneğin yarısı olan 20'şer tanesine Noritake EX-3 (Noritake Dental Supply, Mie, Japonya) diğer yarısı olan 20'şer tanesine ise G-Ceram Pro-EXPERT line (Atlas Enta Dişçilik Sanayi, İzmir, Türkiye) marka dental porselen uygulandı (Şekil 3.32). Porselen uygulanmış her gruptaki 20'şer örneğin 10 tanesine porselen uygulanıp porselen fırınına (Ceram Press Qex, California, ABD) yerleştirilip (Şekil 3.33) fırınlama aşamasında yavaş soğutma işlemi uygulanırken kalan 10 örneğe ise hızlı soğutma işlemi uygulandı.



Şekil 3.32. a.Noritake porselen tozu b.G-Ceram porselen tozu.



Şekil 3.33. Porselen fırını.

Noritake EX-3 veneer porselen için üretici firmanın önerdiği fırınlama programı, fırın ısısının ön kurutma sıcaklığı olan 580 °C' ye ulaşması ve bu sıcaklıkta 7 dakika bekleme süresinin ardından, her bir dakikada ısı artışı 55 °C olacak şekilde, fırının maksimum pişirme düzeyi olan 940 °C sıcaklığa çıkması şeklindedir. Porselen 940 °C' de 1 dakika süreyle kaldıktan sonra iki aşamalı olan (yavaş) soğutma basamağına geçilmektedir. İlk aşamada tabla bir miktar aşağı inip bu seviyede 4 dakika bekletildikten sonra ikinci aşamada tamamen aşağı indirilip oda ısısında soğumaya bırakılmaktadır. Bu sebeple Noritake porselen uygulanan örneklerde yavaş soğutma yapılan grup kontrol grubunu oluşturacaktır.

G-Ceram Pro-Expert veneer porselen için üretici firmanın önerdiği fırınlama programı ise fırın ısısının ön kurutma sıcaklığı olan 450 °C' ye ulaşması ve bu sıcaklıkta 6 dakika bekleme süresinin ardından, her bir dakikada ısı artışı 45 °C olacak şekilde, fırının maksimum pişirme düzeyi olan 890 °C sıcaklığa çıkması şeklindedir. Porselen 890 °C' ye geldikten sonra tek aşamalı olan (hızlı) soğutma basamağına geçilir ve tabla hiçbir bekleme süresi olmadan tamamen aşağı inerek oda ısısında soğumaya bırakılmaktadır. Bu sebeple G-Ceram porselen uygulanan örneklerde hızlı soğutma yapılan grup kontrol grubunu oluşturacaktır (Tablo 3.7).

Döküm, lazer sinterizasyon ve milledme yöntemi ile üretilmiş metal altyapılar ile veneer seramik arasındaki bağlantıları değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada, metal alt yapılara uygulanan veneer porseleninin fırınlama işlemlerini takiben farklı soğuma hızlarının etkilerini de değerlendirmek amacıyla hem yavaş ve hem de hızlı olacak şekilde iki farklı soğutma prosedürü her gruba bu şekilde uygulanmıştır (Şekil 3.34).

Tablo 3.7. Noritake EX-3 ve G-Ceram Pro Expert seramiklerinin pişirilme programı.

	P(C°)	D(dk)	t(C°/dk)	F(C°)	Von(C°)	Voff(C°)	H(dk)	C(dk)
Noritake EX3 (P1)	580	7	55	940	600	940	1	4
G-Ceram ProExpert(P2)	450	6	45	890	550	890	1	0

P1: Noritake EX3 porseleninin ideal fırınlama prosedürü

P2: G-Ceram Pro EXPERT line porseleninin ideal fırınlama prosedürü

P(⁰C): Ön kurutma sıcaklığı.

D(dk): Ön kurutmada kalma süresi.

t(⁰C/dk): Ön kurutma süresinden sonra fırının maksimum sıcaklığa ulaşmaya kadarki her dakikada ki ısı artışı.

F(⁰C): Fırının çıktığı maksimum sıcaklık.

Von: Başlangıç Vakumu

Voff: Bitiş Vakumu

H(dk): Fırının maksimum sıcaklıktaki bekleme süresi.

C(dk): Soğutma süresi



Şekil 3.34. Çalışmada porselen uygulanmış farklı metal altyapılı tüm örnek grupları.

3.3. Termal Siklus Uygulaması

Elde edilen örneklerin tamamı ilk önce 37 ± 1 °C' de 24 saat süreyle distile suda bekletildi. Daha sonra tüm örneklere termal siklus testleri uygulandı. Bu test, en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C aralığında, ortalama 60 sn. bekletme süresinde 5.000 devir olacak şekilde termal siklus cihazında (Gökçeler Makine Tic. Ve San. Ltd. Şti. Sivas, Türkiye) gerçekleştirildi (Şekil 3.35).



Şekil 3.35. Termal siklus cihazı.

3.4. Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testinin Yapılması

Termal siklustan çıkarılan tüm metal-seramik örnekler, çapı 10 mm, yüksekliği 12 mm olan silikon kalıplar içinde akrilik rezinlere gömülerek test düzeneği için hazırlanmıştır (Şekil 3.36).

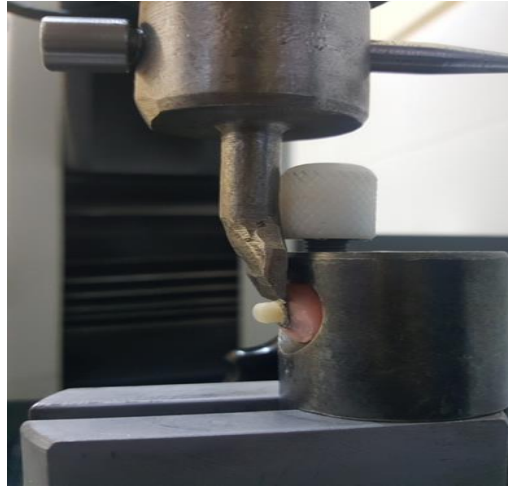


Şekil 3.36. Makaslama testi öncesi örneklerin akrilik rezine gömülmüş hali.

Daha sonra akrilik rezine gömülmüş olan örneklerin bağlanma dayanımını belirlemek için Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Universal test cihazı (Lloyd instruments LF Plus segensworth Fareham / İngiltere) kullanıldı ve 0,5mm/dk. kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu (Şekil 3.37). Kesme işlemi yapılacak bıçak ucu, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtildiği şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde seçildi ve porselen yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3.38). Elde edilen bağlanma kuvveti verileri Megapascal (MPa) cinsinden elde edildi.



Şekil 3.37. Universal test cihazı.



Şekil 3.38. Test cihazına yerleştirilen örnek.

3.5. Kopma Şekillerinin İncelenmesi

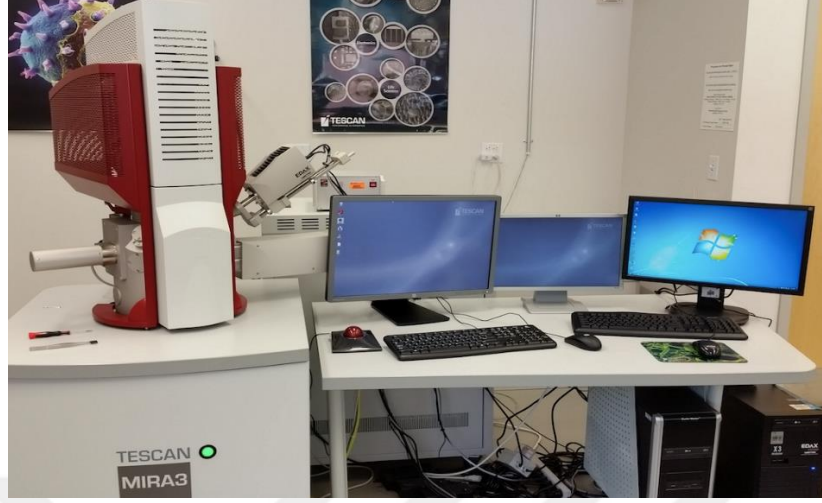
Metal-seramik bağlantı dayanımı açısından değerlendirilen tüm örneklerde kırılmanın ne tür olduğunu saptamak amacıyla ara yüzleri stereo mikroskop ile 8X büyütmede incelendi (Carl Zeiss Microlmaging Göttingen, Almanya) ve CANON fotoğraf makinesiyle (CANON EOS 1000D, Tokyo/Japonya) fotoğraflanarak kaydedildi (Şekil 3.39). Oluşan kopma şekilleri; veneer seramiğin farklı yöntemlerle hazırlanmış (döküm, lazer sinterizasyon, milleme) metal alt yapıdan tamamen ayrıldığında adeziv kopma, seramiğin tamamen kendi içinde kırıldığında koheziv kopma ve her iki kırılma tipinin de gözleendiği durumlarda kombine veya miks kopma (adeziv + koheziv) olarak sınıflandırıldı.



Şekil 3.39. Stereo mikroskop.

3.6. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) İncelemesi

Seramik kısmı metal kısmından ayrılan örneklerin metal yüzeyleri, yüzeydeki seramik varlığı bakımından SEM ile incelendi. SEM analizleri Cumhuriyet Üniversitesi Teknoloji Araştırma Uygulama Merkezinde bulunan taramalı elektron mikroskobu (TESCAN MIRA3 XMU, Brno-Kohoutovice, Çek Cumhuriyeti) ile yapıldı (Şekil 3.40).



Şekil 3.40. SEM cihazı.

SEM analizi yapılmadan önce, örnekler kurutulup alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlenmiştir. Altın kaplama cihazı (Quorum Q 150R ES, Quorum Technologies Ltd. Doğu Sussex, İngiltere) kullanılarak örneklerin yüzeyi 20 nm kalınlığında altın ile kaplanmıştır (Şekil 3.41).



Şekil 3.41. Altın kaplama cihazı ve alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlenmiş örnekler.

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS 22.0 (SPSS Inc, Chicago, Amerika) paket programı kullanılarak değerlendirilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygun

olup olmadığı Kolmogorov-Smirnov testi ilde değerlendirildi. İkili gruplarda parametrik test varsayımları yerine getirildiğinde iki ortalama arası önemlilik testi, ikiden fazla grup karşılaştırılırken Varyans analizi ve önemlilik kararı verildiğinde farklılık yapan grup ya da grupları bulmak için Tukey testi kullanıldı. Yanılma düzeyi (p) 0.05 olarak alındı.



4. BULGULAR

Çalışmanın bulguları; bağlanma dayanımı, kopma şekilleri yönünden ve metal ve seramik yüzeylerin SEM ile incelenmesi şeklinde değerlendirildi.

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Sonuçları

Çalışmada kullandığımız tüm gruplara ait örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri, Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa).

	DNY	DNH	DGY	DGH	LNY	LNH	LGY	LGH	MNY	MNH	MGY	MGH
1	9,73	7,76	12,77	14,92	16,32	11,54	9,76	20,92	13,44	17,87	15,43	13,91
2	13,02	13,66	16,59	13,64	14,66	19,28	17,93	16,15	10,84	23,46	19,88	14,54
3	14,31	10,67	10,58	15,15	13,73	21,15	14,31	18,65	8,65	21,31	11,26	12,26
4	12,76	10,9	17,62	11,2	18,02	19,81	10,4	22,79	9,34	13,25	11,16	12,71
5	14,94	9,87	11,01	16,65	14,67	21,lazer	16,58	16,94	9,3	19,42	17,41	12,11
6	14,59	8,31	13,69	12,28	11,56	21,28	18,27	22,57	18,42	20,99	17,68	10,12
7	11,56	10,36	9,82	15,05	13,91	13,42	13,39	17,23	9,96	16,24	15,39	11,76
8	11,7	10,74	10,19	13,07	17,54	11,54	16,8	23,46	14	21,34	16,65	16,82
9	10,89	9,13	14,73	12,85	17,24	14,81	11,1	18,12	11,47	18,81	16,68	18,48
10	16,47	10,06	16,86	13,27	10,5	11,86	15,1	19,69	9,6	19,01	17,37	12,66

DNY: Döküm-Noritake EX3-Yavaş Soğutma

LGY: Lazer Sinter- G-Ceram- Yavaş Soğutma

DNH: Döküm-Noritake EX3-Hızlı Soğutma

LGH: Lazer Sinter -G-Ceram-Hızlı Soğutma

DGY: Döküm-G-Ceram-Yavaş Soğutma

MNY: Milleme-Noritake EX3-Yavaş Soğutma

DGH: Döküm-G-Ceram-Hızlı Soğutma

MNH:Milleme - Noritake EX3-Hızlı Soğutma

LNY: Lazer Sinter- Noritake EX3-Yavaş Soğutma

MGY:Milleme- G-Ceram-Yavaş Soğutma

LNH: Lazer Sinter-Noritake EX3-Hızlı Soğutma

MGH:Milleme-G-Ceram-Hızlı Soğutma

4.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Analizi

Farklı marka porselenlerin iki farklı soğutma prosedürü ile farklı metal alt yapılarına yaptıkları bağlanma dayanımının ortalama ve standart sapma değerleri (Tablo 4.2)'de, grafikler ise (Şekil 4.1)'de gösterilmiştir.

Çalışmada bağlantı dayanım değerleri dağılımının normal dağılım şartı sağladığı için parametrik testlerden Tukey testi sonucunda metal alt yapı üretim teknikleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Farklı marka seramiklerin metal örneklerle yapmış oldukları bağlanma dayanımları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

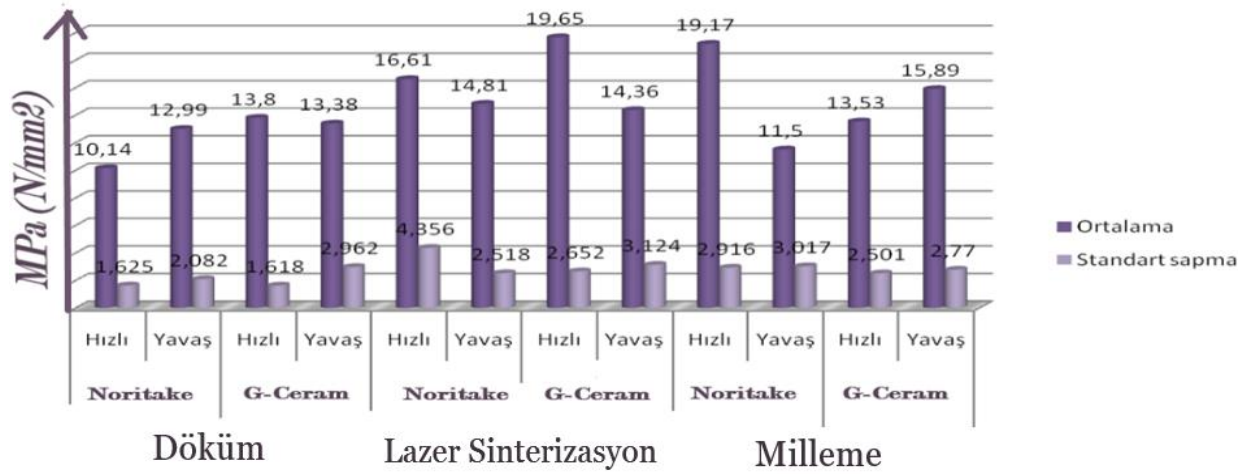
Farklı soğutma protokollerinin farklı metal alt yapı ve porselenler üzerinde bağlanma dayanımları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Üretici marka talimatlarına uygun olarak pişirilen Noritake EX3 porseleninin önerilen fırınlama prosedürü olan yavaş soğutma (4dk bekleme) ile altyapılara bağlanan örneklerin oluşturduğu grup kontrol grubudur.

Yine üretici marka talimatlarına uygun olarak pişirilen G-Ceram Pro-expert porseleninin önerilen fırınlama prosedürü olan hızlı soğutma (bekleme olmaksızın) ile altyapılara bağlanan örneklerin oluşturduğu grup diğer bir kontrol grubudur.

Tablo 4.2. Tüm altyapılara bağlanan porselenlerin bağlanma dayanımı ölçümlerinin soğutma protokolü ve porselen markasına göre karşılaştırılması (MPa).

Altyapı	Porselen	Soğutma Şekli	N	Ortalama	Standart sapma	Sonuç
Döküm	Noritake	Hızlı	10	10,14	1,625	t=3,41 p=0,003*
		Yavaş	10	12,99	2,082	
	G-Ceram	Hızlı	10	13,80	1,618	t=0,39 p=0,697
		Yavaş	10	13,38	2,962	
Lazer Sinterizasyon	Noritake	Hızlı	10	16,61	4,356	t=1,13 p=0,273
		Yavaş	10	14,81	2,518	
	G-Ceram	Hızlı	10	19,65	2,652	t=4,08 p=0,001*
		Yavaş	10	14,36	3,124	
Milleme	Noritake	Hızlı	10	19,17	2,916	t=5,77 p=0,001*
		Yavaş	10	11,50	3,017	
	G-Ceram	Hızlı	10	13,53	2,501	t=1,99 p=0,062
		Yavaş	10	15,89	2,770	



Şekil 4.1. Tüm altyapılara bağlanan porselenlerin bağlanma dayanımları grafiği.

4.2.1. Tüm Altyapılara Bağlanan Porselenlerin Bağlanma Dayanımı Analizi

Döküm, lazer sinterizasyon ve milledme yöntemleriyle elde edilen altyapılara Noritake EX3 markalı porseleni yavaş ve hızlı soğutma protokolleri ile uygulandığında bağlanma dayanımları arasındaki farklılık döküm ve milledme gurubunda anlamlı bulunurken (sırasıyla $p=0,003$, $p=0,001$, $p<0,05$), lazer sinterizasyon grubunda ise anlamsız bulunmuştur($p>0.05$). İstatistiksel olarak anlamlı en yüksek bağlanma dayanımına sahip grup MNH grubu ($19,17\pm 2,91$ MPa) iken anlamlı en düşük bağlanma dayanımına sahip grup DNH grubudur ($10,14\pm 1,62$ MPa).

Döküm, lazer sinterizasyon ve milledme yöntemleriyle elde edilen altyapılara G-Ceram markalı porselen yavaş ve hızlı soğutma protokolleri ile uygulandığında bağlanma dayanımları arasındaki farklılık lazer sinterizasyon grubunda anlamlı bulunurken ($p=0,001$, $p<0.05$) döküm ve milledme gruplarında anlamsız bulunmuştur ($p>0.05$). İstatistiksel olarak anlamlı en yüksek bağlanma dayanımına sahip grup ise LGH grubudur ($19,65\pm 2,65$ MPa).

4.2.2. Soğutma Hızlarına Göre Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Analizi

Tüm altyapı gruplarına hızlı soğutma protokolü uygulanarak bağlanan Noritake EX3 markalı porselenin bağlanma dayanımı altyapı gruplarına göre karşılaştırıldığında; lazer sinterizasyon grubu ile döküm grubu arasında ve milledme grubuyla döküm grubu arasındaki fark anlamlı bulunurken ($p<0.05$) lazer sinterizasyon grubu ile milledme grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p>0.05$). En yüksek bağlanma dayanımı ise MNH grubunda ($19,17\pm 2,91$ MPa) bulunmuştur. Bağlanma dayanımlarının sıralaması $MNH>LNH>DNH$ şeklindedir (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Tüm altyapı gruplarına hızlı soğutma protokolü uygulanarak bağlanan Noritake EX3 markalı porselenin bağlanma dayanımları (MPa).

Noritake EX3 Hızlı Soğutma	N	Ortalama	Standart Sapma	Sonuç
Döküm	10	10,14 ^{a,b}	1,625	F=21,54 p=0,001*
Lazer Sinterizasyon	10	16,61 ^a	4,356	
Milleme	10	19,17 ^b	2,916	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05).

Tüm altyapı gruplarına yavaş soğutma protokolü uygulanarak bağlanan Noritake EX3 markalı porselenin bağlanma dayanımı altyapı gruplarına göre karşılaştırıldığında lazer sinterizasyon grubu ile milleme grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken (p<0.05) diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (p>0.05). En düşük bağlanma dayanımı MNY grubunda (11,50±3,01 MPa) saptanmıştır. (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Tüm altyapı gruplarına yavaş soğutma protokolü uygulanarak bağlanan Noritake EX3 markalı porselenin bağlanma dayanımları (MPa).

Noritake EX3 Yavaş Soğutma	N	Ortalama	Standart Sapma	Sonuç
Döküm	10	12,99	2,082	F=4,17 p=0,026*
Lazer Sinterizasyon	10	14,81 ^a	2,518	
Milleme	10	11,50 ^a	3,017	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,05).

Tüm altyapı gruplarına hızlı soğutma protokolü uygulanarak bağlanan G-Ceram markalı porselenin bağlanma dayanımı altyapı gruplarına göre karşılaştırıldığında döküm grubu ile lazer sinterizasyon grubu ve lazer sinterizasyon grubu ile milleme grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken (p<0.05), döküm grubuyla milleme grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız

bulunmuştur($p>0.05$).En yüksek bağlanma dayanımı LGH grubunda ($19,65\pm 2,65$ MPa) saptanmakla beraber bağlantı dayanımlarının sıralaması $LGH>MGH>DGH$ şeklindedir (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Tüm altyapı gruplarına hızlı soğutma protokolü uygulanarak bağlanan G-Ceram markalı porselenin bağlanma dayanımı (MPa).

G-Ceram Hızlı Soğutma	N	Ortalama	Standart Sapma	Sonuç
Döküm	10	13,38 ^a	1,618	F=22,50 p=0,001*
Lazer Sinterizasyon	10	19,65 ^{a,b}	2,652	
Milleme	10	13,53 ^b	2,501	

*Dikey sütunlarda aynı küçük harfle izlenen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Tüm altyapı gruplarına yavaş soğutma protokolü uygulanarak bağlanan G-Ceram markalı porselenin bağlanma dayanımı altyapı gruplarına göre karşılaştırıldığında gruplar arası fark önemsiz bulunmuştur ($p>0.05$). En düşük bağlanma dayanımı DGY grubunda ($13,38\pm 2,96$ MPa) saptanmıştır (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Tüm altyapı gruplarına yavaş soğutma protokolü uygulanarak bağlanan G-Ceram markalı porselenin bağlanma dayanımı (MPa).

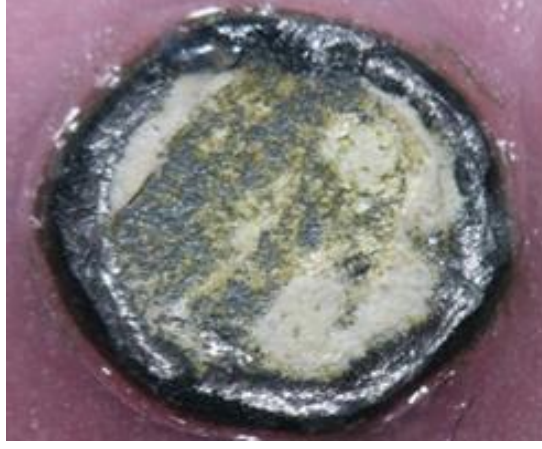
G-Ceram Yavaş Soğutma	N	Ortalama	Standart Sapma	Sonuç
Döküm	10	13,38	2,962	F=1,84 p=0,181
Lazer Sinterizasyon	10	14,36	3,124	
Milleme	10	15,89	2,770	

4.3. Kopma Şekilleri Yönünden Değerlendirilmesi

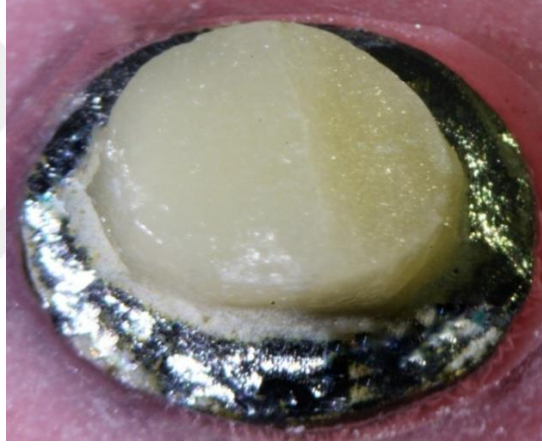
Makaslama deneyinden sonra örneklerin kopma şekilleri yönünden incelenmesi stereo mikroskop altında yapıldı. Döküm grubundaki örneklerin %10'unda adeziv, %40'ında koheziv ve %50'sinde ise kombine kopma görülmüştür. Lazer sinterizasyon grubundaki örneklerin %12,5'inde adeziv, %35'inde koheziv ve %52,5'inde ise kombine kopma görülürken milledme grubundaki örneklerin %15'inde adeziv, %35'inde koheziv ve %50'sinde ise kombine kopma görülmüştür (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Makaslama deneyi sonrası örneklerde görülen kopma türleri.

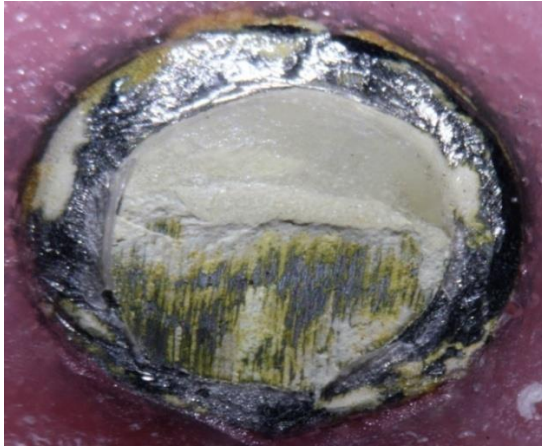
GRUPLAR			ADEZİV	KOHEZİV	KOMBİNE
DÖKÜM	G-CERAM	HIZLI	1	5	4
		YAVAŞ	2	4	4
	NORİTAKE	HIZLI	1	5	4
		YAVAŞ	0	2	8
LAZER SİNERİZASYON	G-CERAM	HIZLI	1	5	4
		YAVAŞ	1	4	5
	NORİTAKE	HIZLI	1	3	6
		YAVAŞ	2	2	6
MİLLEME	G-CERAM	HIZLI	1	5	4
		YAVAŞ	3	3	4
	NORİTAKE	HIZLI	1	3	6
		YAVAŞ	1	3	6



Şekil 4.2. Adeziv kopmanın stereo mikroskop altında görüntüsü.



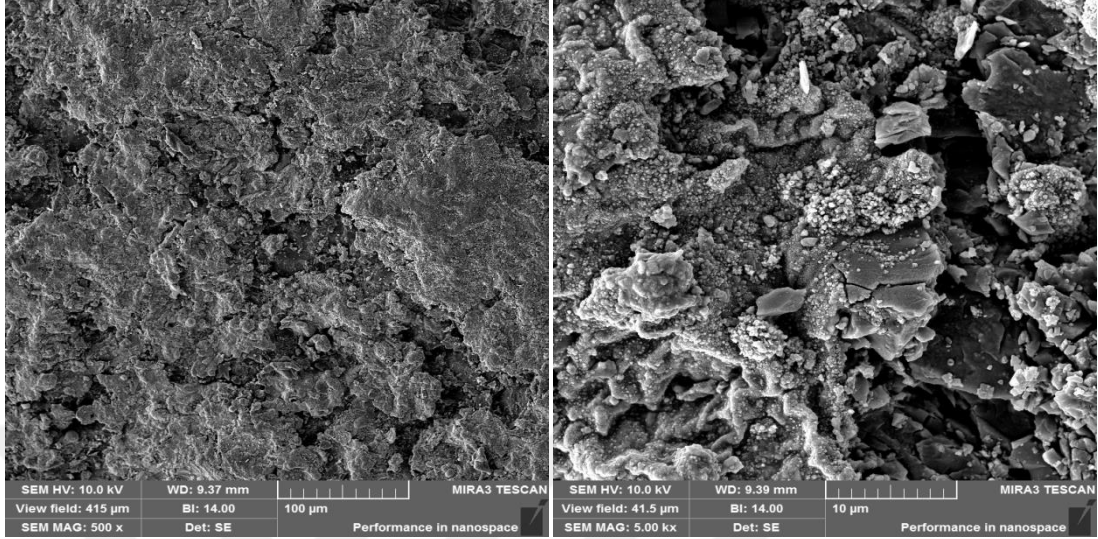
Şekil 4.3. Koheziv kopmanın stereo mikroskop altında görüntüsü.



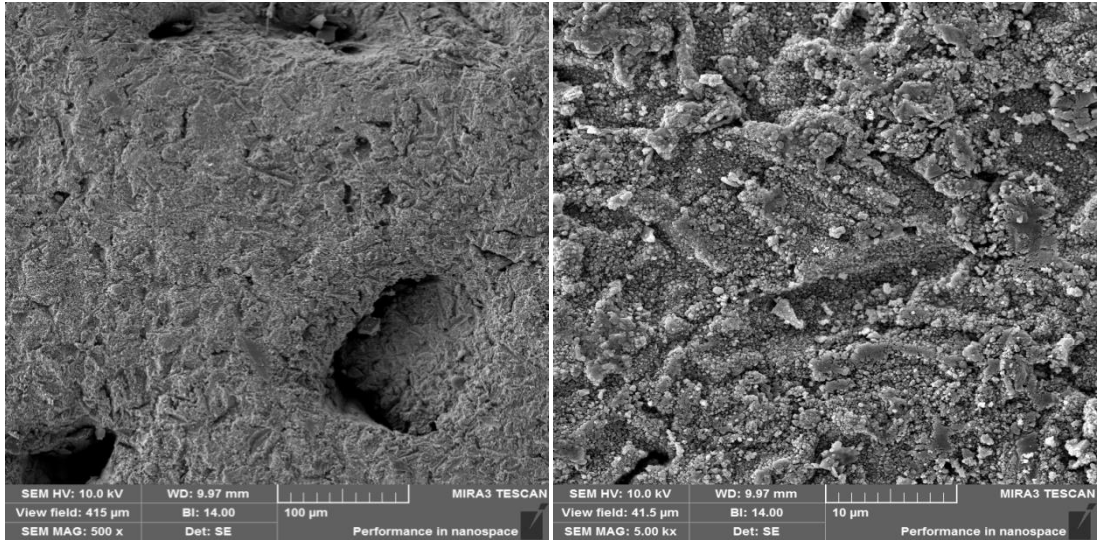
Şekil 4.4. Kombine kopmanın stereo mikroskop altında görüntüsü

4.4 Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) Analizi Bulguları

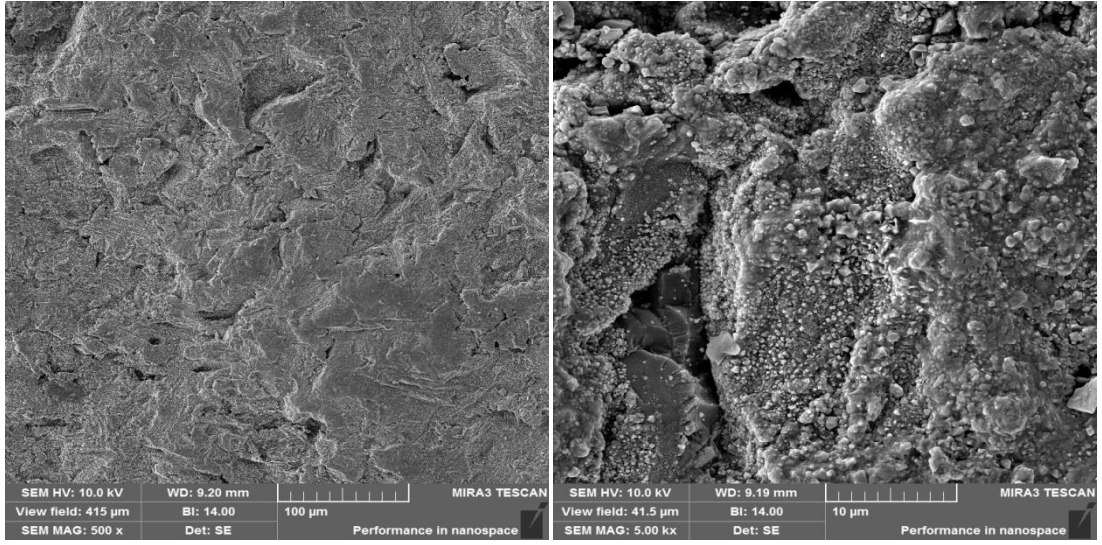
4.4.1. Seramik Uygulanmamış Metal Alt Yapıların SEM Görüntüleri



Şekil 4.5. Döküm yöntemi ile elde edilen örneklerin x500 ve x5000 büyütmede SEM görüntüsü.

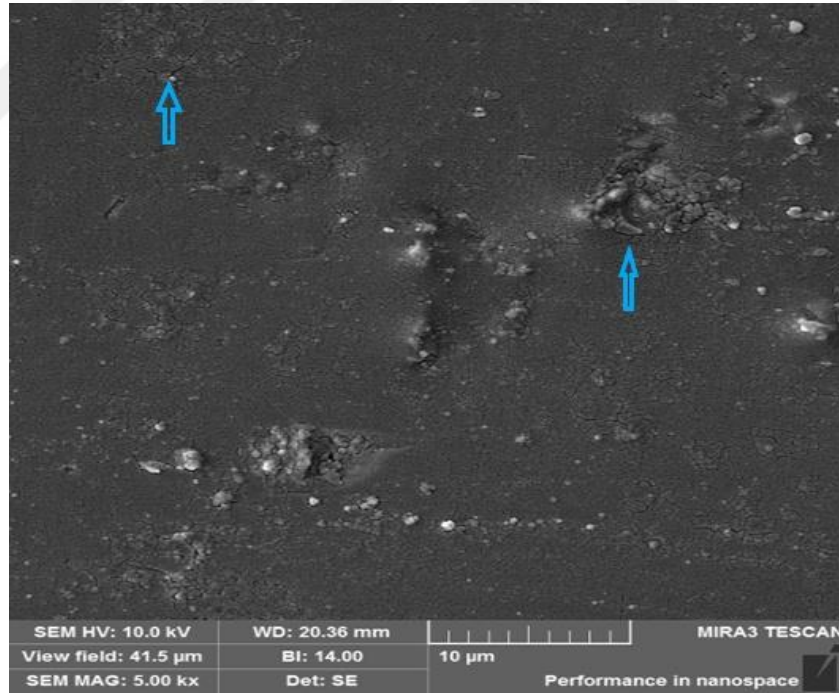


Şekil 4.6. Lazer sinterizasyon ile elde edilmiş örneklerin x500 ve x5000 büyütmede SEM görüntüsü.

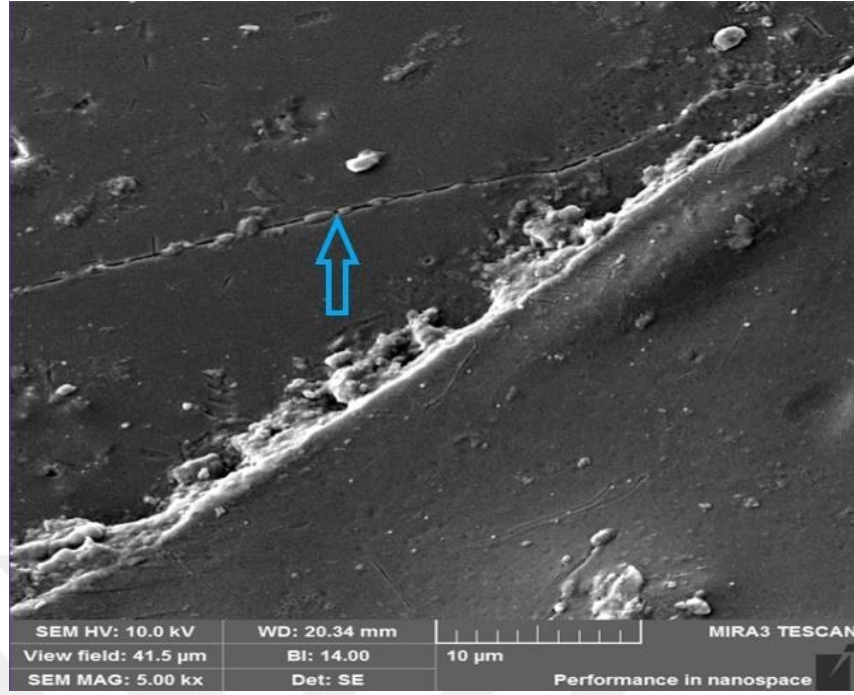


Şekil 4.7. Milleme ile elde edilmiş örneklerin x500 ve x5000 büyütmede SEM görüntüsü.

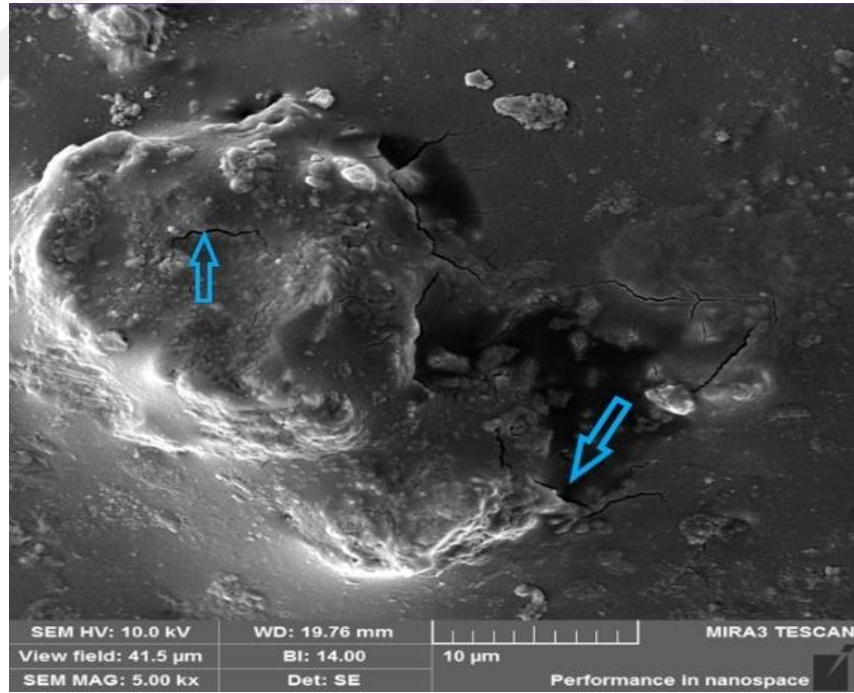
4.4.2. Seramik Uygulanmış ve Kırılmamış Örneklerin SEM Görüntüleri



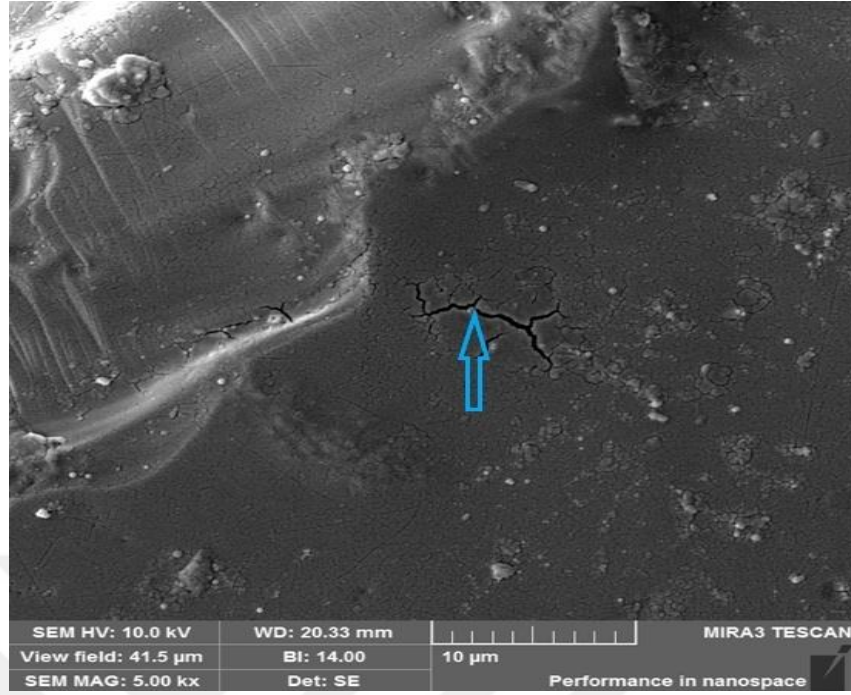
Şekil 4.8. G-Ceram Markalı Porselene Hızlı Soğutma Prosedürü Uygulanmış ve Kırılmamış Örneklerin x5000 Büyütmede SEM Görüntüsü.



Şekil 4.9. G-Ceramik Markalı Porselene Yavaş Soğutma Prosedürü Uygulanmış ve Kırılmamış Örneklerin x5000 Büyütmede SEM Görüntüsü.

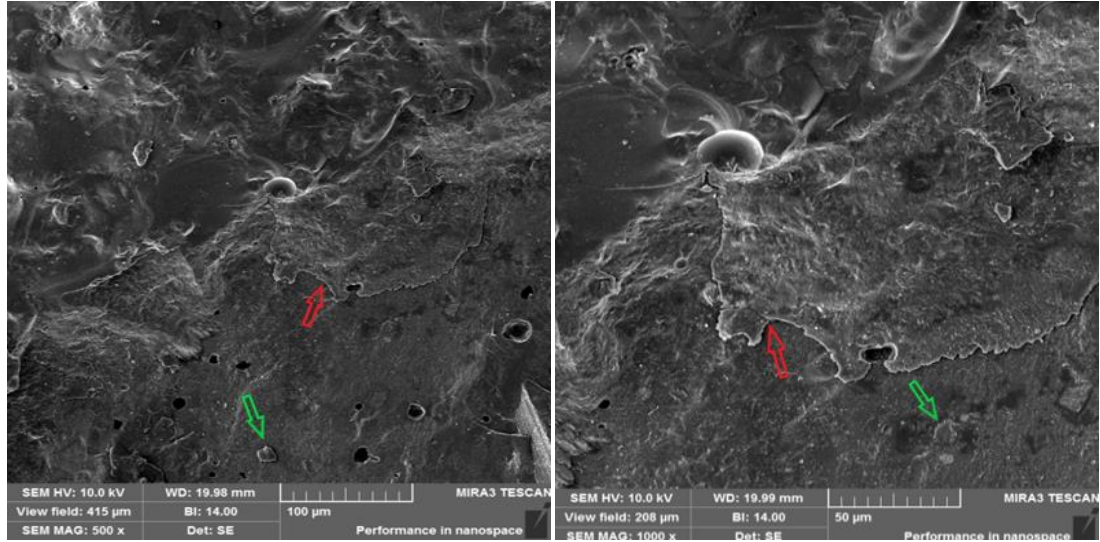


Şekil 4.10. Noritake Markalı Porselene Hızlı Soğutma Prosedürü Uygulanmış ve Kırılmamış Örneklerin x5000 Büyütmede SEM Görüntüsü

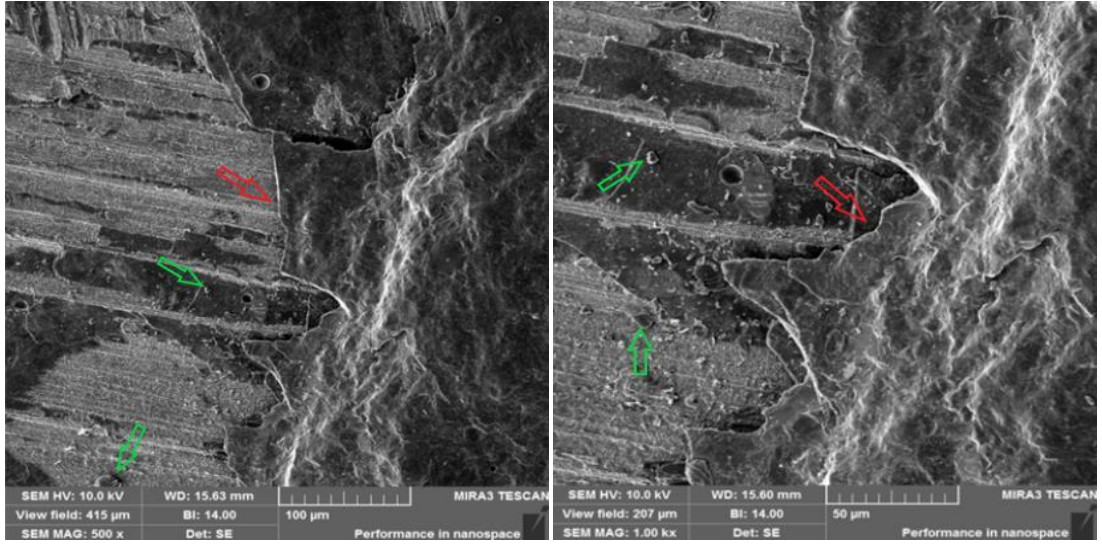


Şekil 4.11. Noritake Markalı Porselene Yavaş Soğutma Prosedürü Uygulanmış ve Kırılmamış Örneklerin x5000 Büyütmde SEM Görüntüsü.

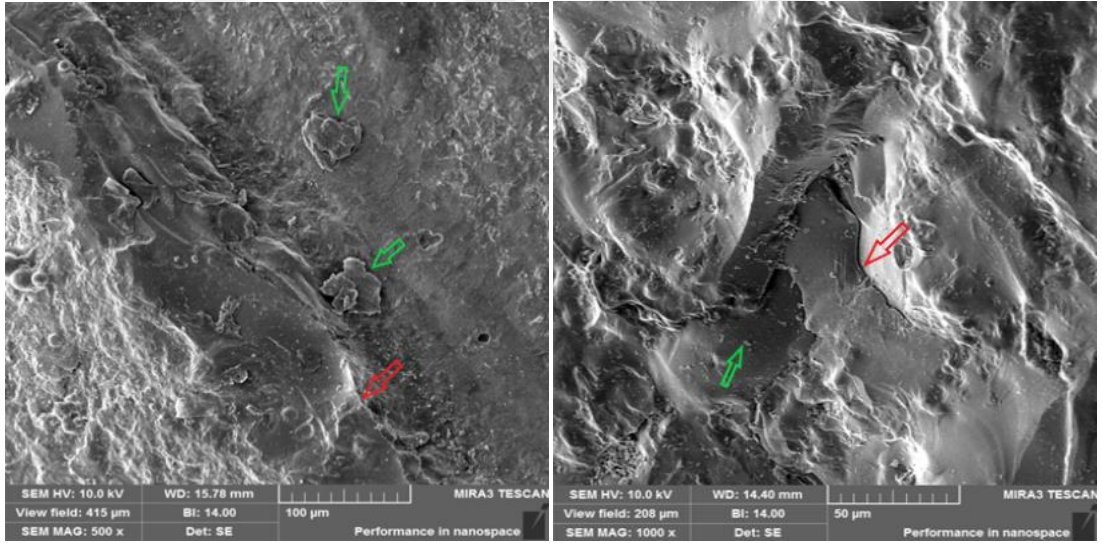
4.4.3. Makaslama Testi Sonrasında Örnek Yüzeyindeki Metal-Seramik Yapılarının SEM Görüntüleri



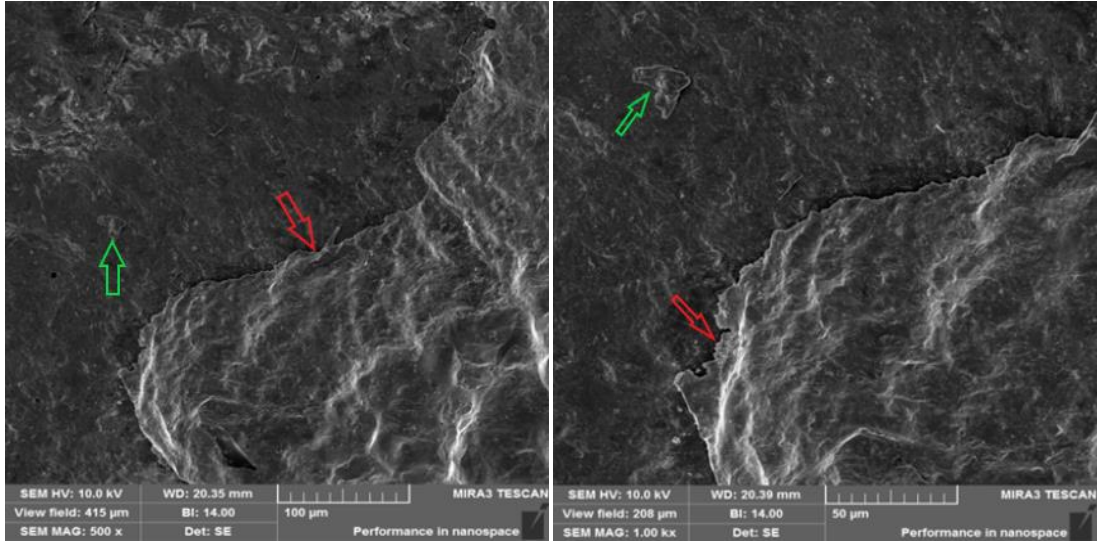
Şekil 4.12. Döküm alt yapı üzerine G-Ceram seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmde SEM görüntüsü.



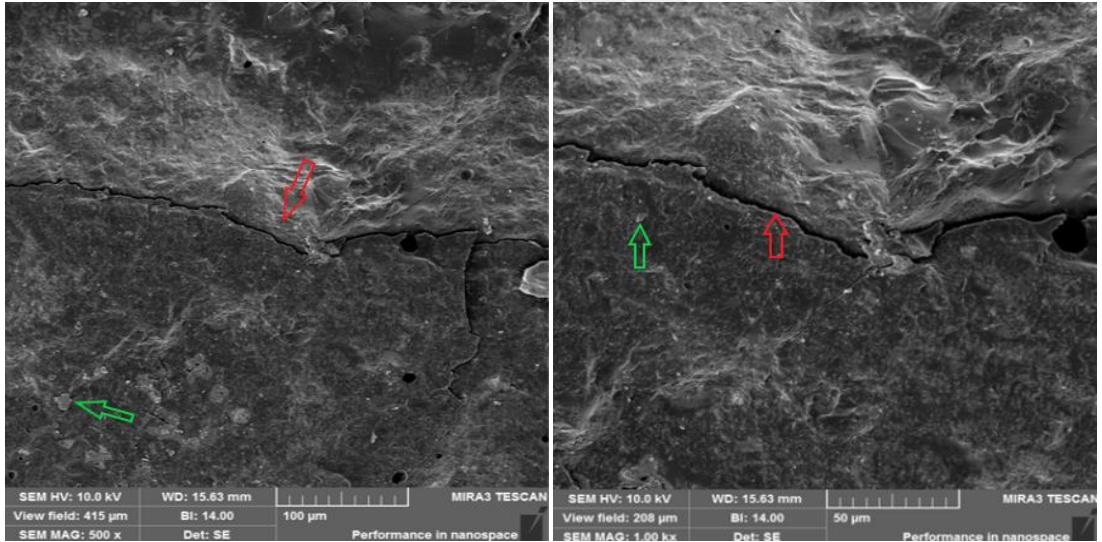
Şekil 4.13. Döküm alt yapı üzerine Noritake seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.



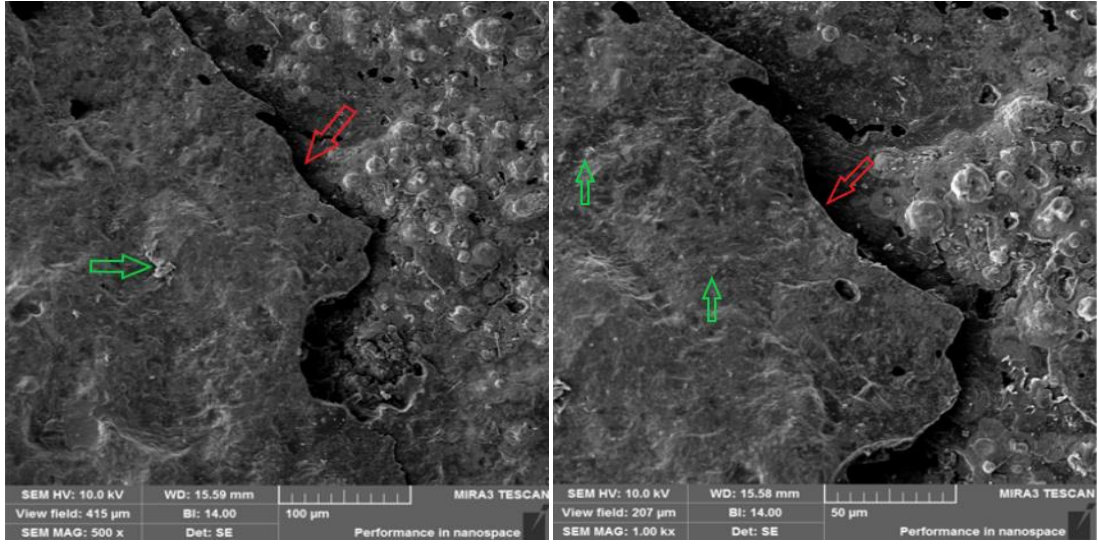
Şekil 4.14. Lazer alt yapı üzerine G-Ceram seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.



Şekil 4.15. Lazer alt yapı üzerine Noritake seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.



Şekil 4.16. Milleme alt yapı üzerine G-Ceram seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.



Şekil 4.17. Milleme alt yapı üzerine Noritake seramik uygulanıp bağlanma testi yapıldıktan sonra kırılan yüzeyin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.

**Mavi renkli oklar porselen içindeki çatlakları, kırmızı oklar kombine kopma hattını, yeşil oklar ise koheziv koparak metal üzerinde kalan porselen parçasını göstermektedir.

5. TARTIŞMA

Son yıllarda hastaların artan estetik beklentileri ile birlikte, tam seramik restorasyon uygulamaların da artış görülmektedir. Fakat buna rağmen günümüz diş hekimliğinde metal destekli seramik restorasyonlar, halen klinik uygulaması en yaygın olan sabit protez türleridir. Metal destekli seramik restorasyonların günümüzde sıklıkla kullanılıyor olmasının sebepleri arasında; ekonomik olması, yeterli mekanik özelliklerinin olması ve simantasyon safhasının kolay ve pratik olması gibi özellikler söylenebilir (102,103,104,105).

Metal destekli restorasyonların sıklıkla kullanılma sebepleri arasında klinik başarısı da etkili faktörler arasındadır. Klinik başarı olarak, kullanılan alaşımın dökülebilirliğine, bükülme direncine, metal ile porselenin yapmış olduğu bağlantı ve birbirleriyle olan uyumuna, metal ve porselenin mekanik özelliklerine, protezin dizaynına ve estetik özelliklere bağlıdır (106). Metal-seramik restorasyonlarda klinik başarıyı sağlayan parametrelerden; mekanik özellikleri ve dayanıklılığı büyük ölçüde metal altyapı sağlarken, seramik üst yapı ise doğal dişe benzer yapısı sayesinde estetik özelliklerini sağlamaktadır. Metal porseleni dayanıklılık anlamında desteklerken, seramik de metali estetik olarak maskeleymektedir (34,88).

Sabit restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılan metal alaşımlar; üretim yöntemlerine, saflıklarına ve içerdikleri elementlere, performanslarına ve maliyetine bağlı olarak birbirinden ayrılır (21,34). Metal altyapı üretilirken kullanılacak olan alaşım; korozyona dirençli ve mekanik olarak dayanıklı olmalı, elastik modülü yüksek olmalı, porselen ile iyi bir bağlantı kurabilmeli ve toksik reaksiyonlar oluşturmamalıdır (6,34,107,108).

Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan alt yapılar soy ve ya soy olmayan metal alaşımlardan üretilmektedir. Geçmişten beri var olan altın, gümüş, paladyum, platin gibi alaşımlardan meydana gelen soy metal alaşımların birçok avantajı olmasına rağmen yüksek maliyetleri nedeniyle çok fazla tercih edilmemektedirler (6).

Metal alaşımların seramikle bağlantısında kıymetsiz metallerin bağlanma dayanım değerlerinin soy metal alaşımlarinkinden daha dūřuk olduğu bildirilmiştir (109). Ancak kıymetli metal alaşımlarının uzun dişsiz alanlarda uygulanan kōprülerde bükölme direncinin yetersiz olması sebebiyle kullanım alanı sınırlanmıştır (69,109). Kıymetli metallerin fiyatlarındaki artış ve bazı olumsuz özelliklerinden dolayı soy olmayan metal alaşımların kullanımını yaygınlaşmıştır. Soy olmayan metaller arasında en çok Ni-Cr ya da Co-Cr gibi alaşımlar kullanılmaktadır. Bu alaşımlar soy metallere göre daha ekonomiktirler ve sıklıkla kullanılmaktadırlar (34 ,88). Bu alaşımlar arasında; Ni-Cr alaşımındaki nikelin, Co-Cr alaşımındaki kobalta göre daha fazla iyon salınımı olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle nikel hassasiyeti olan bireylerde alerjik reaksiyona neden olabilir. Bu durumda Co-Cr alaşımlar, nikel hassasiyeti olan bireyler için alternatif bir alaşım olarak kullanılmaktadır (102, 110).

Joiias ve ark yapmış olduğu çalışmada, beş farklı markada ve 5x4 mm ebatlarında Co-Cr ve tek çeşit Au-Pd alaşımlarının, boyutları 4x4 mm olan porselen ile yaptıkları bağlanma dayanımını karşılaştırdıklarında; Co-Cr alaşımlarının bağlanma dayanım değerlerinin (Wirobond C; 10,9 MPa, Heranium P; 14,3 MPa, Remanium 2000; 12,4 MPa, IPS Sign 30; 10,2, IPS Sign 20;18,9) önemli ölçüde Au-Pd alaşımından (Olympia;7,8 MPa) yüksek çıktığını bildirmişlerdir. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlara göre metal-porselen bağlanma dayanım değerinin, kullanılan alaşımın içeriğine bağlı olarak değiştiği söylenebilir (111).

Melo ve ark. yapmış olduğu çalışmada, Co-Cr ve Ni-Cr alaşımı kullanmış ve bu alaşımların porselenle yaptıkları bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Gruplar arası nda bağlanma yönünden anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir (112). Co-Cr alaşımlar, dental restorasyonlarda kullanılabilecek kadar yüksek dayanıklılık, korozyon direnci ve elastisite modölü değerine sahiptir (102,111). Tüm bunlar göz önüne alındığında bu çalışmada kullanılacak metal alt yapı olarak Co-Cr alaşımlar tercih edildi.

Metal destekli sabit restorasyonlarda üst yapı materyali olarak başta estetik olmak üzere korozyona, aşınmaya, renklenmeye direnç ve biyoyumluluk gibi özelliklerinden dolayı dental porselenler kullanılmaktadır (19,113). Seçilen altyapıyı

oluşturan alaşımın cinsi, içeriği ve üretim metodu önemli olduğu gibi üst yapıyı oluşturan porselenin de; markası, içeriği, termal genleşme katsayısı, mekanik ve kimyasal özellikleri iyi bir bağlantı sağlanması için önemlidir (3,6,68,86) Bu nedenle araştırmacılar hangi porselenin hangi altyapıya daha iyi bağlandığını araştırmakta ve halen bu konuyla ilgili çalışmalar yapmaktadırlar (114). Çalışmamızda da üç farklı yöntemle elde edilmiş Co-Cr metal alt yapıların üzerine iki farklı marka porselen kullanılıp (Noritake EX3 ve G-Ceram Pro Expert Line) bağlanma yönünden farklılık olup olmadığı araştırılmıştır.

Metal destekli seramik restorasyonlarda maksimum başarı elde etmek için metal seramik bağlantı mekanizmasının iyi bilinmesi gereklidir. Bu restorasyonların başarısını arttırmak için uzun zamandır çok çeşitli in vivo ve in vitro araştırmalar yapılmaktadır. In vivo çalışmalarda yapılacak olan restorasyonların, bireylerin estetik ve fonksiyonel gereksinimleri doğrultusunda, çeşitli tasarım ve geometrilere yapılması gerektiği için çalışma örnekleri standardize edilememektedir. In vitro deneylerde ise, biyolojik ortamın tüm koşulları yerine getirilemese de şartların büyük kısmının standardize edilebilmesi güvenilir veriler elde edilmesine olanak tanır (115). Örneğin dental restorasyonlar ağız içerisinde streslere maruz kalarak zaman içinde metal porselen bağının kopmasıyla ya da porselende kırıklarla sonuçlanabilen yorgunluk sürecine girer (91,93). İntraoral ortamda meydana gelen bu yorgunluk sürecini laboratuvar şartlarında taklit edebilmek amacıyla çalışmada, en düşük 5 °C ve en yüksek 55 °C aralığında, ortalama 60 sn. bekletme süresinde 5.000 devir olacak şekilde, termal siklus yapıldı.

Metal-seramik restorasyonların başarısındaki temel etken aradaki bağlantı dayanımıdır. Bağlantı dayanımının ölçülmesinde çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar; tensile, mikro tensile, makaslama (shear) ve üç nokta eğme testleri gibi mekanik testlerdir. Bunlar arasında en sık kullanılanı makaslama ve üç nokta eğme testleridir (116). Bu testler ışığında, yapılacak restorasyonların tasarımlarını, klinik performanslarını değerlendirmek, kullanılacak materyali belirlemek, bu materyallerin temel özelliklerini veya ömrünü tahmin etmek mümkün olabilmektedir. İn-vitro testlerin güvenilir olması, sonuçların tekrarlanabilir ve karşılaştırılabilir olması için bu testler uygun koşullarda yapılmalıdır (91,94,117).

Bağlantı dayanımında makaslama testi en sık kullanılan testtir. Makaslama testi; basit ve pratik bir test olması, uygulamasının kolay oluşu, hızlı sonuç veren bir test olması ile bu tip araştırmalarda istenen özelliklerdedir (103,118). Ancak Della ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada makaslama testinde sıklıkla koheziv kopmanın olduğunu, adeziv kopmanın az görüldüğünü belirtmişlerdir. Bu durumu da kuvvetin örneklere homojen olarak dağıtılamamasından dolayı olduğunu ifade etmişlerdir (119,120). Bazı yazarlar ise makaslama testiyle iletilen kuvvetin direkt metal seramik bağlantı yüzeyine uygulanabildiği için uygun olduğunu belirtmişlerdir. Örneğin Hammaad ve Stein makaslama testlerinin çoğu zaman gerilmeleri doğrudan ara yüze iletileceği ve eğme testlerinde olduğu gibi metalin esneklik modülünden etkilenmediğini belirtmiştir (3,103).

Çalışmamızda, metal seramik bağlantı dayanıklılığını ölçerken gerekli standartların sağlanması, kolay oluşu ve daha güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için sıklıkla kullanılan makaslama testi tercih edildi.

Metal-seramik restorasyonların başarısına etki eden en önemli unsur metal ile seramik arasındaki bağlantı dayanımının optimal düzeyde olmasıdır (121). Bu bağlantının ilk adımlarından biri olan mekanik bağlantı kabaca metal ile seramik yapının birbirleri içine geçmesi ve kenetlenmesi ile oluşur (26,122,123). Mekanik bağlantının oluşabilmesi için bazı hazırlıklar yapılabilir. Örneğin bağlantı oluşacak yüzeyin uygun ve pürüzlü olması sağlanır. Bunun için metal altyapı üzerinde frezle aşındırma, kumlama gibi yüzey işlemleri uygulanarak makroskobik düzeyde pürüzlü bir yüzey oluşturmaya çalışılır (21,84). Porselen, metal yüzeyinde oluşturulan bu düzensiz boşluklara girer, fırınlamadan sonra soğuma sırasında iki materyal de büzülür, birbirlerine kenetlenir ve böylece mikromekanik bağlantı oluşur (65, 81).

Coşkun ve ark. pürüzlendirmede kullanılan bazı parametreleri ve partikül büyüklüklerini incelemiş, pürüzlendirme yöntemleri içinde en yaygın ve uygun olan yüzey işleminin 110 µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile yapılan kumlama işlemi olduğunu belirtmişlerdir (124,125). Co-Cr içerikli metal altyapıya uyguladıkları iki farklı yüzey işlemini karşılaştırmak amacıyla çalışma yapan Lombardo ve ark. Al₂O₃ ile yapılan kumlama işleminin tungsten karbit frezle yapılan aşındırma işlemine göre daha yüksek metal seramik bağlantı dayanımı sağladığı ve bu farkın istatistiksel

olarak anlamlı olduğunu tespit etmişlerdir (103). Hofstede ve ark. kumlama işlemi uygulanmış örneklerle göre kumlama işlemi uygulanmamış metal alaşım yüzeyinde oluşan porselen bağlantısında belirgin bir azalma olduğunu bildirmişlerdir (126).

Çalışmamızda da, tüm örnek yüzeylerine gerekli pürüzlülüğün sağlanması ve seramikle yeterli mekanik bağlantının oluşturabilmesi için 110 µm boyutlarında Al₂O₃ ile 2 atm basınç altında 15 sn. boyunca kumlama işlemine tabi tutulmuştur.

Metal destekli porselen restorasyonların ağız dışında ve laboratuvar koşullarında üretilmesi hastalar açısından avantajlı bir durumdur. Son zamanlarda gelişen teknolojiyle birlikte metal alt yapıları üretmek için CAD/CAM ile milledme ve lazer sinterizasyon gibi teknolojiler diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. Bu sayede eskiden yalnızca döküm yöntemiyle hazırlanan metal-seramik restorasyonların alt yapılarının üretim biçimi de değişmiştir. Metal alt yapının farklı tekniklerle hazırlanması, restorasyonun bitim sınırlarını, marjinal ve internal uyumunu, makaslama kuvvetlerine karşı direncini ve dayanıklılığını etkilemektedir.

Uzun yıllardır dental alaşımların dökülmesinde kullanılan tekniklerden biri döküm tekniğidir ve kayıp mum tekniği ismiyle de bilinmektedir. Ekonomik bir yöntem olduğu için geçmişte büyük sıklıkla kullanılmıştır (33).

Stanley ve ark. yaptıkları çalışmada farklı temel metal alaşımlar ve farklı revetmanlar kullanıldığında dökümlerin doğruluğunda azalma olduğunu tespit etmişlerdir (127). Çalışmada döküm tekniğiyle hazırlanan Co-Cr örnekler standart olabilmesi için tüm işlemler tek kişi tarafından aynı döküm cihazı ve revetman kullanılarak yapılmıştır. Metal alt yapıların boyut ve şeklinin standart olabilmesi için, dijital olarak tasarım yapılarak akrilik rezinden örnekler CAD/CAM ile elde edilmiş ve döküm işleminde kullanılmıştır. Milledme ve lazer sinterizasyon yöntemi ile elde edilen metal alt yapı örneklerinde de aynı dijital tasarım kullanılmıştır.

Döküm tekniği ekonomiktir fakat teknisyenin becerisinin ön planda olması ve yapılan işlemlerin standardizasyonunun zor olması, yüksek sertlik değerlerinin bitirme işlemlerini zorlaştırması, üretimin uzun sürmesi gibi dezavantajlarından dolayı teknisyenleri yeni arayışlara yöneltmiştir (33). Tüm bu dezavantajlardan

dolayı araştırmacılar döküm tekniğine alternatif olarak geliştirilen bilgisayar destekli sistemlerden olan milledme (eksiltme, aşındırma) ile lazer sinterizasyon (ekleme) tekniğiyle üretime yönelmişlerdir (42).

CAD/CAM teknolojisinde kullanılan milledme yöntemi bir eksiltme yöntemidir. Ağız içerisinde ya da model üzerinden tarama yapılarak veriler elde edilir. Ardından veriler CAM bölümüne iletilerek üretimin gerçekleşmesi sağlanır. Bu yöntemle protezler rahatlıkla üretilebilirken maliyetten ve zamandan da kazanç sağlanır. CAD/CAM teknolojisinin kullanılmaya başlamasıyla kalite oldukça artış göstermiştir. Milledme yönteminde döküm tekniğinde oluşan porozite ve kusurlar olmaz ve oldukça standardize bir üretim yapılması sağlanır (36,60).

Lazer sinterizasyon bir ekleme yöntemidir ve metal üretimindeki en yeni teknolojilerden biridir. Çeşitli metal alaşımlardan metal parçaların üretimi bu yöntemle yapılmaktadır. Metal toz yatağındaki tozlar lazer ışını kullanılarak tabaka tabaka birleştirilmektedir. Aynı anda birden fazla alt yapının üretilebilme olanağı ve lazer ışınından etkilenmeyen bölgelerdeki metal tozlarının yeniden kullanılabilmesi lazer sinterizasyon ile üretimi cazip hale getirir (128,129).

Choi ve ark. çalışmalarında döküm, lazer sinterizasyon ve milledme yöntemleriyle üretilen Co-Cr alaşımının yüzeylerini inceleyerek, bu alaşımın mekanik özelliklerini ve mikro yapılarını değerlendirmişlerdir. Grupların Vickers sertlikleri karşılaştırılmış gruplar arasında anlamlı farklar olduğunu, döküm örneklerde sertlik değeri en yüksek bulunurken milledme yöntemiyle üretilen örneklerde en düşük bulunduğunu belirtmişlerdir. Lazer sinterizasyonla üretilen örneklerin homojen ve düzenli yapısından dolayı sertlik değerleri milledme ile üretilen örneklerinkinden daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (130). Kırık ve ya çatlak bulunan yüzeylerde SEM incelemesi yapılmış, döküm yoluyla elde edilen örneklerde tipik döküm porozitesine rastlanırken, lazer sinterizasyon grubundaki görüntünün daha sık ve büyük granüler yapıda olduğu; homojen, küçük gözenekli, ve düzenli yoğun mikro yapıda olan grubun ise milledme grubuna ait olduğunu söylemişlerdir. Çalışma sonucunda farklı üretim tekniklerinin metal alaşımlarının mekanik özellikleri ve mikro yapıları üzerinde etkisi bulunduğu fakat buna rağmen tamamının ISO standartlarına uygun ölçütlerde olduğu belirtilmiştir (19,130).

Bu çalışmada, SEM incelemesi sonucunda lazer sinterizasyonla üretilen altyapılarda büyük granüler boşluklar rastlanırken, döküm ve milleden elde edilen örnek gruplarında küçük gözenekli yapılar göstermesinden dolayı yukarıdaki çalışmayı desteklemektedir.

Stawarczyk ve ark. yaptıkları çalışmada milleden, lazer sinterizasyon ve döküm tekniğiyle üretilmiş Co-Cr-Mo içerikli alt yapıların, 3 değişik porselen markasıyla (Creation, VITA VM13, Reflex) yaptıkları bağ dayanımını değerlendirmişlerdir. Milleden ve sonrasında sinterlenmiş alaşımlar ile lazer sinterizasyonla elde edilenler döküm yoluyla elde edilenlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir (131). Çalışmamız yukarıdaki çalışma ile paralellik göstermektedir. Ancak bağlanma değerlerindeki farklılığın olması kullandığımız farklı porselen markaları ile metal alaşım içeriğindeki farklılıklardan kaynaklandığını söyleyebiliriz.

Wu ve ark. lazer sinterizasyon ve döküm tekniğiyle üretilen Co-Cr alaşımların mekanik özelliklerini ve porselen ile yaptıkları bağlantıyı karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucuna göre lazer sinterizasyon ile üretilen altyapılı örneklerin daha üstün mekanik ve fiziksel özelliklerinin olduğunu belirtmişlerdir. Lazer sinterizasyon ile hazırlanan örneklerin bağlantı kuvvetini 55,78 MPa bulurken, döküm yöntemi ile hazırlanan örneklerin bağlanma dayanımı 54,17 MPa bulmuşlardır (132). Yapılan çalışma ile çalışmamız paralellik göstermiş olup, yaptığımız çalışmada lazer sinterizasyonun döküm grubuna göre bağlanma yönünden iki farklı porselen türünde de üstünlüğü görülmüştür.

Lee ve ark. yapmış olduğu çalışmada milleden ve döküm yoluyla toplam 96 adet Co-Cr metal örneği üretmiştir. Bu örneklere iki çeşit porselen uygulamışlardır. İlk grupta yığılma yöntemiyle hazırlanan (VITA, VMK Master, Duceram Kiss) ikinci grupta ise preslenebilir olan (IPS InLinePoM, PTM) porselenler kullanılmıştır. Ardından araştırmacılar bağlantı dayanımlarını makaslama testi uygulayarak ölçmüşlerdir. Döküm ve milleden grubunun değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca her iki altyapıda da klinik açıdan kullanıma uygun bağlantı dayanımı değerleri ölçtüklerini belirtmişlerdir. Bununla beraber bağlanma kuvveti üstyapı porselenleri arasında

değerlendirildiğinde; preslenen porselenlerin bağlanma dayanımı diğer gruptan önemli ölçüde düşük bulunmuştur. Duceram Kiss porseleninin bağlanma gücü ise tüm porselenlerden yüksek bulunmuştur. Yapılan bu çalışmada döküm restorasyonların yerine milledme yöntemiyle üretilen restorasyonların etkin şekilde kullanılabilceği sonucuna varılmıştır (124). Çalışmamızda G-Ceram markalı porselen kullanıldığı zaman bu çalışmadakinde benzer şekilde milledme grubunun bağlanma dayanımı ile döküm grubu arasında anlamlı bir fark bulunamamış, Noritake markalı porselenin hızlı soğutma yapıldığı zaman ise milledme grubu ile döküm grubu arasında bağlanma yönünden anlamlı bir fark olduğu, yavaş soğutma yapıldığında ise anlamlı farklılığın olmadığı görüldü. Bu durumda porselenlerin soğutma hızına bağlı olabileceğini söyleyebiliriz. Ayrıca çalışmamıza göre de bu her iki durumda da döküm yerine milledme yöntemiyle hızlı ve etkili üretim yapılabileceği sonucuna varılabiliriz.

Bae ve ark. yapmış oldukları çalışmada lazer sinterizasyon ve döküm yoluyla elde ettikleri metal alaşımların seramik ile bağlantı dayanımlarına incelemişlerdir. Her iki alt yapı grubu arasında anlamlı fark olmadığını fakat lazer sinterizasyonun bağlanmada daha etkin olduğunu belirtmişlerdir (133). Bu çalışmada lazer sinterizasyon ve döküm için kullanılan alaşımın markaları, çalışmamızdakinden farklıdır. Ayrıca bu çalışmada kullanılan seramik de bizim çalışmamızdan farklıdır. Çalışmamızda Noritake ve G-Ceram porselenlerinin hızlı soğutmasında anlamlı bir fark olduğu görülmüştür. Bunun sebebi olarak da kullanılan alaşım, seramik markası ve fırınlama prosedürleri ile ilgili olabilir (133).

Serra-Prat ve ark. farklı tekniklerle üretilen (döküm, milledme ve lazer sinterizasyon) Co-Cr içerikli altyapılar üzerlerine porselen uygulamışlardır. Örnekleri termal siklus öncesi ve sonrasında bağlanma yönünden kıyaslamışlardır. Termal siklusa tabi tutulmayan grupta lazer sinterizasyon yöntemiyle hazırlanmış örneklerin porselenle bağlantı dayanımı (29,09 MPa) en düşük bulunurken, döküm yöntemiyle hazırlanmış örneklerin bağlantı dayanım değeri (42,79MPa) en yüksek bulunmuştur. Termal siklusa tabi tutulan grupta ise döküm yöntemiyle hazırlanmış örneklerin bağlantı dayanımı (16,52 MPa) en düşük bulunurken, lazer sinterizasyon yöntemiyle hazırlanmış örneklerin bağlantı dayanım değeri (24,28 MPa) en yüksek

bulunmuştur. Sonuçta döküm, milledme ve lazer sinterizasyon grupları arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca lazer sinterizasyon grubunda termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örnekler arasında da anlamlı fark olmadığını belirtmişlerdir. Fakat döküm ve milledme gruplarının termal siklus uygulanan ve uygulanmayan örnekleri arasında anlamlı fark olduğunu, termal siklus uygulamasından sonra bu gruplarda bağlantı dayanımının azaldığını belirtmişlerdir (134). Yaptığımız çalışmada bağlanma dayanımının diğer çalışmalara göre düşük çıkmasını termal siklus uygulamasından ve malzeme farklılığından dolayı olabileceğini söyleyebiliriz.

Suleiman ve ark. yapmış oldukları çalışmada döküm, milledme ve iki farklı marka lazer sinterizasyonla (EOS, Wirobond) üretilen Co-Cr içerikli altyapı gruplarıyla kontrol grubu olarak altın içerikli döküm grubu örneklerin porselenle olan bağ dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Sonuçta en fazla bağ dayanım değerini kontrol grubu olan altın içerikli döküm grubunda bulmuşlardır. Co-Cr içerikli gruplar arasında ise anlamlı bir fark bulunamamakla beraber, bağ dayanım değeri milledmeyle üretilen grupta en fazla, lazer sinterizasyon (EOS) ile üretilen grupta ise en düşük bulmuşlardır. Sonuçta gruplar arası bağ dayanım değerlerinin farklı oluşunu; alaşım içeriğindeki metallerin kimyasal oranları, yüzey işlemlerinin ve yüzey özelliklerinin farklı oluşundan kaynaklanabileceğini vurgulamışlardır (135).

Xiang ve ark. yaptıkları çalışmada döküm ve SLM yöntemleriyle üretilmiş Co-Cr alt yapı örneklerin porselen (Vita VMK 95) ile oluşturdukları bağ dayanımlarını saptamayı amaçlamış ve bunun için üç nokta eğme testi kullanmışlardır. Sonuç olarak lazer sinterizasyon ve döküm örneklerin bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir (136). Bununla beraber SLM ile elde edilen örneklerin kopma ara yüzünde döküm örneklere göre daha fazla porselen bulunduğu tespit etmişlerdir. Buradan yola çıkılarak SLM örneklerde metal ile seramik arasındaki bağlanma dayanımının bir nebze daha iyi olduğu söylenebilir. Çalışmamızda test yönteminin (üç nokta eğme testi yerine makaslama), örneklerin elde edilme yönteminin (SLM yerine SLS) farklı olması ve porselen soğutma prosedürlerinin de ilave edilmesi yukarıdaki çalışmanın sonuçlarından farklı çıkmasının sebebi olabilir.

Dimitriadis ve ark.'nın çalışmasında geleneksel döküm ve lazer sinterizasyon ile elde ettikleri altyapıların porselenle olan bağlantısına üç nokta eğme testi kullanılarak bakılmış ve bağlantı dayanımları arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir (137).

Gönüldaş ve ark. döküm ve lazer sinterizasyon yöntemleriyle ürettikleri Co-Cr alt yapıların porselenle yaptığı bağlanma dayanımını, örneklere üç nokta eğme testi ve makaslama testi uygulayarak değerlendirmişlerdir. Üç nokta eğme testine göre gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmazken, makaslama testi sonuçlarına göre lazer sinterizasyonla üretilen örneklerin bağlanma dayanımının döküm grubundan anlamlı derecede yüksek bulunduğunu belirtmişlerdir (138). Ayrıca tüm örneklerin karışık tipte koptuğunu ve kopma tipinin kopma kuvvetiyle ilgili olmadığını önceden yapılan bazı çalışmaların da bu düşüncüyü desteklediğini söylemişlerdir (103,111,136,132,138).

Akova ve ark. yapmış oldukları çalışmada (128) döküm ve lazer sinterizasyonla elde edilen alt yapı üzerine bağlanan porselenlerin kırılma şekillerini incelediğinde döküm örneklerin tümünde kombine tipte başarısızlık görülürken lazer örneklerin yarısında kombine diğer yarısında adeziv tipte başarısızlık görülmüştür. Bizim çalışmamızda döküm grubundaki örneklerin %50' sinde kombine tipte kopma gözlenirken lazer grubundaki örneklerin %52,5' inde kombine kopma görülmüştür. Her ne kadar kullanılan test yöntemi (makaslama testi) bizim kullandığımız test yöntemi ile aynı olsa da, sonuçların farklı oluşunda kullanılan porselenin markasının (VMK 95TM, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), alaşımının markasının ve kısmen içeriğinin (Ni-Cr; Wiron 99TM, Bego, Bremen, Almanya ve Co-Cr; WBC 9581TM, Bego) farklı olması etkili olmuş olabilir. Ayrıca porselenlerin pişirilme sırasında uygulanan fırınlama prosedürleri de etki edebilir sonucunu çıkarabiliriz.

Işık ve arkadaşlarının çalışmasında ise farklı tekniklerde üretilmiş metal alt yapılara üç farklı markada porselen uygulanmış (Vita VMK Master, Ceramco 3 ,Noritake EX3) ve bu porselenlerin metal altyapılarla olan bağlantı dayanımları ölçülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre; farklı metal alt yapıların, porselen grupları ile oluşturduğu bağlantı dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Fakat döküm grubunun bağlantı dayanım değeri en yüksek, milled

grubunun bağlantı dayanımı değeri ise en düşük olarak bulunmuştur. Vita VMK Master marka porselenin bağlantı dayanım değeri en yüksek ve Noritake EX3 marka porselenin bağ dayanım değeri en düşük bulunmuştur (139).

Buhranoğlu ve ark. yapmış olduğu çalışmada döküm, milleme ve lazer sinterizasyon yöntemi ile elde edilen metal örneklerin seramik ile bağlantı dayanımlarına üç nokta eğme testi ile bakılmıştır. Tüm bağlantı dayanımları ISO standardına göre yeterli bulunmuş, bunun yanı sıra lazer sinterizasyonla elde edilen alt yapıların seramikle olan bağlantı dayanımı en yüksek, milleme grubununki ise en düşük bulunmuştur. Örneklerin hepsinde kombine tip bağlantı başarısızlığı görülmüştür. SEM görüntülerine bakıldığında özellikle milleme ile elde edilmiş metal altyapıların yüzeylerinde daha çok düz alanlar görülürken lazer sinterizasyonla elde edilen metal altyapıların yüzeyinde ise girintili çıkıntılı alanların daha fazla olduğu saptanmıştır (140). Çalışmamızda da SEM incelemesi sonucu lazer sinterizasyon örneklerinin daha girintili çıkıntılı olduğu ve bağlanmanın da yüksek değerler göstermesi yukardaki çalışmayı destekler tarzdadır. Ancak milleme grubunun döküme göre daha iyi bağlantı dayanımı göstermesi çalışma ile farklılık göstermektedir. Bu farklılık, porselen markasından, farklı marka metal alaşımdan veya soğutma prosedürlerinden dolayı olabilir.

Komine ark. zirkonya alt yapı üzerine üç farklı porselen uygulamışlar ve hızlı (0 dakika) ve yavaş (4 dakika) şeklinde soğumaya bırakarak bağlanma direncine bakmışlardır. Zirkonya üzerine uygulanana Süper porselen (Noritake) 0 ve 4 dakika soğutma işlemleri arasında bağlanma yönünden istatistiksel olarak farklılık önemli olduğunu, Cerabien ZR porselende ise farklılık önemsiz olduğunu belirtmişlerdir. Süper porselen grubunda, sıfır dakikalık bekletmede kombine kopma, dört dakikalık bekletmede tamamının kendiliğinden koptuğu, diğer gruplarda ise tamamen koheziv kopma olduğunu ifade etmişlerdir (141).

Guazzato ve ark.'da yapmış oldukları çalışmada hızlı ve yavaş soğutma uygulamış ve hızlı soğutmada çatlak yapıların oluştuğunu belirtmiştir. Ayrıca Zirkonyaya çok yakın yerlerde koheziv kırıklar olduğunu belirtmişlerdir (142).

Çalışmamamızda alt yapı olarak zirkonyum yerine metal kullanılmasına rağmen Komine ve ark.'nın yapmış olduğu çalışma sonuçlarına paralellik göstermektedir. Ayrıca farklı üretim tekniği ile elde edilmiş alt yapılar üzerine uygulanan seramiklerde bağlanma yönünden hızlı ve yavaş soğutmanın arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı çıkması ve kopma türünün de çoğunluğun koheziv ve kombine kopması yukarıdaki çalışmayı destekler tarzdadır.



6. SONUÇLAR

Çalışmamızın sınırları dahilinde, şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Farklı tekniklerle üretilen metal alt yapılarının ve porselen markalarının metal alt yapılarla oluşturduğu bağlanma dayanımları arasında anlamlı fark bulunmuştur.

2. Metal alt yapıların porselenlerle oluşturduğu bağlanma dayanımında hızlı ve yavaş soğutma protokollerinin uygulamaları arasında anlamlı fark bulunmuştur. Hızlı ve yavaş soğutma süreleri arasında, bağlanma kuvvetlerindeki en büyük farklılık milleme alt yapı üzerindeki Noritake porselen uygulamasında görülmüştür.

3. Porselen ve soğutma protokolüne bakılmaksızın en yüksek bağlanma dayanımı lazer sinterizasyonda, en düşük bağlanma dayanımı döküm grubunda görülmüştür.

4. Çalışma sonuçları kopma yönünden değerlendirildiğinde her bir gruptaki adeziv kopma oranı %15'i geçmemiştir. Bu oran da örneklerin güçlü bir bağlantı dayanımına sahip olduğunu göstermiştir

5. SEM görüntüleriyle incelediğimiz metal örneklerin yüzeylerinin birbirlerinden çok farklı olduğunu, özellikle lazer sinterizasyonla üretilmiş metallerde ise girintili çıkıntılı ve boşluklu alanların daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Bu alanların bağlanma dayanımına olumlu etkisi çalışma sonuçlarımızla da desteklenmiştir.

6. CAD/CAM milleme ve lazer sinterizasyon tekniklerinde kullanılan ekipman ve materyal maliyetleri günümüzde halen yüksek olsa da; döküm yöntemine göre üretimde sağladıkları avantajlar ve porselen ile kabul edilebilir düzeyde bağlantı dayanımına sahip altyapıların üretimine olanak tanımaları nedeniyle dental restorasyonlarda güvenli ve pratik olarak kullanılabilir.

7. KAYNAKLAR

1. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection, 4th edition, Kanada, Quintessence Publishing Company, 168-240, 2008.
2. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 3rd edition, Londra, The Charles Virgil Mosby Company, 609-42, 2001.
3. Hammad IA, Stein RS. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part I. The Journal of Prosthetic Dentistry, 63(6): 643-53, 1990.
4. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials, 13th edn., Missouri: Mosby Company, 2011.
5. Bultan Ö. Metal-pres seramik uyumunun araştırılması. Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul, 185s., 2006.
6. Naylor WP, King A. Introduction to metal-ceramic technology. 2nd edition Surrey, Quintessence Publishing Company, 9-41, 2009.
7. Çelik E, Tekmen Ç. Diş Protez Laboratuar Malzemeleri. Dokuz Eylül Üniversitesi Fen ve Mühendislik Dergisi, 6(2): 81-93, 2004.
8. Naylor WP, King A. Introduction to metal ceramic technology illnois. Quintessence Publishing Company, 1992.
9. Phillips RW, Skinner EW, Eugene W. Skinner's Science of dental materials. 7th Edition, Philadelphia PA, WB Saunders Company, 2003.
10. Mc Cabe JF WA. Anderson's Applied Dental Materials. 9th edition Londra, Blackwell Scientific Publications, 89-100, 2008.
11. Sakaguchi R, Powers J. Craig's Restorative Dental Materials. 13th edition, ABD, 200-52, 2012 .
12. Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C RH. Phillips Science of Dental Materials, Elsevier Health Sciences, 2012.
13. Fisher J, Fleetwood P. Improving the processing of high gold metal ceramic

- frameworks by a prefiring heat treatment. *Dental materials*, 16: 109-13, 2000.
14. Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H. Bond Strength of Metal-Ceramic Systems in Three-Point Flexure Bond Test. *Journal of Applied Biomaterials*, 6: 11-3, 2004.
 15. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *Journal of Prosthodontics, Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(2): 188-94, 2009.
 16. Mackert JR, Williams AL, Ergle JW, Russell CM. Water-enhanced crystallization of leucite in dental porcelain. *Dental Materials*, 22: 426-31, 2000.
 17. Pagnano VO, Esquivel MD, Leal MB, Felipucci DB, Bezzon OL. Effect of casting atmosphere on the shear bond strength of a ceramic to Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *Brazilian Dental Journal*, 20(2), 138-42, 2009.
 18. Bezzon OL, Ribeiro RF, Rollo JM, Crosara S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85: 299-304, 2001.
 19. 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*, 30(4): 79-88, 2014.
 20. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*, Elsevier Health Sciences, 2006.
 21. Naylor WP. *Casting Alloys for Bonding to Dental Porcelain, Introduction to Metal Ceramic Technology*, Quintessence Publishing Company, Chicago, 27-41, 2009.
 22. Divya G, Ramesh PN, Raghunath P. Evaluation and comparison of effect of different surface treatments and varying alloy percentage on the elemental composition of Ni-Cr base metal alloy. *Brazilian Journal Of Aquatic Science And Technology*, 16: 1-12, 2016.
 23. Kocaağaoğlu H, Kılınç Hİ, Albayrak H, Kara M. In vitro evaluation of

- marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116: 368-74, 2016.
24. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dental clinics of North America*, 48(2): 499-512, 2004.
 25. Anusavice KJ, 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*, 18: 218-31, 2007.
 26. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Vol: I. Chicago, Quintessence Publishing Company, 1979.
 27. Elshahawy W, Watanabe I. Biocompatibility of dental alloys used in dental fixed prosthodontics. *Tanta Dental Journal*, 11: 150-9, 2014
 28. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 305-54, 1993.
 29. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. Quintessence Publishing Company Chicago.
 30. Tangsgoolwatana J, Oda Y, Sumii T. The pattern design for evaluation of castability of nickel-chromium alloys. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 31(2): 117-23, 1990.
 31. Young HM, Coffey JP, Caswell CW. Sprue design and its effect on the castability of ceramometal alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(2): 160-4, 1955.
 32. Presswood RG. The castability of alloys for small castings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 5: 36-9, 1983.
 33. Suffert LW, Mahler DB. Reproducibility of gold castings made by present day dental casting technics. *Journal of the American Dental Association*, 50(1): 1-6, 1955.
 34. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*,

Elsevier Health Sciences, 2013.

35. Açıkalın A, Budak EN, Uçar Y. Geleneksel döküm ve kopya milleden yöntemleri ile hazırlanan metal altyapıların iç uyumlarının karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica*, 28(3):169, 1998.
36. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80: 346-53, 1998.
37. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(4): 253-9, 2009.
38. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9): 505-11, 2008.
39. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1): 3-12, 2012.
40. 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*, 28: 44-56, 2009.
41. Rudolph H, Salmen H, Moldan M, Kuhn K, Sichwardt V, Wöstmann B, Luthardt RG. Accuracy of introral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *Journal of Applied Oral Science*, 24: 85-94, 2016.
42. Witkowski S. CAD/CAM in Dental Technology. *Quintessence Dental Technolgy*, 28: 169-83, 2005.
43. <http://www.yenadent.com.tr/Products/page-2/>. "05/12/2018".
44. <https://goo.gl/images/6e424M>. "05/12/2018".
45. Çetinkaya E. Laser Cusing, Hızlı Prototipleme ve Konvansiyonel Döküm Teknikleri İle Oluşturulan Metal alt Yapıların Marjinal Uyumlarının in Vitro Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Protetik Diş

- Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul, 140 s., 2013.
46. Samraa APB, Moraisb E, Mazurc RF, Vieirac SR, Rachedc RN. CAD/CAM in dentistry. A critical review, *Revista Odonto Ciencia*, 31: 140-4, 2016.
 47. Noorani R. *Rapid prototyping: principles and applications*: John Wiley & Sons Incorporated, 2006.
 48. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The International Journal Of Advanced Manufacturing Technology*, 29(3): 317-35, 2006.
 49. Sofu MM. Hızlı direkt imalatta kullanılan seçici lazer sinterleme ve ergitme cihazının gövde tasarımı ve imalatı. Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta, 79 s., 2007.
 50. Chua C, Teh S, Gay R. Rapid prototyping versus virtual prototyping in product design and manufacturing. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 15(8): 597-603, 1999.
 51. Özüğür B. Hızlı prototipleme teknikleri ile kompleks mikro yapıdaki parçaların üretilebilirliklerinin araştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 117s., 2002.
 52. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 46(12): 1459-68.
 53. Kan B. Hızlı prototipleme sistemleri ve uygulama esasları. Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi, Sakarya, 60 s., 2006.
 54. Bibb R, Taha Z, Brown R, Wright D. Development of a rapid prototyping design advice system. *Journal of Intelligent Manufacturing*, 10(4): 331-9, 1999.
 55. <https://all3dp.com/2/stereolithography-3d-printing-simply-explained/>. "09/12/2018".
 56. Hasan B, Yapıcı F. Ergonomik tasarım ve üretimde hızlı prototipleme

- teknolojisi. *SDÜ Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 3(3): 199-204, 2015.
57. Casalino G, De Filippis LAC, Ludovico AD, Tricarico L. An investigation of rapid prototyping of sand casting molds by selective laser sintering. *Journal of Laser Applications*, 14: 100-6, 2002.
 58. Liew CL, Leong KF, Chua CK, Du Z. Dual material rapid prototyping techniques for the development of biomedical devices. Part 2: Secondary powder deposition. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 19(9): 679-87, 2002.
 59. Harlan NR, Bourell DL, Beaman JJ, Reyes R. Titanium castings using laser-scanned data and selective laser-sintered zirconia molds. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 10: 410-3, 2001.
 60. Liu P. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 26(7):507-13, 2005
 61. Strano G, Hao L, Everson RM, Evans KE. Surface roughness analysis, modelling and prediction in selective laser melting. *Journal of Materials Processing Technology*, 213(4): 589-97, 2013.
 62. https://www.researchgate.net/figure/Selective-Laser-Sintering-SLS-Source-entopmaxtechnet_fig12_307574898. "09/12/2018".
 63. Sexton L, Lavin S, Byrne G, Kennedy A. Laser cladding of aerospace materials. *Journal of Materials Processing Technology*, 122(1): 63-8, 2002.
 64. https://www.researchgate.net/figure/Process-schematic-for-laser-cladding_fig1_257806227. "09/12/2018".
 65. Akın E. *Dişhekimliğinde Porselen*. 3. Baskı, İstanbul: İ.Ü. Basım Evi, 1999.
 66. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(6): 859-65, 1992.
 67. Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties.

- The Journal of prosthetic dentistry, 30(4): 424-33, 1973.
68. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Volum I. Quintessence Publishing, Chicago, 1-13, 1997.
 69. Yamamoto M. Metal-Ceramics: Principles and methods of Makoto Yamamoto, Chicago, Quintessence Publishing, 171-3, 276, 1985 .
 70. Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B KE. Tam porselen sistemler. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 22(1): 41-8, 2005.
 71. Burgaz Y, Yurdukoru B, Zaimoğlu A. Metal-seramik bağlantısında oksidasyonun önemi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 11: 237-45, 1984.
 72. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review, Dental Clinics North America, Journal of Prosthetic Dentistry, 48: 531-44, 2004.
 73. Yavuzyılmaz H. Metal Destekli Estetik Kuronlar. Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara, 49-52, 192-6, 1996.
 74. Touati B, Miara P, Nathanson D. Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations. Martin Dunitz Ltd., London, 25-8, 1999.
 75. Craig RG PJ. Restorative Properties in Restorative Dental Materials. Mosby Publication, New York, 551-92, 2002 .
 76. Yılmaz B. Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Alt Yapılı Kuronların Marjinal Uyum ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Erzurum, 120s., 2008.
 77. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. International Journal of Computerized Dentistry, 2: 9-35, 1999.
 78. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 231-5, 2004.

79. Shillingburg HT, Sather D, Wilson E, Cain J, Mitchell D, Blanco L. Fundamentals of fixed prosthodontics. *Acta Stomatologica Croatica* , 47(2): 177, 2006.
80. Mc Lean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics Volume II*. Berlin: Quintessence Publishing Company, Inc., 1980.
81. Peyton FA, Craig RC. *Restorative Dental Materials*. 4th edition. St.Louis: The Charles Virgil Mosby Company, 1978.
82. 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*, 14(4): 239-47, 2005.
83. Anusavice KJ, Horner JA, Fairhurst CW. Adherence controlling elements in ceramic-metal systems. I. Precious alloys. *Journal of dental materials*, 56: 1045-52, 1977.
84. Shillingburg HT, Hobo H, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd edition. Chicago, Illinois, Quintessence Publishing Company, 455-83, 1997.
85. Walton TR, O'brien WJ. Thermal Stress Failure of Porcelain Bonded to a Palladium-Silver Alloy. *Journal of Dental Restorations*, 64(3): 476-80, 1985.
86. Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC, et al. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(3): 206-12, 2005.
87. Kurunmaki H, Vallittu PK. Comparison of Repair Methods for Ceramic Fused to Metal Crowns. *Journal of Prosthodontics*, 15(5): 283-8, 2006.
88. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*: Elsevier Health Sciences, 2015.
89. Ekren O, Ozkomur A, Ucar Y. Effect of layered manufacturing techniques, alloy powders, and layer thickness on metal-ceramic bond strength. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3): 481-7, 2018.

90. Warpeha WS, Goodkind RJ. Design and technique variables affecting fracture resistance of metal-ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 35: 291-8, 1976.
91. Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12(4): 350-60, 2001.
92. Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue behavior of dental porcelain modified by surface deposition of a YSZ thin film. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 17(7): 527-31, 2008.
93. Lohbauer U, Von der Horst T, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. *Dental Materials*, 19(5): 435-40, 2003.
94. 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*, 20(8): 778-87, 2004.
95. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M CM. Five-Year Follow-up With Procera All-Ceramic Crowns. *Quintessence International*, Berlin, 36: 105-13, 2005.
96. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2): 89-99, 1999.
97. Wendt JSL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dental Materials*, 8(3): 181-4, 1992.
98. Sadighpour L, Geramipannah F, Raeesi B. In Vitro Mechanical Tests for Modern Dental Ceramics. *Journal of Dentistry*, 3: 143-52, 2006.
99. Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. *Journal of Dental Restorations*, 41: 1424-37, 1962.
100. Lang LA, Wang RF, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(6): 650-4, 2001.

101. Watt I. *The Principles and Practice of Electron Microscopy*. Cambridge University Press, 1996.
102. Bagby M, Marshall S, Marshall JRG. Metal ceramic compatibility: A review of the literature. *Journal of prosthetic dentistry*, 63(1): 21-5, 1990.
103. Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, Michida S, Kojima AN, Mesquita AM, et al. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt–chromium. *Journal of Prosthodontics*, 19(2): 103-11, 2010.
104. Fischer J, Zbären C, Stawarczyk B, Hämmerle CH. The effect of thermal cycling on metal–ceramic bond strength. *Journal of dentistry*, 37(7): 549-53, 2009.
105. Özcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(3): 265-9, 2003.
106. Anusavice KJ. Screening Tests for Metal-Ceramic Systems. In; McLean JW: *Dental Ceramics. Proceedings of the First International Symposium on Ceramics*. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc., 1983.
107. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4): 351-63, 2002.
108. Avcı M. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan kıymetsiz metal alaşımları. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 17(1): 145-50, 1990.
109. Drummond J, Randolph R, Jekkals V, Lenke J. Shear testing of the porcelain-metal bond. *Journal of Dental Research*, 63(12): 1400-1, 1984.
110. Brockhurst P, Cannon R. Alloys for crown and bridgework. *Australian Dental Journal*, 26(5): 287-91, 1981.
111. Joias RM, Tango RN, de Araujo JEJ, de Araujo MAJ, Saavedra GdSFA, de Arruda Paes-Junior TJ, et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(1): 54-9, 2008.

112. De Melo RM, Travassos AC, Neisser MP. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(1): 64-9, 2005.
113. Mclean JW, London DMDS, Lund DO. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1): 61-6, 2001.
114. Nayır E. *Diş hekimliği Maddeler Bilgisi*, 7. Baskı, İstanbul, 1999.
115. Anusavice KJ, De Hoff PH, Twiggs SW, Lockwood PC. Thermal Shock Resistance of Porcelain Discs. *Journal of Dental Restorations*, 62: 1082-5, 1983.
116. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dental Materials*, 25(4): 419-23, 2009.
117. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental materials*, 25(4): 494-9, 2009.
118. Uludamar A. Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi. *Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya*, 89s., 2007.
119. Della BA, Van Noort R. Shear VS. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramics, *Journal of Dental Restorations*, 74: 1591-6, 1995.
120. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(6): 602-8, 1996.
121. Culha O, Zor M, Ali Gungor M, Arman Y, Toparli M. Evaluating the bond strength of opaque material on porcelain fused to metal restorations (PFM) alloys by scratch test method. *Materials & Design*, 30(8): 3225-8, 2009.
122. Gorman CM, Hill RG. Heat-pressed ionomer glass-ceramics. Part II. Mechanical property evaluation. *Dental Materials*, 20(3): 252-61, 2004.
123. Silver M, Howard MC, Klein G. Porcelain bonded to a cast metal

- understructure. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 11: 132-45, 1961.
124. Lee DH, Lee BJ, Kim SH, Lee KB. Shear bond strength of porcelain to a new millable alloy and a conventional castable alloy. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(4): 329-35, 2015.
 125. Coskun ME, Akar T, Tugut F. Airborne-particle abrasion; searching the right parameter. *Journal of Dental Sciences*, 13(4): 293-300, 2018.
 126. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(3): 309-17, 2000.
 127. Vermilyea SG, Kuffler MJ, Tamura JJ. Casting accuracy of base metal alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(5): 651-3, 1983.
 128. 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*, 24(10): 1400-4, 2008.
 129. Wang X, Laoui T, Bonse J, Kruth J-P, Lauwers B, Froyen L. Direct selective laser sintering of hard metal powders: experimental study and simulation. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 19(5): 351-7, 2002.
 130. Choi YJ, Koak JY, Heo SJ, Kim SK, Ahn JS, Park DS. 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*, 52(2): 67-73, 2014.
 131. Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, et al. A novel CAD/CAM base metal compared to conventional CoCrMo alloys: An in-vitro study of the long-term metal-ceramic bond strength. *Journal of Oral Health and Dental Management*, 13(2): 446-52, 2014.
 132. 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*, 111(1): 51-5, 2014.
133. Bae EJ, Kim JH, Kim WC, Kim HY. Bond and fracture strength of metal-ceramic restorations formed by selective laser sintering. *The Journal Of Advanced Prosthodontics*, 6(4): 266-71, 2014.
134. 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*, 112(3): 600-5, 2014.
135. 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*, 71(5): 1280-9, 2013.
136. Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. Metal–ceramic bond strength of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting. *Journal of Dentistry*, 40(6): 453-7, 2012.
137. Dimitriadis K, Spyropoulos K, Papadopoulos T. Metal-ceramic bond strength between a feldspathic porcelain and a Co-Cr alloy fabricated with Direct Metal Laser Sintering technique. *The Journal Of Advanced Prosthodontics*, 10(1): 25-31, 2018.
138. Gönüldaş F, Atalay P, Öztaş DD, Öztürk C. Evaluation of the Bond Strength of Ceramics to Metal Alloys Obtained by Different Techniques Using by Different Testing Methods. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 25(1): 55-62, 2019.
139. Işık EN. Farklı üretim teknikleriyle hazırlanmış metal altyapılar ile üzerlerine pişirilmiş porselenlerin bağ dayanımlarının değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi, Ege Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İzmir, 91s., 2017.
140. Buhranoğlu Ş. Farklı tekniklerle hazırlanmış metal alaşım alt yapıların porselen bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi, Süleyman

Demirel Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Isparta, 128s., 2015.

141. Komine F, Saito A, Kobayashi K, Koizuka M, Koizumi H, Matsumura H. Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *Journal of Oral Sciences*, 52: 647-52, 2010.
142. Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Australian dental journal*, 55: 306-10, 2010.



8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı	Emine ÜNAL
Doğum Yeri ve Tarihi	Kayseri, 03.08.1989
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi A.D.	S.C.Ü., Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi
E-posta Adresi	eminee497@gmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Kayseri Sümer Lisesi 2003-2007
Lisans-Yüksek Lisans	Atatürk Üniversitesi 2009-2014
Uzmanlık	Sivas Cumhuriyet Üniversitesi 2016-2019

9.EKLER









Ek-1. Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı Kurul Kararı

	CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU
---	---

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Yöntemlerle Hazırlanmış Metal Alaşım Alt Yapıları ve Porselen Arasındaki Bağlantıya Fırınlama Sırasındaki Soğutma Sürelerinin Etkisi
-----------------------	---

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	DİL		
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama				
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>				
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>				
	İLAN	<input type="checkbox"/>				
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>				
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>				
	DİĞER:	<input type="checkbox"/>				
KARAR BELGELERİ	Karar No: 2018-01/28	Tarih: 17.01.2018				
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekeceği, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerden gerekli izin alınarak gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.					

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Helsinki Bildirgesi, Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Yönergesi
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Muhittin Sönmez

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilgili		Katılım *	İmza	
Prof. Dr. Muhittin Sönmez	Anotomi	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Yalçın Karagöz	Biyoistatistik	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Hatice Özer	Patoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Ercan Özdemir	Fizyoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Gulay Yıldırım	Tıp Tarihi ve Etik	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mehmet Ataş	Farmasötik Mikrobiyoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Binnur Bağcı	Beslenme ve Diyetetik	Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimler Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Engin Altınkaya	İç Hastalıklar	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Muhittin Sönmez
İmza:

