

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

**YERLİ İMALAT YUMUŞAK METAL BLOK
KULLANILARAK ÜRETİLEN METAL ALTYAPILARIN
SERAMİK BAĞLANMA İLİŞKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ VE FARKLI TEKNİKLERLE
ÜRETİLEN METAL ALTYAPILARLA
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Hazırlayan
Betül KOÇAK KARAHAN**

**Danışman
Prof. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ**

Uzmanlık Tezi

**EYLÜL 2020
KAYSERİ**

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

**YERLİ İMALAT YUMUŞAK METAL BLOK
KULLANILARAK ÜRETİLEN METAL ALTYAPILARIN
SERAMİK BAĞLANMA İLİŞKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ VE FARKLI TEKNİKLERLE
ÜRETİLEN METAL ALTYAPILARLA
KARŞILAŞTIRILMASI**

(Uzmanlık Tezi)

**Hazırlayan
Betül KOÇAK KARAHAN**

**Danışman
Prof. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ**

**Bu çalışma; TÜBİTAK 1002 Hızlı Destek Programı tarafından
119M768 kodlu proje ile desteklenmiştir.**

**EYLÜL 2020
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Adı-Soyadı: Betül KOÇAK KARAHAN

İmza:

X X X X

YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI

“Yerli İmalat Yumuşak Metal Blok Kullanılarak Üretilen Metal Altyapıların Seramik Bağlanma İlişkisinin Değerlendirilmesi Ve Farklı Tekniklerle Üretilen Metal Altyapılarla Karşılaştırılması ” adlı Uzmanlık Tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

Betül KOÇAK KARAHAN

Danışman

Prof. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ

Anabilim Dalı Başkanı

Prof. Dr. Kerem KILIÇ

KABUL ONAY SAYFASI

Prof. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ danışmanlığında **Betül KOÇAK KARAHAN** tarafından hazırlanan “**Yerli İmalat Yumuşak Metal Blok Kullanılarak Üretilen Metal Altyapıların Seramik Bağlanma İlişkisinin Değerlendirilmesi ve Farklı Tekniklerle Üretilen Metal Altyapılarla Karşılaştırılması**” konulu bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi **Protetik Diş Tedavisi** Anabilim Dalı’nda **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

15/09/2020

JÜRİ

İMZA

Üye: Doktor Öğretim Üyesi Pınar YILDIZ
(Nuh Naci Yazgan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi AD)

Danışman: Prof. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ
(Protetik Diş Tedavisi AD)

Üye: Doktor Öğretim Üyesi Haydar ALBAYRAK
(Protetik Diş Tedavisi AD)

ONAY

Bu tezin kabulü Fakülte Anabilim Dalının tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

.. / .. / 2020

Prof. Dr. Kerem KILIÇ
Anabilim Dalı Başkanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanması sırasında, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren saygıdeğer hocam tez danışmanım sayın Prof. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ'e,

Tez çalışmamın her aşamasında yardımlarını esirgemeyen, değerli görüş ve bilgileri ile destek veren, aynı zamanda TÜBİTAK proje yürütücümüz olan sayın Dr. Öğr. Üyesi Haydar ALBAYRAK'a,

Mesleğimde hem klinik hem de akademik açıdan gelişmemdeki katkılarından dolayı tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Tez örneklerimin incelemelerinde, yardımlarından ve titiz çalışmalarından dolayı Erciyes Üniversitesi T.A.U.M'da görev yapan Dr. Öğr. Gör. İhsan AKŞİT'e,

Her zaman desteklerini ve sevgilerini hissettiğim, hayatıma renk katan asistan arkadaşlarıma ve eş kıdemlilerime,

Tezimin her aşamasında yanımda olan ve hiç bir konuda benden yardımlarını esirgemeyen abim gibi sevdiğim asistan arkadaşım Samir FATULLAYEV'e,

Tez fotoğraflarımızın çekilmesinde ve düzenlenmesinde yardımcı olan asistan arkadaşım Mehmet Ozan TAŞ'a,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı personeline ve laboratuvar teknisyenlerine, özellikle tez örneklerimin hazırlanması sırasındaki yardımlarından dolayı teknisyenimiz Murat AŞER'e,

Hayatımın her aşamasında yanımda olan, varlıklarından güç aldığım, emeklerini asla ödeyemeyeceğim canım babam Bünyamin KOÇAK'a, canım annem Şükran KOÇAK'a ve mutluluk kaynağım canım kardeşim Begüm KOÇAK'a ve üzerimde çok emeği olan ve beni her zaman destekleyen canım amcam Mehmet Ali KOÇAK'a,

Varlığıyla hayat yükümü hafifleten, sevgisiyle her zaman yanımda olan, tüm sıkıntılara çözüm bulan en yakın dostum, hayat arkadaşım Enes KARAHAN'a ve bana her zaman güvenen, destek ve dualarını esirgemeyen biricik ailesine teşekkürlerimi sunuyorum.

Betül KOÇAK KARAHAN

Kayseri, Eylül 2020

YERLİ İMALAT YUMUŞAK METAL BLOK KULLANILARAK ÜRETİLEN METAL ALTYAPILARIN SERAMİK BAĞLANMA İLİŞKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ VE FARKLI TEKNİKLERLE ÜRETİLEN METAL ALTYAPILARLA KARŞILAŞTIRILMASI

Betül KOÇAK KARAHAN
Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi, Eylül 2020
Danışman: Prof. Dr. Hasan ÖNDER GÜMÜŞ

KISA ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı üretim teknikleriyle hazırlanan kobalt-krom (Co-Cr) metal altyapıların seramikle olan bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması ve termal yaşlandırmanın bağlanma dayanımı üzerindeki etkisinin araştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: ISO 9693 standardına uygun boyutlarda (25×3×0.5 mm) Co-Cr esaslı metal altyapılar; döküm, Seçici Lazer Ergitme (SLE) , CASTCO ve Ceramill Sintron yumuşak metal bloklarının kullanıldığı frezeleme teknikleriyle (YMF-C ve YMF-S) üretildi. Örneklerin yarısına termal yaşlandırma (6000 döngü) uygulandı. Tüm örneklerin metal-seramik bağlanma dayanımı üç nokta eğme testi kullanılarak değerlendirildi. Termal yaşlandırma uygulanmış örneklerin ‘kırık yüzeydeki porselen bağlantısı’ (AFAP) değerleri tarama elektron mikroskobu-enerji dağılımı X-ışını spektroskopisi (SEM-EDX) ile silisyum oranları ölçülerek hesaplandı. Kırık tipinin belirlenmesi için; kırık metal yüzünün stereomikroskop görüntüleri, SEM-EDX analizi ve kırık seramik yüzeylerinin E değerleri kullanıldı.

Bulgular: Hem üretim tekniklerinin ($p<,001$) hem de termal yaşlandırmanın ($p=,005$) bağlanma dayanımı değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Örneklerin AFAP değerleri ile bağlanma dayanımları arasında güçlü bir ilişki bulunamadı; ancak AFAP ve E değerleri arasında güçlü bir korelasyon görüldü. Bu değerler; en yüksek döküm, en düşük SLE grubunda görüldü.

Sonuç: YMF-C grubu hariç (22,65 MPa), diğer grupların bağlanma dayanımı 25 MPa’dan yüksek bulundu. CASTCO metalinin özelliklerinin yeniden değerlendirilmesi ve geliştirilmesi için üretici firma bilgilendirildi. Termal yaşlandırma uygulamasının YMF-C grubu hariç, metal seramik bağlanma dayanımı üzerinde etkisi görülmedi. AFAP ve E değerleri, kırık metal yüzeyinde kalan seramik miktarı hakkında bilgi vermektedir.

Anahtar Kelimeler: Yumuşak metal blok, AFAP, E değeri, termal yaşlandırma, bağlanma dayanımı

**THE EVALUATION OF BOND STRENGTH BETWEEN DENTAL CERAMIC
AND METAL FRAMEWORKS FABRICATED BY USING DOMESTIC
MANUFACTURED SOFT METAL BLOCK AND COMPARING WITH
DIFFERENT MANUFACTURING TECHNIQUES**

Betül KOÇAK KARAHAN
Erciyes University, Faculty of Dentistry
Department of Prosthodontics
Dental Speciality Education Thesis, September 2020
Supervisor: Prof. Dr. Hasan ÖNDER GÜMÜŞ

ABSTRACT

Purpose: The purpose of this study is to compare the bond strength of cobalt-chromium (Co-Cr) metal frameworks fabricated with different manufacturing techniques and to evaluate the effect of thermal aging on metal-ceramic bond strength.

Material and methods: Following ISO 9693:2012, Co-Cr metal strips were fabricated with a dimension of 25×3×0.5 mm by casting, Selective Laser Melting (SLM), milling techniques by using CASTCO and Ceramill Sintron soft metal blocks produced (SMM-C and SMM-S). Half of the specimens were aged using thermal cycling (6000 cycles). The 3-point bend test was used to evaluate the metal-ceramic bond strength of specimens. Area fraction of adherence porcelain (AFAP) of thermal aging specimens were determined by measuring Si content of specimens by SEM-EDX. Using stereomicroscope, SEM-EDX analysis of debonding metal surfaces and E values of debonding ceramic surfaces were used to determine fracture mode analysis.

Results: The main effects of both manufacturing techniques ($p < .001$) and thermal aging ($p = .005$) on the bond strength values were statistically significant. There was no strong relationship between the AFAP values of the specimens and their bond strength. However, there was a strong correlation between E and AFAP values. These values were the highest in the casting group and the lowest in the SLM group.

Conclusion: The bond strength of the other groups, except for the SMM-C group (22.65 MPa), was higher than 25 MPa, so the manufacturer was informed to re-evaluate and improve the properties of CASTCO soft metal. Thermal aging had no effect on metal-ceramic bond strength, except for the SMM-C group. AFAP and E values give information about the amount of adherence porcelain on the debonding metal surface.

Key words: Soft metal blank, AFAP, E value, thermal aging, bond strength

İÇİNDEKİLER

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK.....	i
YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI.....	ii
KABUL ONAY SAYFASI.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
KISA ÖZET	v
ABSTRACT	vi
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiii
TABLolar LİSTESİ.....	xvii
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1 Metal Destekli Seramik Restorasyonlar ve Tarihçesi	6
2.2 Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar	7
2.2.1 Soy Metal Alaşımları.....	8
2.2.2 Baz (Temel) Metal Alaşımları	9
2.2.3 Metal Alaşımların Seçiminde Dikkat Edilmesi Gereken Özellikler	10
2.2.4 Metal Alaşımlarının Sınıflandırılması	12
2.2.5. Alaşıma İlave Edilen Elementlerinin Fonksiyonları	15
2.3 Metal Destekli Seramik Restorasyonların Bileşenleri	17
2.3.1 Metal Altyapı	17
2.3.2 Oksit Tabakası.....	34
2.3.3 Seramiğin Yapısı ve Tabakaları	36
2.4 Metal - Seramik Bağlantısı	38
2.4.1 Van der Waals Kuvvetleri (Moleküler Çekimle Bağlantı)	39
2.4.2 Mekanik bağlantı.....	39
2.4.3 Baskı (Sıkışma) kuvvetleri.....	40
2.4.4 Kimyasal Bağlantı	42
2.5 Metal Seramik Sistemlerinin Başarısını Etkileyen Faktörler	43
2.6 Metal Seramik Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri	44
2.6.1 Makaslama testleri.....	47
2.6.3 Kırılma Testleri	47
2.6.2 İtme – Çekme (Gerilim) Testleri.....	48

2.6.4 Eğme (Bükme) Testleri.....	48
2.7 Metal Seramik Bağlantı Dayanımının Hesaplandığı Formüller.....	49
2.8 Metal Seramik Bağlantısında Görülen Başarısızlık Tipleri	50
2.9 Kırık Yüzey İncelemesi	52
2.10 Taramalı Elektron Mikroskopu (Scanning Electron Microscope-SEM)	52
2.11 Enerji Dağılımlı X-Işınları Analizi (EDX)	53
2.12 Kırık Yüzeyin Porselen Bağlantısı (Area Fraction Adherence of Porcelain - AFAP).....	53
2.13 Termal Yaşlandırma (Termal Döngü)	54
2.14. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri	55
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	56
3.1 Üç Farklı Üretim Yöntemi ile Metal Altyapıların Elde Edilmesi	59
3.1.1 Geleneksel Döküm Tekniği ile Metal Altyapıların Hazırlanması.....	60
3.1.2 Seçici Lazer Ergitme Tekniğini (SLE) Kullanarak Metal Altyapıların Hazırlanması	64
3.1.3 CAD-CAM Sistemi Kullanılarak Frezeleme (Yumuşak Metal Frezeleme) Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması	66
3.2 Hazırlanan Altyapıların Yüzey Aşındırma ve Oksidasyon İşlemleri	72
3.2.1 Yüzey Aşındırma İşlemi	72
3.2.2 Oksidasyon İşlemleri	74
3.3 Yüzey Aşındırma ve Oksidasyon İşlemleri Sonrası Her Gruptan Birer Numunenin SEM-EDX İle Yüzey İncelemesi	75
3.4 AFAP Değerlerinin Hesaplanması İçin Oksidasyon ve Yüzey Aşındırması Sonrası Metal Altyapıların SEM-EDX İle Silisyum Oranının Ölçülmesi	76
3.5 Hazırlanan Metal Alt Yapılar Üzerine Opak Uygulaması	77
3.6 AFAP Değerlerinin Hesaplanması İçin Opak Uygulaması Sonrası Numunelerin SEM-EDX İle Silisyum Oranlarının Ölçülmesi	78
3.7 Opak Sürülmüş Numuneler Üzerine Seramik Uygulaması	79
3.8 Numunelerin Termal Yaşlandırmaya Maruz Bırakılması	81
3.9 Termal Yaşlandırma Sonrası Her Gruptan Seçilen Bir Numunenin SEM-EDX İle Arayüz İncelemesi.....	82
3.10 Numunelere Üç Nokta Eğme Testi Uygulanarak Bağlantı Dayanımının Belirlenmesi	83
3.11 Numunelerin Bağlantı Başarısızlık Tipinin ve Yüzey Morfolojisinin İncelenmesi	85
3.12 AFAP Değerlerinin Hesaplanması İçin 3 Nokta Kırma Testi Sonrası Numunelerin SEM-EDX İle Silisyum Oranının Ölçülmesi	86

3.13 Numunelerin AFAP Değerlerinin Hesaplanması	87
Çalışmamızda her numune için AFAP değeri, $AFAP = (Si_f - Si_m) / (Si_o - Si_m)$ formülü kullanılarak hesaplandı (156). Formüldeki, ...	87
3.14 Üç Nokta Eğme Testi Sonrası Numunelerin SEM Görüntülerinin Alınması	87
3.15 İstatistiksel Değerlendirme	87
4.BULGULAR.....	88
4.1 Numunelerin Metal-Seramik Bağlanma Dayanımı Değerlerinin İstatistiksel Analizi	88
4.1.1 Farklı Metal Altyapı Üretim Tekniklerin Metal-Seramik Bağlanma Dayanımı	89
Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi	89
4.1.2 Termal Yaşlandırmanın Metal-Seramik Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi.....	90
4.2 Termal Yaşlandırma Uygulanmış Deney Gruplarının AFAP Değerlerinin Bağlanma Dayanımı ile İlişkisinin Değerlendirilmesi	92
4.3 Üç Nokta Eğme Testi Sonrası Numunelerin Bağlantı Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	93
4.3.1 Kırık Metal Yüzeyinin Stereomikroskop ve SEM-EDX Analizi ile Değerlendirilmesi.....	93
4.3.2 Kırık Seramik Yüzeylerinin E Değerlerine göre Değerlendirilmesi	94
4.3.3 AFAP Değerleri ile E değerleri Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi	97
4.3 SEM Bulguları.....	97
4.3.1 Farklı Üretim Teknikleriyle Üretilen Metal Altyapıların SEM Görüntüleri .	97
4.3.2 Farklı Üretim Teknikleriyle Üretilen Metal Altyapılar Üzerine Seramik İşlenmiş Numunelerin Arayüzlerinin SEM Görüntüleri	99
4.3.3 Üç Nokta Eğme Testi Sonrası Termal Yaşlandırma Uygulanmış ve Uygulanmamış Numunelerin Kırık Metal Yüzeylerinin SEM Görüntüleri	100
4.5 EDX Analizleri.....	102
4.5.1 Farklı Üretim Teknikleriyle Üretilen Metal Altyapıların EDX Analizleri ..	102
4.5.2 Farklı Üretim Teknikleriyle Üretilen Metal Altyapılar Üzerine Seramik İşlenmiş Numunelerin Arayüzlerinin EDX Analizleri.....	105
4.5.3 Üç Nokta Eğme Testi Sonrası Termal Yaşlandırma Uygulanmış Numunelerin Kırık Metal Yüzeylerinin EDX Analizleri	106
5.TARTIŞMA VE SONUÇ.....	109
6.KAYNAKÇA.....	130
ÖZ GEÇMİŞ.....	149

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

SLE: Seçici Lazer Ergitme

SLS: Seçici Lazer Sinterleme

YMF: Yumuşak Metal Frezeleme

ISO: Uluslararası Standartlar Organizasyonu

SEM-EDX: Tarama Elektron Mikroskobu-Enerji Dağılımı X-ışını Spektroskopisi

STL: Stereolithography

HP: Hızlı Prototipleme

RM: Hızlı Üretim (Rapid Manufacturing)

CAD/CAM: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)

SFF: Solid Freeform Fabrication (Serbest Şekilli Fabrikasyon)

LM: Layered Manufacturing (Katmanlı Üretim)

ASTM: American Society for Testing and Materials (Amerikan Test ve Malzeme Derneği)

SLA: Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (Stereolithografi)

LOM: Tabaka Yığılma Tekniği (Laminated Objected Manufacturing)

FDM: Fused Deposition Modeling (Eriterek Şekil Verme, Sıvayarak Harç Yığılma Tekniği)

SEBM: Selective Electron Beam Melting (Selektif Elektron Işını Ergitme)

SGC: Katı Sıkıştırma Yerleşimi (Solid Ground Curing)

MIT: Massachusetts Institute of Technology

CTE: Termal Genleşme Katsayısı

ADA: American Dental Association (Amerikan Diş Hekimliği Birliği)

ASTM: Amerikan Test ve Malzeme Derneği (American Society for Testing and Materials)

DMLS: Doğrudan Metal Lazer Sinterleme

DMLM: Doğrudan Metal Lazer Ergitme

DIN: Deutsches Institut für Normung (Alman Standartlar Enstitüsü)

ISO : International Organization for Standardization

AFAP: Area Fraction of Porcelain Adherence (Kırık Yüzeyin Porselen Bağlantısı)

MPa: Megapascal

mm: Milimetre

µm: Mikrometre

°C: Santigrat

N: Newton

dk: Dakika

mm²: Milimetrekare

Au: Altın

Pt: Platin

Pd: Paladyum

Ru: Rutenyum

Ir: İridyum

In: İndiyum

Os: Osmiyum

Ro: Rodyum

Ag: Gümüş

Ni: Nikel

Ti: Titanyum

Cu: Bakır

Be: Berilyum

B: Bor

In: İndiyum

Sn: Kalay

Si: Silisyum

Al: Alüminyum

Ga: Galyum

Cu: Bakır

Mn: Manganez

Mo: Molibden

W: Tungsten

Na: Soyum

Fe: Demir

Cl: Klor

V: Vanadyum

Zn: Çinko

Co-Cr: Kobalt-Krom

Cr₂O₃: Krom Oksit

Al₂O₃: Alüminyum Oksit

SiO₂: Silikon Dioksit

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (67)	27
Şekil 2.2. Tabaka Yığma Tekniği (96)	28
Şekil 2.3. 3D Yazdırma (96)	29
Şekil 2.4. Sıvayarak Harç Yığma Tekniği (96)	29
Şekil 2.5. Seçici Lazer Sinterleme (96)	31
Şekil 2.6. SLS sistemlerindeki bağlanma şekilleri (104)	32
Şekil 2.7. Seçici Lazer Ergitme (107)	33
Şekil 2.8. 3D Lazer Giydirmeye (110)	34
Şekil 2.9. Seramiğin tetragonal yapısı	36
Şekil 2.10. Porselen ve metalin ısısal genleşme katsayıları arasındaki ilişki (130)	42
Şekil 2.11. Basit gerilim kuvvetleri (49)	45
Şekil 2.12. Kompleks gerilim kuvvetleri (49)	46
Şekil 2.13. ISO tarafından belirlenen örnek ölçülerinin şematik görünümü (13)	49
Şekil 2.14. Örneğin dayanaklar arasına yerleştirilmesi ve dayanaklar arası mesafenin şematik görünümü (13)	49
Şekil 2.15. O'Brein'in metal seramik restorasyonlardaki bağlantı başarısızlığının sınıflandırması (39)	51
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan mum plakların cetvelle ölçülerek hazırlanması ve kumpas ile doğrulanması	60
Şekil 3.2. Mum maketlerin bağlantı mumuna sabitlenerek manşete alınması	60
Şekil 3.3. Revetmanın karıştırma cihazında hazırlanması	61
Şekil 3.4. Revatmanın soğutulup manşetten ayrılması	61
Şekil 3.5. Manşet fırını ve revetmanın ön ısıtma için fırına yerleştirilmesi	62
Şekil 3.6. İndüksiyonlu döküm makinesine revetmanın ve döküm potası içinde Co-Cr alaşım bilyelerin yerleştirilmesi	62
Şekil 3.7. Döküm işlemi sonrası (a) ve temizlendikten sonra (b) metal altyapıların görünümü	63
Şekil 3.8. Üretilecek numunelerin sanal ortamda tablo üzerinde yerleştirilmesi	64
Şekil 3.9. Numunelerinin üretiminde kullanılan SLE cihazı ve çalışma prensibi	65
Şekil 3.10. Metal tozlarının lazer ışını kullanılarak birleştirilmesi	65
Şekil 3.11. Sinterleme fırınında metal altyapıların ısı işlem sonrası görünümü	66

Şekil 3.12. Üretilecek metal altyapıların ve tijlerin sanal ortamda metal disk üzerine yerleştirilmesi	67
Şekil 3.13. Metal altyapıların üretiminde kullanılacak frezeleme makinesi.....	67
Şekil 3.14. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun frezeleme makinesine yerleştirilmesi .	68
Şekil 3.15. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun kazıma işleminin yapılması	68
Şekil 3.16. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun kazıma işlemi sonrası görünümü ve üretilen metal altyapılar.....	68
Şekil 3.17. Üretilen metal altyapıların sinterlenmesinde kullanılan fırın	69
Şekil 3.18. Üretilecek metal altyapıların ve tijlerinin sanal ortamdaki metal disk üzerine yerleştirilmesi	70
Şekil 3.19. Co-Cr esaslı yumuşak metal blokların kazıma işleminde kullanılan frezeleme makinesi	71
Şekil 3.20. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun frezeleme makinesine yerleştirilmesi .	71
Şekil 3.21. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun kazıma işleminin yapılması	71
Şekil 3.22. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun kazıma işlemi sonrası görünümü	72
Şekil 3.23. Üretilen metal altyapılarının boyutlarının dijital kumpas ile ölçülerek doğrulanması	73
Şekil 3.24. Kumlama makinesi ve kurulan düzenele metal altyapıların kumlanması ..	73
Şekil 3.25. Çalışmada kullanılan ultrasonik cihazı (a) ve buhar makinesi (b).....	74
Şekil 3.26. Metal altyapıların üretici firmanın önerilerine göre fırınlanması ve oksidasyon sonrası görünümü.....	75
Şekil 3.27. Çalışmada kullanılan SEM- EDX cihazı ve sonuçların değerlendirilmesi ..	76
Şekil 3.28. Oksidasyon öncesi ve sonrası SEM- EDX incelemesi yapılacak numunler	76
Şekil 3.29. Oksitleme ve kumlama sonrası metal altyapıların görünümü	77
Şekil 3.30. Porselen şekillendirme kalıbına metal altyapının yerleştirilmesi ve opak uygulaması.....	77
Şekil 3.31. AFAP değerlendirilmesi yapılacak numunelerin opak uygulaması sonrası görünümü	78
Şekil 3.32. Opak uygulanmış metal altyapı üzerine porselen şekillendirme kalıbından yararlanılarak seramik işlenmesi	79
Şekil 3.33. Üretici firmanın talimatına göre porselen fırınlaması	80
Şekil 3.34. Numunenin son kalınlığı (1.6mm)	80
Şekil 3.35. Metal altyapı üzerine işlenen porselenin uzunluğu.....	80

Şekil 3.36. Seramik uygulaması sonrası tüm numunelerin görünümü	81
Şekil 3.37. Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı	81
Şekil 3.38. Numunelerin 4 farklı file torba içerisine yerleştirilmesi	82
Şekil 3.39. Termal siklusun kontrol panali ve numunelerin 6000 döngüye maruz bırakılması	82
Şekil 3.40. Bakalite alınmış numuneler	83
Şekil 3.41. Çalışmada kullanılan universal test cihazı	83
Şekil 3.42. Numunenin universal test cihazına yerleştirilmesi ve metalin seramikten ayrılması	84
Şekil 3.43. Seramiğin metal altyapıdan ayrıldığı andaki kuvvetin tespiti	84
Şekil 3.44. Formülde kullanılan ‘l’(A) ve ‘d’(B) değerleri (172)	85
Şekil 3.45. Ham görüntü, işlenmiş ilgilenilen bölgeler (ROI) ve gri seviyelemeleri ...	86
Şekil 3.46. AFAP değerlendirilmesi yapılacak numunelerin 3 nokta kırma testi sonrası görünümü	86
Şekil 4.1. Termal yaşlandırmaya bakılmaksızın farklı üretim teknikleriyle üretilen metal altyapıların seramik bağlanma dayanımlarının tanımlayıcı istatistiği	89
Şekil 4.2. Termal yaşlandırma uygulanmış ve uygulanmamış deney gruplarının farklı üretim tekniklerine göre metal-seramik bağlanma dayanımlarının (MPa) tanımlayıcı istatistikleri	90
Şekil 4.3. Deney gruplarının bağlanma dayanımı ile AFAP değerleri arasındaki etkileşim grafiği	93
Şekil 4.4. Numunelerin kırık metal yüzeylerinin stereomikroskop görüntüleri	93
Şekil 4.5. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının E verilerinin tanımlayıcı istatistik verileri	95
Şekil 4.6. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarına göre kırık metal ve seramik yüzeylerinin görünümü	96
Şekil 4.7. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının AFAP ve E arasındaki etkileşim grafiği	97
Şekil 4.8. Farklı üretim teknikleriyle üretilen metal altyapıların kumlama işlemi sonrası yüzey morfolojilerinin mikroskopik görüntüsü	98
Şekil 4.9. Farklı üretim teknikleriyle üretilen metal altyapıların oksidasyon işlemi sonrası yüzey morfolojilerinin mikroskopik görüntüsü	99

Şekil 4.10. Farklı üretim teknikleriyle üretilen metal altyapılara uygulanan seramik sonrası ara yüzeyin mikroskopik görüntüsü	100
Şekil 4.11. Termal yaşlandırma uygulanmamış numunelerin kırık yüzey görüntüsü ..	101
Şekil 4.12. Termal yaşlandırma uygulanmış numunelerin kırık yüzey görüntüsü.	101
Şekil 4.13. Döküm grubununu kumlama sonrası (a) ve oksitleme sonrası (b) EDX analizi	102
Şekil 4.14. SLE grubununu kumlama sonrası (a) ve oksitleme sonrası (b) EDX analizi	103
Şekil 4.15. YMF-C grubununu kumlama sonrası (a) ve oksitleme sonrası (b) EDX analizi	103
Şekil 4.16. YMF-S grubununu kumlama sonrası (a) ve oksitleme sonrası (b) EDX analizi	104
Şekil 4.17. Deney gruplarının metal-seramik bağlanma yüzeyinin EDX incelemesi	105
Şekil 4.18. Termal yaşlandırma uygulanmış numunelerin kırık metal yüzeylerinin EDX incelemesi	108

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2. 1. McCabe'nin altın alaşımları sınıflandırılması.....	14
Tablo 2. 2. Eklemeli hızlı üretim tekniklerinin gelişim tarihleri (88).....	26
Tablo 3.1. Deney gruplarının şematik görünümü.....	56
Tablo 3.2. Termal yaşlandırma uygulanan deney gruplarının her biri için deney basamakları.....	57
Tablo 3. 3. Termal yaşlandırma uygulanmayan deney gruplarının her biri için deney basamakları.....	57
Tablo 3 4. Çalışmada kullanılan cihazlar	58
Tablo 3.5. Wirobond C Co-Cr metal alaşımın fiziksel özellikleri ve içeriği	63
Tablo 3.6. Remanium Star CL Co-Cr metal alaşımın fiziksel özellikleri ve içeriği	66
Tablo 3.7. CASTCO Co-Cr metal alaşımın fiziksel özellikleri ve içeriği.....	69
Tablo 3.8. Ceramill Sitron Co-Cr metal alaşımın fiziksel özellikleri ve içeriği	72
Tablo 3.9. Çalışmada kullanılan farklı markalara ait Co-Cr metal alaşımlarının oksitleme fırın değerleri.....	75
Tablo 3.10. Ceromco 3 firmasının opak ve porselen fırınlama dereceleri	78
Tablo 4.1. İki Yönlü Varyans Analizinin sonuçları.....	89
Tablo 4.2. Termal yaşlandırmaya bakılmaksızın Bonferroni yöntemiyle İkili karşılaştırma testi sonuçları.....	90
Tablo 4.3. Termal yaşlandırma varlığında ve yokluğunda, Bonferroni yöntemiyle ikili karşılaştırma testi kullanılarak deney gruplarının bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.....	91
Tablo 4.4. Deney gruplarının AFAP değerleri ve bağlanma dayanımlarının ortalaması	92
Tablo 4.5. Termal yaşlandırma uygulanmış numunelerin başarısızlık tipleri	94
Tablo 4.6. Termal yaşlandırma uygulanmamış numunelerin başarısızlık tipleri	94
Tablo 4.7. E değerlerinin tek yönlü varyans analizi.....	95
Tablo 4.8. Termal yaşlandırma uygulanmış E değerlerinin gruplar arasında Bonferroni yöntemiyle ikili karşılaştırma testi.....	96
Tablo 4.9. Döküm grubunun kumlama ve oksitleme sonrası EDX analizi	102
Tablo 4.10. SLE grubunun kumlama ve oksitleme sonrası EDX analizi	103
Tablo 4.11. YMF-C grubunun kumlama ve oksitleme sonrası EDX analizi.....	104
Tablo 4.12. YMF-S grubunun kumlama ve oksitleme sonrası EDX analizi.....	104

Tablo 4.13. Deney gruplarının metal-seramik arayüzeylerinin EDX analizi	106
Tablo 4.14. Deney gruplarının kırık metal yüzeylerinin EDX analizi	107



1.GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde metal destekli seramik restorasyonlar, tam seramik restorasyonlarla karşılaştırıldığında mükemmel klinik performans, düşük maliyet, basit simantasyon tekniği ve çok üyeli restorasyonlarda kullanımı açısından tercih edilmektedir (1).

Kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları metal destekli seramik restorasyonlarda altyapı olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Kobalt, alaşımın sertliğinin sağlanmasında; krom ise korozyonun önlenmesinde ve mekanik özelliklerin iyileştirilmesinde temel görev alır. Co-Cr alaşımları nikel-krom (Ni-Cr) alaşımlarına göre daha az potansiyel yan etkiye sahiptir ve korozyona karşı daha dirençlidir. Bu sayede, nikel alerjisi olan hastalar için alternatif olarak kullanılmıştır (2,3).

Metal altyapı için yaygın üretim metodu; mum patern oluşturma, revetmana alma, mum eliminasyonu ve döküm aşamalarından oluşan kayıp mum tekniğidir (4). Ancak, kayıp mum tekniği çok zaman alır ve diş teknisyenleri için belirli beceriler gerektirir. Genellikle alaşımın iç kısmında pöröziteler ve kusurlarla sonuçlanır (5,6). Ayrıca, baz metal alaşımlar daha yüksek erime noktalarına sahip olmaları nedeniyle döküm sırasında oksidasyona karşı daha hassastır (7).

Son yıllarda, özellikle protetik diş hekimliğinde metalik alt yapıların üretimi için dijital teknolojiler kullanılmaya başlanmıştır. Bu teknolojiler, bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemleri tarafından desteklenen, önceden üretilmiş malzemelerin frezelenmesi gibi çıkarılabilir üretim tekniği olarak ya da yeni geliştirilen Seçici Lazer Eritme (SLE) tekniği gibi ilave üretim tekniği olarak sınıflandırılabilir (8). Bu tekniklerin avantajları, önceden tasarlanmış restorasyonların kısa sürede üretilebilmeleri ve restorasyonların üretimini standardize edebilmeleridir (9,10).

CAD-CAM frezeleme sistemiyle, metal alaşım bloklarını daha küçük boyutlarda frezelemek mümkündür. Frezeleme ile üretilen metal altyapılar, yabancı madde ve ısı gerilme sonucu şekilde bozulma gibi prosedürel hatalara duyarlı değildir. Ayrıca, döküm alaşımlarından daha yüksek korozyon direncine sahiptir (11). Bununla birlikte, sert metal blokların yüksek sertliği nedeniyle kullanılan ekipman ve makine aşınması ve bakım maliyetleri tekniğin ana dezavantajlarıdır (12). CAD-CAM frezeleme sistemlerinde metal bloğun frezelenmesi sonrası, kalan malzeme israf olmaktadır. Önceki çalışmalar, metal destekli seramik protezlerin bu yöntemle üretilirken başlangıç malzemesinin %90'ının atıldığını bildirmiştir (9). Ayrıca CAD-CAM frezelemesi, metal tozuna bağlı yüksek maliyetler ve çevre kirliliğine kolayca neden olabilmektedir (13).

SLE tekniğiyse, 3 boyutlu bir ilave üretim teknolojisidir. Bilgisayar destekli tasarım verilerine göre, metal tozlarını katman katman eritmek için lazer gücünü kullanarak metal altyapılar üretir. Döküm teknolojisi ile karşılaştırıldığında SLE, kalıp veya yardımcı cihaz kullanmadan pörözitesiz altyapılar oluşturabilir ve yüksek boyutsal hassasiyete sahiptir. Karmaşık konfigürasyonlar üretme yeteneğine sahip olduğu gibi tek veya küçük metal yapıların üretimi için de uygundur ve verimli bir şekilde geniş bir malzeme yelpazesini kullanır (14). Ayrıca, frezeleme tekniğinin aksine, üretim sonrası artık tozu kullanılabilir ve neredeyse hiç malzeme kaybına sebep olmaz (15). SLE tekniği, belirtilen avantajlara sahip olmasına rağmen, çok pahalı bir ekipman gerektirmektedir ve bu nedenle, diş hekimliği endüstrisindeki büyük CAD-CAM merkezleri ile sınırlı kalmaktadır (12).

Co-Cr altyapıların üretiminde kullanılan SLE veya tamamen sinterlenmiş bloklardan frezeleme yöntemlerinin pahalı yatırımlara ihtiyaç duyması nedeniyle, son zamanlarda yeni bir üretim tekniği olan Yumuşak Metal Frezeleme (YMF) tekniği tanıtılmıştır (16). Yumuşak metal blok, organik bağlayıcılar gibi adeziv maddeler içerir ve “yeşil halde” kuru şekilde frezelenir. Böylece üretim zamanı ve maliyet azalır (12,17). Frezelenmiş altyapı daha sonra yaklaşık 1300 °C'de argon koruyucu gaz atmosferi altında; özel, yüksek sıcaklıkta bir sinterleme fırınında tam yoğunlukla sinterlenmelidir (17). İşleme adımları önceden sinterlenmiş zirkonya ile oldukça benzer olduğu için, metalik restorasyonlar mevcut CAD-CAM ekipmanları kullanılarak sıradan diş laboratuvarlarında bile yaygın olarak uygulanabilir (12,17,18).

Yumuşak metal bloklar, mum bloğa benzer mekanik özelliklere sahip olduğu için; küçük bir frezeleme makinesi ile sorunsuz bir şekilde frezelenabilir ve bu sırada daha az miktarda ısı üretilir, su soğutması gerektirmez. Dolayısıyla, bitimde malzemeleri kirletme riski de daha düşüktür (19). Yumuşak metal bloklar, sert metal blokların frezelenmesi ile karşılaştırıldığında, frezeleme süresinin kısaltılması, frezeleme makinesindeki stresin azaltılması ve freze kaleminin ömrünün uzatılması gibi avantajlara sahiptir (19). Ancak, YMF yönteminde kullanılan bu blokların frezeleme işlemi sonrası, gözenekli yapılarını ortadan kaldırmak ve tam yoğunluğu elde etmek için argon gazı atmosferinde sinterlenmeleri gerekmektedir. Bu işlem, bu teknik tarafından üretilen restorasyonların % 11’lik hacimsel büzülmesi ile sonuçlanır. Bu sebeple üretilecek altyapıların boyutları, hacimsel büzülme yüzdesi dikkate alınarak hazırlanmalıdır (3).

Metal destekli restorasyonların kullanımıyla ilgili en büyük zorluklar, dayanıklılıkları ve kırılma dirençleridir. Bu restorasyonların kırılma hızları son yıllarda % 2.3 - 8 arasında bildirilmiştir (20). Uzun dönem diğer bir klinik çalışmada, metal seramik restorasyonların porselen kırılma sağ kalım ve komplikasyon oranları % 2-4 arasında değişmektedir (21,22). Sistematik bir derleme, seramiklerin metal altyapıdan ayrılma riskinin 10 yılda % 3.2 olduğunu göstermiştir (23).

Metal destekli seramik restorasyonların uzun süreli klinik ömre sahip olmaları için, metal altyapı ile üzerine işlenen seramik arasında yeterli bağ kuvvetine sahip olması gerekmektedir. Bağlantı, seramik ile alaşım arasındaki mekanik kilitlenmeye, Van der Waals kuvvetlerinin adezyonuna ve seramik ile oksit katmanı arasındaki kimyasal bağlara dayanmaktadır. Kimyasal bağlanma, metal ile seramik arasındaki etkileşimin birincil mekanizmasıdır (24).

Metal ile seramik bağ kuvvetinde farklılıkların nedenlerinden biri de oksidasyon yüzeyi morfolojilerindeki ve dental Co-Cr alaşımlarının kalınlıklarındaki değişimler ve temel olarak kullanılan farklı imalat teknikleridir (13).

Bağlanma kuvvetini ve bağ kalitesini değerlendirmek için farklı test tasarımları önerilmiştir. Metal-seramik bağlanma dayanımı testi ölçülebilir, tekrarlanabilir ve gerçekleştirilmesi kolay olmalıdır (25). Metal-seramik bağlanma mukavemetini ölçmek

için makaslama testleri, çekme testleri, makaslama ve çekme testleri kombinasyonu, eğilme testleri ve torsiyon testleri gibi farklı test tasarımları kullanılmıştır (26). Günümüzde, 2012 yılında revize edilmiş 9693-1: 201239 sayılı Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) standardı, metal-seramik bağ dayanımının değerlendirilmesi için üç nokta eğme dayanımı test makinelerinin kullanılmasını önermektedir ve kabul edilebilir minimum bağ dayanımının 25 MPa olduğunu belirtmektedir (27).

Bu çalışmanın amaçları;

1. Yerli imalat yumuşak metal bloğun, muadili ithal metal blokla ve klinikte yaygın olarak kullanılan diğer metallerle seramik bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması,
2. Farklı üretim teknikleri kullanılarak üretilen metal altyapılarının ve metal-seramik arayüzlerinin görüntülerinin ve elemental içeriklerinin incelenmesi,
3. Termal yaşlandırmanın metal-seramik bağlanma dayanımı üzerindeki etkisinin araştırılması,
4. Kırık yüzeyin porselelen bağlantısı (AFAP) değerlerinin, metal-seramik bağlanma dayanımları ile ilişkilendirilmesi,
5. Üç nokta eğme testi sonrası numunelerin kırık seramik yüzeylerinin değerlendirilmesi ve AFAP ile ilişkilendirilmesidir.

Bu çalışmanın sıfır hipotezleri şu şekilde sıralanabilir:

1. Farklı üretim teknikleriyle üretilen Co-Cr içerikli metal altyapıların, seramik ile bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark yoktur.
2. Termal yaşlandırmanın, metal-seramik bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi anlamlı değildir.
 - a. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının, metal-seramik bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark yoktur.
 - b. Termal yaşlandırma uygulanmamış deney gruplarının, metal-seramik bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark yoktur.
 - c. Aynı üretim tekniğinin kullanıldığı deney gruplarında, termal yaşlandırmanın varlığının bağlanma dayanımları üzerinde etkisi yoktur.
3. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının, AFAP değerleriyle metal-seramik bağlanma dayanımı arasında güçlü bir ilişki yoktur.

4. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarında, 3 nokta eğme testi sonrası kırık seramik yüzeylerinin E değeri arasında anlamlı bir fark yoktur.
5. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının, AFAP ile E değeri arasında güçlü bir ilişki yoktur.
6. Farklı üretim teknikleri kullanılarak üretilen metal altyapı yüzeylerinin ve metal-seramik arayüzlerinin elemental içerik ve yüzey özellikleri açısından aralarında farklılık yoktur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Metal Destekli Seramik Restorasyonlar ve Tarihçesi

Tam seramik restorasyonların kullanımındaki artışa rağmen, klinik ömürleri ve biyouyumlulukları nedeniyle metal destekli seramik restorasyonlar hala yaygın şekilde kullanılmaktadır (28). Metal destekli seramik restorasyonlar, yüksek yükleme kuvvetlerine sahip oldukları için özellikle posterior bölgelerde tercih edilmektedir ve bu sayede tatmin edici uzun süreli klinik performans sergilemektedirler (29).

Seramik orijini Yunanca “keramos” sözcüğünden alan; bir veya birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir element ile birleşmesi sonucu oluşturduğu inorganik bileşiktir. Porselen ise, düşük kaynaştırıcı materyallerle birleştirilen yanıcı elementlerden oluşan bir seramik materyaldir (30).

Diş hekimliğinin temelinde önemli rolü olan Pierre Fauchard, 1728 yılında ‘Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents’ isimli kitabında; diş hekimliği alanında porselenin mine ve dişeti rengini taklit ederek kullanılabileceğini bildirmiştir (31).

Dental seramikler 1980’li yıllarda sabit protezlerde kullanılmaya başlamış ve yeni bir gelişim sürecine girmiştir. 1889 yılında Dr. Charles Land platin matriks üstüne feldspatik porseleni işlemiş ve ilk jaket kronu üretmiştir (29).

Dental seramikler düşük gerilme ve makaslama dirençlerine sahip olduğundan güçlendirmek için metal altyapılar ile birlikte kullanılması fikri geliştirilmiştir. Bu restorasyonlara da metal destekli seramik restorasyonlar adı verilmiştir (32).

1962 yılında M. Weinstein, Katz ve A.B Weinstein tarafından yapılan çalışmalar sonunda metal destekli porselenlerin gelişimi hızlanmıştır. Altın ve alaşımları için özel porselen

(lösit porselen) sistemler geliştirilmiştir. Bu sayede, metal destekli sabit protezler klinikte kullanılmaya başlanmıştır (33). 1960'ların sonunda altın dökümün ekonomik olmaması sebebiyle kıymetsiz metal alaşımlar tercih edilmiştir. Abraham Weinstein 1970 yılında, soy olmayan metal alaşımların altyapı olarak kullanıldığı porseleni geliştirmiştir (34,35).

Ülkemizde 1965 yılından sonra, Prof. Dr. İlhan Çuhadaroğlu'nun çalışmaları ile metal destekli porselen restorasyonlar yapılmaya başlanmıştır. 1970 yılından itibaren kıymetsiz metal alaşımların kıymetli metal alaşımların yerine kullanılabilirliği ile ilgili çeşitli klinik ve laboratuvar araştırmaları yapılmaktadır (36).

2.2 Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyonların; tek ya da çok üniteli olması, dental arktaki konumu, gövde uzunluğu, kullanılan porselenin cinsi gibi faktörler sebebiyle farklı alaşım seçeneklerine ihtiyaç duyulmuştur. Altın ve diğer kıymetli alaşımların ekonomik olmaması da alternatif alaşımların kullanılmasına yol açmıştır (37) .

Alaşım, karşılıklı olarak çözülebilen iki veya daha fazla erimiş haldeki metal veya metaloit karışımıdır. Metalik bir elementin sertliğini, mukavemetini ve kuvvetini değiştirmek amacıyla başka bir element eklenerek alaşım elde edilir. Bu sayede, saf haldeki metalde bulunmayan özellikler elde edilmiş olur (30).

Alaşımlar için kullanılan terimler şunlardır:

Soy Metal: Oksidasyona, korozyona ve kararmaya karşı dirençli metallerdir. Soy metal grubunda; altın, platin, osmiyum, iridyum, paladyum, rutenyum ve rodyum metalleri yer almaktadır (30). Bazı araştırmacılar gümüşü (Ag) de soy metaller grubunda değerlendirirler. Ancak gümüş, ağız içerisinde okside olabilmesi sebebiyle diş hekimliğinde soy metal grubuna dâhil edilmez (38).

Baz (Temel) Metal: Korozyona ve kararmaya karşı dirençli olmayan metallerdir. Soy olmayan metallerin oluşturduğu alaşımlara temel metal alaşımları denir (30) .

İyi bir metal alaşımda bulunması gereken temel özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir (35):

1. Diş ve destek dokular ile biyolojik olarak uyumlu olmalıdır.
2. Metal oksitler porselen tarafından iyi ıslanabilmeli ve porselen içinde eriyebilmelidir.
3. Metal yüzeyinde oluşan oksitler porselenin rengini bozmamalıdır.
4. Korozyona ve dış etkilere karşı dirençli olmalıdır.
5. Çiğneme basınçlarına dayanacak sertlikte ve dayanıklılıkta olmalıdır.
6. Metalin ısısal genleşme katsayısı porselene yakın değerde olmalıdır.
7. Dökülebilir olmalı, polisaj ve parlatma özelliği bulunmalıdır.
8. Lehimlenebilir olmalıdır.
9. Yüksek ısıda kırılmasını önlemek için ince tanecikli bir yapıda olmalıdır.
10. Porselenin fırınlanması sırasında, minimal deformasyon göstermelidir.
11. Ekonomik olmalıdır.

2.2.1 Soy Metal Alaşımları

2.2.1.1. Altın-Platin-Paladyum Alaşımları (Au-Pt-Pd)

İçeriğinde %84 Au, %7-9 Pt, %4-6 Pd ve %1-3 oranında Ag vardır. İndiyum, demir, kalay ve çinkoyu ise eser miktarda içerir. Erime derecesi içindeki metallerin yüzdesine göre değişiklik göstermekle birlikte yaklaşık 1325°C'dir. Korozyona karşı dirençli olması, kolay işlenebilir olması, porselende renklenmeye sebep olmaması ve iyi biyolojik uyum göstermesi gibi çeşitli avantajlara sahiptir (39). Ancak maliyetlerinin yüksek oluşu, ısıya bağlı esneme dirençlerinin düşük olması ve deformasyona yatkınlıkları gibi dezavantajları vardır (40).

2.2.1.2 Altın-Platin-Tantalyum Alaşımları (Au-Pt-Ta)

Alaşım renginin altın rengine benzemesi için, içeriğine paladyum yerine tantalyum ilave edilmiştir (41).

2.2.1.3 Altın-Paladyum-Gümüş Alaşımları (Au-Pd-Ag)

İçeriğinde %39-53 altın, %25-35 paladyum, %12-22 gümüş ve %8 oranında indiyum ve kalay bulunur. Erime derecesi içindeki metallerin yüzdesine göre değişmekle birlikte 920-1260°C arasındadır. En çok kullanılan çeşidi 950°C'de erir. Altın-platin alaşımlarına göre daha yüksek erime sıcaklığına sahip olduklarından akma dirençleri daha yüksektir. Elastisite modülü de altın-platin alaşımlarından daha yüksektir ve bu sebeple deformasyona karşı daha dayanıklıdır (25,33,38). Yüksek ve düşük oranda gümüş

içermelerine göre iki alt gruba ayrılabilirler. Ancak, içeriğindeki gümüşün porseleni renklendirmesi en büyük dezavantajlarıdır (42).

2.2.1.4 Paladyum -Gümüş Alaşımları (Pd-Ag)

Alaşımların içeriği, yaklaşık olarak %60 oranında paladyum, %28-30 oranında gümüş ve eser miktarlarda indiyum ile kalaydır (43). Daha ekonomik olması sebebiyle, altın-platin-paladyum ve altın-paladyum-gümüş metal alaşımlarına alternatif olarak piyasaya sunulmuştur (38). İçerdiği paladyum miktarının fazla olması nedeniyle döküm ısısı yüksektir. Tüm kıymetli metal alaşımlar içerisinde en yüksek elastisite modülüne sahip alaşım grubudur ve bu sebeple düşük deformasyon eğilimi gösterir. Ayrıca, korozyona karşı direncinin yüksek olması, kolay dökülebilirliği ve porselenle çok iyi bağlantı oluşturması gibi avantajlara sahiptir. Ancak, altın-paladyum-gümüş alaşımlarına oranla içeriğinde daha fazla gümüş bulunduğu porselende yeşilimsi renk değişimleri daha fazla görülür (39).

2.2.2 Baz (Temel) Metal Alaşımları

2.2.2.1 Kobalt-Krom Metal Alaşımları (Co-Cr)

Alaşım, % 65 Co, % 26 Cr, % 9 Ni içermektedir. Berilyum, karbon, molibden, silisyum ve bor gibi elementler de eser miktarlarda bulunmaktadır. Alaşımların ergime sıcaklığı 1300 °C'dir. Kobalt ve karbon, alaşıma sertlik kazandırır. Nikel alerjisi olan hastalarda genellikle bu alaşım tercih edilir. Krom; yüzeyde ince bir oksit tabakası oluşturur ve alaşımların korozyona karşı direncini artırır (40). Bu alaşımlar tüm metal kronlar, metal destekli porselen restorasyonlar ve en yaygın olarak hareketli bölümlü protezlerin yapımında kullanılırlar (2).

2.2.2.2 Nikel-Krom Metal Alaşımları (Ni-Cr)

Alaşımların içeriğini, %68-80 nikel, %11.9-26.3 krom, % 0.1-14 demir, alüminyum, berilyum, molibden, manganez, tantalyum gibi elementler oluşturmaktadır (44). Nikel-krom alaşımlar içeriğinde berilyum elementinin bulunup bulunmamasına göre iki gruba ayrılmıştır. Berilyum, dökülebilirliği arttırdığı ve kalın oksit tabakası oluşumunu engellediği için alaşım içeriğinde kullanılmaktadır. Ancak, vücuttan atılımının zor olması ve kanserojen etkisinden dolayı berilyumsuz nikel-krom alaşımları üretilmiştir (38). Krom ilavesi alaşımların lekelenmeye ve korozyona direncini arttırmaktadır. Bu alaşımların kıymetli alaşımlara göre daha sert ve daha yüksek çekme dayanımına sahip olması, daha

ince restorasyonların yapılabilmesini sağlar. Ayrıca dayanıklılığı artırdığı için uzun köprülerde tercih edilir (2,45).

Nikel-krom alaşımlarının, dokularda alerjik reaksiyona neden olabilmeleri, döküm sonrası marjinlerde deformasyon görülebilmesi, yüksek sertlik derecesi nedeniyle parlatma işlemlerinin zor olması ve kontrolsüz oksit tabakası oluşabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (39).

2.2.2.3 Titanyum

İlk olarak İngiltere’de 1791 yılında William Gregor tarafından keşfedilmiş ve Martin Heinrich Klaproth tarafından Yunan mitolojisindeki titanlardan esinlenerek isimlendirilmiştir (43). Titanyum, oldukça yüksek biyouyumluluğa sahip bir metaldir. Ancak, 2000 °C gibi yüksek ergime derecesine sahip olduğundan dökümü zordur. Ayrıca titanyum özel tasarlanmış argon atmosferli fırınlarda eritilir (39).

2.2.3 Metal Alaşımların Seçiminde Dikkat Edilmesi Gereken Özellikler

Akma Dayanıklılığı:

Bir materyalin elastik deformasyonun bittiği ve plastik deformasyonun başladığı strese akma dayanıklılığı denir. Akma dayanıklılığı, materyalin kalıcı deformasyona uğramadan dayanabildiği mekanik stres miktarını belirler (39).

Döküm Hassasiyeti (Döküm Uyumu):

Metalin döküm sıcaklığındaki sıvı halinden katı haline geçerken büzülmesi, döküm hassasiyetini etkileyen en önemli faktörlerden birisidir. Metaller soğurken ergime derecesine göre farklı özellikler gösterirler. Eğer bir metal yüksek ergime derecesine sahipse, düşük ergime derecesine sahip bir metale göre daha fazla ısısal büzülme sergiler (46) .

Isısal Genleşme Katsayısı:

Bir maddenin 1°C’lik ısı değişimi sonucu birim uzunluğunda meydana gelen boyutsal değişikliğe doğrusal ısısal genleşme katsayısı denir. Metal destekli porselen restorasyonlarda, metalin ısısal genleşme katsayısı porselene göre nispeten daha fazladır. Bu durum metal destekli restorasyonun oda ısısına soğuması sırasında metalin daha fazla, porselenin ise daha az büzülmesini sağlar ve porselen metal üzerine sıkışma kuvvetleri meydana getirir. Bu sayede, metal ile porselen arasındaki ısısal genleşme katsayısı

farkından yararlanılarak; iki farklı materyal ısıtılma işlemle birbirlerine bağlanmış olur (47).

Lekelenme ve Korozyona Direnç:

Korozyon, metal veya metal alaşımlarının oksitlenme veya diğer kimyasal etkilerle aşınması demektir. Diş hekimliğinde kullanılacak metal alaşımların biyouyumlu olabilmesi için korozyona ve lekelenmeye karşı dirençli olması, alerjik reaksiyonlara sebep olmaması ve ağız sıvılarında çözülmemesi gerekir. Soy metaller, bu özellikleri taşıyan en iyi metal alaşımlardır (48).

Elastisite Modülü:

Birim alana uygulanan kuvvete materyalin gösterdiği elastik deformasyona elastisite modülü denir. Uzun gövdeli köprülerde, elastisite modülü yüksek bir materyal kullanılması önerilmektedir (48).

Elastisite modülü, materyale uygulanan gerilmenin, uygulanan gerilmeden dolayı meydana gelen gerilmeye oranıyla elde edilir. Eğer bir telin bükülmesi zor ise telde görünür bir deformasyon oluşturmak için büyük bir gerilim uygulamak gerekir. Bu tip bir materyalin elastisite modülü yüksektir (49).

Isı Altında Zamana Bağlı Deformasyon Direnci (Creep Resistance):

Ergime derecesine yakın ısıda tutulan metale sabit kuvvet altında uygulanan kuvvet sonucu metalde meydana gelen gerilim zamanla artış gösterir. Zamana bağlı meydana gelen plastik deformasyona creep (akma) denir (48).

Akma sürekli bir plastik deformasyona sebep olduğundan, diş hekimliğinde kullanılan materyallerde istenilen bir durum değildir. Metal destekli restorasyonlarda kullanılan materyallerin ergime derecesi ağız içi sıcaklığından çok daha yüksek olmasından dolayı akma olayı meydana gelemez (49).

Oksit Formasyonu:

Metal destekli restorasyonlarda, porselen ile metal alaşım arasındaki metal oksitlerin kimyasal etkileşimi iki materyal arasındaki kimyasal bağlantıyı sağlar (47). Meydana gelen oksit tabakasının özellikleri; kullanılan metal alaşımının içeriğine ve oksitleme işlemine, döküm tekniğine göre farklılık gösterir. Metal yüzeyinde oluşan oksit film tabakasının iyi bir bağlantı oluşturması için; porselenin ısısal genleşme katsayısına etki

etmemesi ve porselende çözünür olması gerekmektedir. Ayrıca, çevre dokulara toksik etkisi olmamalıdır (45). Soy olmayan metal alaşımlarda oksit tabakası kendiliğinden meydana gelmektedir. Soy metal alaşımlarında ise kabul edilebilir bir oksit tabakası oluşturmak için; indiyum, çinko, demir, kalay gibi metaller alaşıma ilave edilmektedir (50).

Reziliens:

Bir materyalin plastik deformasyona uğrayana kadar absorbe edebildiği mekanik enerjiye reziliens denilmektedir. Dental restorasyonların ağız içinde okluzal kuvvetlere dayanması için reziliens modülü yüksek olmalıdır (48).

Sertlik:

Metal alaşımının sert olması, laboratuvar işlemlerinin uygulanması açısından dezavantaj olmasına rağmen uzun gövdeli köprü restorasyonlarında klinik başarıyı arttırmaktadır (45).

Yatırılabilirlik:

Kuron ya da köprü restorasyonlarının marjinal bölgelerindeki metalin klinikte metal bir alet yardımıyla kurona doğru adapte edilmesine “yatırılabilirlik” denir. Akma dayanıklılığı düşük metallerde bu özellik daha kolay şekilde uygulanır. Restorasyonların doku ile uyumunun iyi olabilmesi için yapılan bu işlem restorasyonun başarısını etkileyen faktörlerden biridir (45).

2.2.4 Metal Alaşımlarının Sınıflandırılması

Metal destekli porselen restorasyonlarında, altyapı için kullanılan metal alaşımlar maliyetlerine, yapılarına veya kullanım şekillerine göre çeşitli şekillerde sınıflandırılmışlardır. 1984 yılında, Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association – ADA) döküm alaşımlar için alaşımların ağırlıkça yüzde bileşimini esas alan bir sınıflandırma yapmıştır. Alaşımları “yüksek soy”, “soy” ve “soy olmayan metal” olarak 3 grupta sınıflandırmıştır. Ancak, bu sınıflama farklı içerikteki alaşımları ayırt etmeden genel bir kategoriye ayırdığından; üretici, teknisyen ve hekim arasındaki iletişimi tam olarak sağlayamamış ve farklı sınıflandırmalara ihtiyaç duyulmuştur (38).

2.2.4.1 Alaşımların İçerdikleri Kıymetli Metal Oranına Göre Sınıflandırılması

1983 yılında Mc Lean tarafından aşağıdaki şekilde bir sınıflama yapılmıştır:

I. Kıymetli Metal alaşımları

1. Yüksek altın içeren metal alaşımları

a) Altın-platin-paladyum alaşımları (Au-Pt-Pd)

b) Altın-platin-tantalyum alaşımları (Au-Pt-Ta)

2. Düşük altın içeren metal alaşımları

Altın-paladyum-gümüş alaşımları (Au-Pd-Ag)

3. Altın içermeyen metal alaşımları

Paladyum-gümüş alaşımları (Pd-Ag)

II. Kıymetsiz Metal Alaşımları

1. Kobalt-krom metal alaşımları (Co-Cr)

2. Nikel-krom metal alaşımları (Ni-Cr)

3. Titanyum

2.2.4.2 Alaşımların Kullanılan Metal Alaşımların İçeriklerine Göre Sınıflandırılması

O'Brien metal alaşımları içeriklerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (39):

A) Soy Metal Alaşımlar

a) Paladyum (Pd) alaşımları

- Paladyum-gümüş (Pd-Ag) alaşımları
- Paladyum-bakır (Pd-Cu) alaşımları
- Paladyum-kobalt (Pd-Co) alaşımları

b) Altın (Au) alaşımları

- Altın-platin-paladyum (Au-Pt-Pd) alaşımları
- Altın-paladyum (Au-Pd) alaşımları
- Altın-paladyum-gümüş (Au-Pd-Ag) alaşımları

B) Baz Metal Alaşımlar

a) Nikel-krom berilyum (Ni-Cr-Be) alaşımları

- b) Nikel-krom (Ni-Cr) alaşımları
- c) Kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları
- d) Titanyum (Ti) ve titanyum alaşımları

2.2.4.3 Alaşımların Kullanım Yerine Göre Sınıflandırılması

McCabe ise altın alaşımlarını kullanım yerlerine göre 4 tipe ayırarak sınıflandırmıştır (Tablo 2.1). Buna göre Tip I'den Tip IV'e doğru altın oranı azalmaktadır. Altın oranının azalması ile çekilebilirlik ve korozyona karşı direnç azalırken; sertlik ve dayanıklılık artar (51).

Tip I: Oldukça yumuşak olmaları sebebiyle yeterli miktarda diş dokusuyla desteklenen inleyler ve fazla okluzal kuvvetlerin az olduğu vakalarda kullanılır. Bu alaşımların çekilebilir olması kavite kenarlarında inleynin ağız içinde şekillendirilerek daha iyi bir kenar uyumunun elde edilmesini sağlar (51).

Tip II: İnleylerin yapımında en çok kullanılan alaşımdır. Tip I alaşımlara göre daha üstün mekanik özelliklere sahiptir ancak çekilebilirliği azalmaktadır (51).

Tip III: Diş dokusu desteğinin az olduğu ve fazla okluzal kuvvetlere maruz kalan durumlarda inleylerde, tam ya da $\frac{3}{4}$ kuron ve köprü protezlerinde kullanılabilirler. Alaşımda platin ve paladyumun yüksek miktarda bulunması, alaşımların ergime derecesini yükseltir. Bu durum özellikle lehim işlemlerinde kolaylık sağlar (51).

Tip IV: Alaşım içerisinde yüksek miktarda bulunan paladyum ve platin ergime derecesini yükselterek alaşımların oldukça sert olmasını sağlar. Okluzal kuvvetlerinin fazla olduğu vakalarda, uzun dişsiz alanların sabit protezlerle rehabilitasyonunda ve metal destekli hareketli protezlerin, kısmen daha esnek yapıda olması beklenen, küçük bağlayıcı unsurlarının yapımında kullanılırlar (51,52).

Tablo 2. 1. McCabe'nin altın alaşımları sınıflandırılması

Tip	Au(%)	Ag(%)	Cu(%)	Pt/Pd(%)	Zn(%)
I (Yumuşak)	85	11	3	---	1
II (Orta)	75	12	10	2	1
III (Sert)	70	14	10	5	1
IV (Çok sert)	65	13	15	6	1

2.2.5. Alaşıma İlave Edilen Elementlerinin Fonksiyonları

Alüminyum (Al): Alüminyum, oksit oluşumunu etkileyen sertleştirici etkisi olan bir elementtir. Nikel içeren alaşımların ergime derecesini düşürmek amacıyla eklenir. Kobalt- krom metal alaşımlarına ilave edildiğinde pürüzlendirilebilme özelliği sağlayarak mikro mekanik tutuculuğu artırır (38).

Berilyum (Be): Berilyum da alüminyuma benzer şekilde, sertleştirici etkiye sahiptir ve oksit oluşumunu kontrol etmeyi sağlar (kalın oksit tabakası oluşumunu engelleyerek). Alaşımın ergime derecesini düşürerek dökülebilirliğini ve polisajlanabilirliğini artırır (38).

Bor (B): Bor, oksit giderici bir ajandır. Nikel içerikli alaşımlarda dökülebilirliği arttırmak amacıyla kullanılır. Erimiş alaşımın yüzey gerilimini düşüren sertleştirici etkiye sahip bir elementtir (38).

Krom (Cr): Krom, nikel ve kobalt içeren alaşımlarda etkisizleştirme özelliğine sahip olduğu için korozyon direncini artırır (38).

Kobalt (Co): Nikel esaslı alaşımlara alternatif olarak kobalt esaslı alaşımlar piyasaya sürülmüştür ancak üretimleri daha zordur. Alaşıma sertlik katar. Ayrıca, kobalt, termal genleşme katsayılarını ve dirençlerini arttırmak amacıyla yüksek paladyum alaşımlarına da ilave edilir (38).

Bakır (Cu): Sertleştirici ve direnç arttırıcı bir ajandır. Alaşımın ergime derecesini düşürür ve ısı ile işlenebilirliğini artırır. Ayrıca oksit tabakanın oluşmasına yardımcı olur (38).

Galyum (Ga): Gümüş içermeyen alaşımlarda gümüşe alternatif olarak düşen termal genleşme katsayısını ayarlayan ajandır (38).

Altın (Au): Korozyon ve lekelenmeye karşı yüksek düzeyde direnç sağlar. Alaşımın densitesini, ergime derecesini, çalışılabilirliğini ve polisajlanabilirliğini artırır. Alaşıma sarı bir renk verir ancak paladyum ve gümüş gibi elementlerin eklenmesiyle alaşım beyaz bir renk alır (38).

İndiyum (In): Alaşımın ergime ısını ve densitesini düşürürken, akıcılığını ve direncini

arttırır. İndiyum, soy metal esaslı alaşımlarda oksit oluşumunu sağlar. Yüksek gümüş içerikli alaşımlarda lekelenmeyi engellemek amacıyla indiyum kullanılır (38).

İridyum (Ir): Altın ve paladyum esaslı alaşımların tanecik yapısını düzenler ve lekelenmeye karşı direnç kazandırır (38).

Demir (Fe): Bazı altın esaslı alaşımların sertliğini arttırmak ve oksit oluşumunu sağlamak amacıyla kullanılır. Bazı metal alaşımın içerisinde de eser miktarda bulunur (38).

Manganez (Mn): Kobalt-krom ve nikel-krom alaşımlarında oksit tabakasının kalınlığını azaltır ve alaşımın sertliğini artırır (38).

Molibden (Mo): Korozyon direncini arttıran ve oksit oluşumunu etkileyen bir ajandır (38).

Nikel (Ni): Temel metal alaşımlarda kullanılan bir metaldir. Termal genleşme katsayısı altına yakındır ve korozyona karşı direnç sağlar (38).

Paladyum (Pd): Altın esaslı alaşımların sertliğini, dayanıklılığını, korozyona ve lekelenmeye karşı direncini arttırmak amacıyla kullanılır. Aynı zamanda, bir alaşımın ergime derecesini ve akma dayanıklılığını da artırır. Hidrojen, oksijen ve karbona yüksek düzeyde duyarlılığı vardır ve güçlü bir beyazlatıcı etkiye sahiptir. Altın içeren alaşımların densitesini az miktarda düşürürken gümüş esaslı alaşımlar üzerinde etkisi yoktur (38).

Platin (Pt): Altın esaslı alaşımların ergime derecesini ve akma dayanıklılığını artırır. Sertliğini, korozyona ve lekelenmeye karşı direncini yükseltir. Alaşımın rengini beyazlatıcı etkisi vardır. Altın içermeyen alaşımlara ilave edildiğinde alaşımın özgül ağırlığını artırır (38).

Rutenyum (Ru): Rutenyum platin grubunun üyesidir ve soy metaldir. Altın ve paladyum esaslı alaşımların tanecik yapısını düzenleyerek mekanik özelliklerini geliştirir ve kararmaya karşı direncini artırır. (38).

Silisyum (Si): Esas görevi oksit temizlemektir. Aynı zamanda sertleştirici bir ajandır (38).

Gümüş (Ag): Alaşımın ergime derecesini düşürür, akışkanlığını artırır. Altın ve

paladyum içeren alaşımların termal genleşme katsayılarını kontrol eder. Gümüşün oksijene afinitesi olduğu için; eser miktarda çinko, indiyum ya da altın gümüş esaslı alaşımlara eklenerek gümüşün oksijen emmesi önlenmeye çalışılır. Gümüş, sülfür varlığında korozyon ve renklenmeye sebep olur (38).

Kalay (Sn): Alaşımın ergime derecesini düşürmek amacıyla kullanılır. Kalay, paladyum gümüş alaşımların oksidasyonu için gerekli olan temel elementtir (38).

Titanyum (Ti): Alüminyum ve berilyum gibi titanyum da alaşımın ergime derecesini düşürür ve dökülebilirliğini artırır. Sertleştirici bir ajandır ve yüksek sıcaklıkta oksit oluşumunu etkiler (38).

Çinko (Zn): Alaşımın ergime derecesini düşürür ve dökülebilirliğini artırır. Diğer oksitlerle birleşerek oksit temizleyici olarak görev alır. Paladyum ile birleştiği zaman alaşımın sertliğini artırır (38).

2.3 Metal Destekli Seramik Restorasyonların Bileşenleri

Metal destekli seramik restorasyonlar, metal altyapı, seramik üstyapı ve aralarında bulunan oksit tabakasından oluşmaktadır. Seramik üst yapı ise; opak, dentin ve mine seramiği ve son katman olarak glazür tabakasından meydana gelmektedir (47).

2.3.1 Metal Altyapı

Metal destekli porselen restorasyonlar porselenin estetik özellikleriyle metalin dayanıklılığın birleştirmektedir. Soy metaller; biyouyumlu olmaları, döküm kolaylıkları ve porselenle iyi bağlantı oluşturmaları gibi özellikleri nedeniyle metal altyapı üretiminde kullanılmaktadır. Ancak, yüksek maliyetlerinden dolayı soy metal alaşımlara alternatif olarak; daha ekonomik ve yüksek mekanik özelliklere sahip olan baz metal esaslı alaşımlar (Ni-Cr ve Co-Cr) tercih edilmeye başlanmıştır (53). Co-Cr alaşımları dental protezlerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Co alaşımların sertliğini artırırken; Cr alaşımı ise korozyona karşı dirençli olmasını sağlar ve mekanik özelliklerin iyileştirir (3). Ayrıca Ni-Cr alaşımlarına göre daha az potansiyel yan etkiye sahiptir ve korozyona karşı daha dirençlidir (2).

Metal altyapılarının temel görevleri; restorasyonun prepare edilmiş dişe uyum yüzeyini oluşturması ve uygun aksiyal konturları sağlaması, seramik ile bağlantıyı oluşturacak

olan metal oksitlerin kaynağı olması, restorasyona dayanıklılık ve desteklik sağlaması olarak sıralanabilir (38).

Metal altyapının kalınlığı alaşımının tipine göre farklılık göstermekle birlikte ideal kalınlık miktarı 0,5 mm olarak bildirilmiştir (47). Straussberg ve arkadaşları, metalin 0,5mm'den daha az kalınlığa sahip olması durumunda çiğneme basınçları altında deformasyona uğrayabileceğini savunmuşlardır (54). Silver ve arkadaşları ise metalin 0,5 mm'den daha ince olması halinde; porselen büzülmesine bağlı olarak, özellikle marjinal kısımda altyapı uyumunun bozulacağını bildirmişlerdir (55). Isaacson ve Isaacson optimum metal altyapı kalınlığının 0,4-0,5 mm olduğunu ve 0,3 mm'den daha az olmaması gerektiğini belirtmişlerdir (56).

2.3.1.1 Metal Altyapı Elde Etme Yöntemleri

Günümüzde metal destekli porselen restorasyonlarının altyapı üretiminde geleneksel döküm yöntemi (kayıp mum tekniği) hala yaygın olarak kullanılmaktadır. Son zamanlarda, teknolojinin gelişmesiyle birlikte bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) teknolojisi altyapı üretiminde kullanılmaya başlanarak hızlı üretim yöntemleri dental laboratuvarlara giriş yapmıştır.

2.3.1.1.1 Geleneksel Döküm Yöntemi (Kayıp Mum Tekniği)

Geleneksel döküm yöntemi (kayıp mum tekniği), metal destekli porselen restorasyonların altyapı üretiminde kullanılan en eski tekniklerden biridir. Günümüzde hala yaygın şekilde kullanılmaktadır (36).

Kayıp mum tekniğini, ilk olarak 1981 yılında Martin kullanmıştır. Hazırlanan inley kavite mum ile doldurulmuş ve kavitenin mum kalıbı elde edilmiştir. Sonrasında mumun eritilip boşluğa altın dökülmesiyle gerçekleştirilmiştir. 1896 yılında ise Dr. Philbrook ağız içinde şekillendirilen bir mum kullanılarak, elde ettiği kalıptan hava basıncı altında altın dökümü elde etmiştir (57). Bu teknik, William H. Taggart tarafından geliştirilerek 1907'den bu yana metal altyapı üretiminde kullanılmaktadır (58).

Döküm, bir materyalin veya plastik bir malzemenin eritilerek akışkan hale getirilip, bir kalıba dökerek veya enjekte ederek istenilen şeklin üretilmesini sağlayan sistemdir (30). Bu teknikle metal altyapı elde etmek için öncelikle dış preperasyonu yapılarak ölçü alınır. Alınana ölçüye alçı dökülerek model elde edilir. Alçı model üzerinde ilgili dişe mum

modelaj yapılarak istenilen form verilir. Hazırlanan mum örneğe tij bağlanarak, döküm potasına yerleştirilir. Sonrasında manşete alınır ve manşet içerisine revetman dökülür. Revetman sertleştikten sonra mum atımı yapmak için revetman kalıp fırına yerleştirilir. Mum atım sonrası elde edilen negatif boşluğa eritilmiş metal alaşım dökülür. Son olarak da döküm çıkarılarak temizlenir, tesviye ve polisajı yapılır (39).

Diş hekimliğinde, metal altyapılarını döküm yoluyla elde edilmesinde bazı durumlara dikkat etmek gerekmektedir. Elde edilen dökümün, döküm öncesi restorasyon üzerinde hazırlanmış mum modelaj ile boyutsal ve yüzey ayrıntıları açısından aynı olması gerekmektedir. Diş preperasyonu sonrası hastadan alınan ölçüde, alçı modelde veya döküm aşamasında meydana gelecek en küçük sorun bile restorasyonun başarısını önemli ölçüde azaltmaktadır. Bu nedenle, döküm tekniğinin başarılı olması için her aşamasının dikkatli ve titiz bir şekilde yapılması gerekmektedir. (7).

Günümüzde hala kayıp mum tekniği metal altyapı üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, bu teknik çok zaman ve tecrübe gerektirir. Diş teknisyeninin beceri ve bilgisi döküm restorasyonunun başarısını etkiler. Genellikle alaşımın iç kısmında pöröziteler ve kusurlar meydana gelebilir (5,6). Ayrıca, günümüzde ekonomik olmaları nedeniyle baz metal alaşımların soy metallere göre kullanımı artmıştır. Ancak, baz metal alaşımların, soy metal alaşımlara göre erime noktasının daha yüksek olması ve döküm sırasında oksidasyona daha fazla duyarlı olmaları sebebiyle dökülmeleri daha zordur. Yüksek sertliğe sahip oldukları için tesviye ve polisaj aşamaları da daha fazla zaman alır (40). Bu sebeple metal altyapıların daha hızlı, kolay ve standart üretimlerini sağlamak amacıyla yeni yöntemler kullanılmaya başlanmıştır.

2.3.1.1.2 Hızlı Üretim Yöntemleri

Hızlı direkt üretim yöntemleri, bilgisayar sistemlerini kullanarak dental restorasyonların 3 boyutlu tasarımını direkt olarak üretebildiklerinden, zaman açısından önemli fayda sağlarlar. Hızlı direkt imalat yöntemlerinde kullanılmak üzere üretilmiş malzemelerden, farklı yöntemler kullanılarak nihai ürünler elde edilir (59).

CAD (Computer Aided Design – Bilgisayar Destekli Tasarım); bir ürünün üç boyutlu tasarımının bilgisayar sistemleri kullanarak yapılmasıdır. CAM (Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim) ise tasarımı yapılan ürünün bilgisayar sistemleri yardımıyla üretimin yapılmasıdır (60).

CAD-CAM teknolojisi, 1950 yılında endüstriyel parçaların üretiminde kullanılmaya başlamış olsa da, diş hekimliğine 1970’li yıllarda girebilmiştir. 1977 yılında Bruce Altschuler, intraoral optik görüntülemeyle ilgili ilk çalışmaları yapmıştır. 1984 yılında ise Francois Duret tarafından dijital ölçü alınan CAD-CAM sistemi üretilmiş ve “Sopha Bioconcept” adında piyasaya sunulmuştur. Ancak, fazla maliyetli olması ve karışık bir sistem olması nedeniyle fazla tercih edilmemiştir (61). Daha sonraki yıllarda, Werner Mörmann ve Marco Brandesti, bu sistemi geliştirerek günümüzde bilimsel olarak kabul edilebilir özelliklere sahip ilk dental CAD-CAM sistemi olan “Cerec” sistemini piyasaya sunmuşlardır (62) .

Günümüzde sabit restorasyonların ve hareketli bölümlü protezlerin metal alt yapıları, total protezler, implant abutmentleri, çene-yüz protezleri, cerrahi stentler gibi birçok restorasyonun yapımında CAD-CAM teknolojisi kullanılmaktadır (63).

Hızlı üretim tekniğinde; tasarımcı, ürününü üç boyutlu CAD yazılımında tasarlamaya başlar ve CAD yazılımını standart bir veri arabirimi olan stereolitografi (STL) dosyası biçiminde 3D baskı makinesine gönderir. Dijital dosyalar, tasarımcının üretim aşamasında ince ayarlamalar yapabilmesini sağlar. Daha sonra 3D baskı makinesi, dosyayı okur ve tasarımı paralel enine kesitlere böler. Enine kesitler, üretilecek tasarımın boyut ve kalınlıklarını belirleyerek üretim gerçekleştirilir (64) .

CAD-CAM teknolojileri; eksiltme yöntemleri (CNC milling) ve ekleme yöntemleri (rapid prototyping) olarak iki gruba ayrılır. Eksiltme yönteminde, bilgisayar sisteminde hazırlanan tasarımın, prefabrike bloklardan kazınarak üretilmesi sağlanır. Ekleme yöntemleri, katı serbest şekillendirme üretimi yâda tabakalı üretim olarak da isimlendirilir. Özellikle endüstride, bilgisayar sisteminde hazırlanan tasarımların üç boyutlu olarak üretilmesinde kullanılmaktadır (9).

2.3.1.1.2.1 Eksiltme Yöntemleri (CNC Milling, Kopya Milleme)

İlk dental CAD-CAM sistemlerinde restorasyonlar, prefabrike blokların sadece elmas frez veya elmas diskler ile frezelenmesiyle üretilmiştir (65,66). Eksiltme yöntemlerinde, bir ürünün istenilen formda elde edilmesinde parça eksiltme işlemi uygulandığından bu üretim çeşidine “aşındırmalı üretim” de denilmektedir (66–69). Geleneksel tekniklerle üretilmesi güç olan karmaşık yapıdaki restorasyonlar, frezeleme sistemleri kullanılarak daha kısa sürelerde üretilmektedir (69,70).

CAD-CAM sistemleri, **açık** ve **kapalı sistemler** olmak üzere sınıflandırılabilir. **Açık sistemlerde**; tasarımın 3D modeli, yazılımdan (CAD) donanıma (CAM) transfer edilir. Bu sistemle, CAM sistemlerinde seçim yapılabilir ya da farklı bir üretim merkezine tasarım gönderilebilir. **Kapalı sistemler** ise; tarayıcı, yazılım ve donanımı bir arada olduğu sistemlerdir (71).

CAD-CAM sistemleri bilgisayar destekli üretimin, **kliniğe** ya da **laboratuvar**da gerçekleştirilmesine göre de sınıflandırılabilir. Eğer restorasyon kliniğe direkt olarak diş preperasyonu ile aynı seansta üretilirse, **“chairside concept”** olarak adlandırılır. Tedavinin tek seansta tamamlanması sayesinde zamandan kazanç sağlanmış olur. Bu sistem aynı zamanda kapalı CAD-CAM sistemidir. Eğer restorasyon aynı seans üretilmiyorsa ve diş laboratuvarında üretim gerçekleşecekse **“lab-side concept”** olarak adlandırılır. Bu yöntem açık sisteme dâhil edilebilir. Laboratuvarda kullanılan sistem, bu cihazların farklı işlemlerde kullanılabilmesine olanak sağlar (71,72).

Eksiltme yönteminde kullanılan frezeleme sistemlerinin eksen sayısı restorasyonun frezeleme sırasında frezin erişim pozisyonlarının sayısını belirler. Eksen sayısının artması restorasyon morfolojisinin daha ayrıntılı olarak üretilmesini sağlar. Bu yöntemde kullanılan frezeleme cihazları **üç**, **dört** veya **beş eksenli** olabilmektedir.

Üç eksenli frezeleme cihazında, frez sadece X, Y ve Z değerleri ile tanımlanan 3 eksen doğrultusunda hareket eder. Restorasyonun içinin veya dışının üretiminde parçayı 180° çevirebilir. Diğerlerine göre daha ucuzdur. Bu cihazlara CEREC inLab (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya), Lava™ (3M ESPE, St Paul, Minnesota, ABD) Cercon Brain (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) örnek verilebilir (73,74).

Dört eksenli frezeleme cihazlarında ise, üç uzaysal eksene (X, Y, Z) ek olarak komponent için gerilim köprüsü (tension bridge) mevcuttur ve çok çeşitli yönlerde döndürülebilmesini sağlar. Bu sisteme Zeno (Weiland Imes) örnek verilebilir (73,74).

Beş eksenli frezeleme cihazlarında ise, üç uzaysal eksene (X, Y, Z) ve dönebilir gerilim köprüsüne ilave olarak frezeleme ekseninin de dönebilme olanağı vardır (73,74).

CAD/CAM sistemleri 3 parçadan oluşur:

1. Görüntünün bilgisayar sistemine aktarılmasını sağlayan tarayıcı (Tarayıcı-Scanner)

2. İstenen tasarımın yapılmasını sağlayan bir yazılım sistemi (Yazılım-Software)
3. Veriler doğrultusunda tasarımın üretileceği bir sistem (Donanım-Hardware) (69,73).

Tarayıcı (Scanner): Hazırlanmış diş preparasyonun, kapanıştaki dişlerin konumunu ve komşu dişleri ekstraoral veya intraoral olarak tarayan parçadır (75,76). Dental kullanımlarda mekanik, intraoral ve optik olmak üzere 3 çeşit tarayıcı vardır (71).

Yazılım (Software): Restorasyonun 3 boyutlu tasarım ve planlamasının yapıldığı programdır. Kişiyi özel restorasyonlar kolaylıkla yapılır (71).

Donanım (Hardware): Bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma makinelerinden oluşmaktadır. Freze ve aşındırma ünitesi içeren donanımlar kullanılır. İşlem, restorasyonu oluşturmak için kullanılan blokların frezelenmesiyle gerçekleşir. CAM üretiminden sonra gerekli düzeltmeler, final cilalamalar, vernerlemeler ve renklendirmeler diş teknisyeni tarafından yapılır (75,76).

Günümüzde milling sistemler haricinde diş hekimliğinde kullanılan aşındırmayla üretim teknolojileri de bulunmaktadır. Elektro Erozyon İşleme (EEİ) gibi yeni teknolojilerin diş hekimliği pratiğinde kullanılmaya başlanması aşındırma üretim tekniklerinin kapsamını genişletmiştir (69).

CAD-CAM sistemleri, restorasyonun üretilmesi için dental laboratuvara ve teknisyenlere duyulan ihtiyacı azaltmaktadır. Restorasyonun üretim süresi dental geleneksel döküm yöntemiyle karşılaştırıldığında oldukça kısadır. Ayrıca, CAD-CAM sistemleri teknisyene bağlı oluşabilecek hataların birçoğunu elimine etmektedir. Restorasyonların konvansiyonel yöntemlerle üretimi sırasında oluşan boyutsal değişimler önlenerek marjinal ve internal uyumları daha iyi restorasyonlar elde edilebilmektedir. Pörözite riski azalmaktadır. (77).

Bu avantajlara rağmen, CAD-CAM hala oldukça maliyetli bir üretim tekniğidir. Tek renk blokların kullanımı estetik kaygıyı artırmakla beraber günümüzde artık çoklu renk içeren blokların üretilmesiyle bu sorun çözülmeye çalışılmıştır. Derin subgingival kenara sahip dişlerin basamaklarının bilgisayar ortamına aktarılması zor olabileceğinden iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunludur (78). Ayrıca CAD-CAM frezelemesi, artık metal tozuna bağlı yüksek maliyetler ve çevre kirliliğine neden olmaktadır (13). Frezeleme

işlemi sırasında bloğun artan kısımları kullanılmaz hal alır ve malzeme sarfiyatı olur. Önceki çalışmalar, metal destekli porselen restorasyonların bu yöntemle üretilirken başlangıç malzemesinin% 90'ının atıldığını bildirmiştir (9).

2.3.1.1.2 Yumuşak Metal Blok Frezeleme Yöntemi (YMF)

Eksiltme yöntemlerinde, metal ve cam seramik gibi malzemelerin frezeleme aletlerinin aşırı ısınmasını önlemek amacıyla, su soğutmalı ortamda üretici firmanın tavsiyesine uygun elmas frezler kullanılarak aşındırma yapılması gerekmektedir. Malzemenin yapısında mikro çatlak oluşturmamak için oldukça dikkatli ve düşük basınç ile çalışılmalıdır. Bu sistemde sıklıkla karşılaşılan bir diğer sorun ise, sinterlenmiş zirkonyumdan oluşan malzemelerde mikro çatlak oluşumuna sebep olan tornalama zorluğudur. Bu problemi çözmek amacıyla kısmi sinterize blokların kullanımı yaygınlaşmıştır (79). Ayrıca bu bloklar kuru ortamda millenebilmektedir.

Aynı problemler, metal bloklardan üretim aşamasında da mevcut olduğundan, yapısı kısmi sinterize zirkonyuma benzeyen yumuşak metal bloklar gündeme gelmiştir.

Yumuşak metal bloğun (YMB) eksiltme yöntemiyle frezelenmesi, metal altyapı üretiminde yeni bir teknik olarak tanıtılmıştır. YMB, küçük bir frezeleme makinesi ile sorunsuz bir şekilde millenebilir; çünkü balmumu bloğununkine benzer mekanik özelliklere sahiptir. Bu nedenle bu yöntem, döner kesme aletleri gibi sarf malzemelerinin ömrünü uzatarak, frezeleme süresini ve freze makinelerindeki stresi azaltır. Restorasyon, frezelemeden sonra sinterleme işlemi ile tamamlanır. Frezelenmiş altyapı, argon koruyucu gaz atmosferi altında, yaklaşık 1300°C'deki özel fırınında tam yoğunlukla sinterlenmelidir. Bu şekilde, metalin gözenekli yapısı kaynaşarak tam yoğunluk elde edilir. Malzemenin yumuşak yapısı nedeniyle frezeleme sırasında, kuru milleme teknikleri kullanılabilir. Az miktarda ısı üretilir ve su soğutması gerekmez. Bu nedenle, kullanılan malzemeleri kirletme riski daha düşüktür (19).

Ancak, bloğun sinterlenmesi sonrası yaklaşık % 11'lik hacimsel büzülme meydana gelir. Bu sebeple restorasyonların üretiminde büzülme dikkate alınmalıdır (80).

Yumuşak Metal Bloğun Genel Avantajları;

-Bloğun mumsu dokusu sayesinde, masaüstü frezeleme makinelerinde kolaylıkla frezeleme,

-Dijital işlem teknolojisi sayesinde öngörülebilir, tekrarlanabilir uyum ve preperasyon kalitesi,

-Maksimum işlem güvenilirliği, boşluksuz, distorsiyonsuz restorasyonlar,

-Dijital şablonların mum modelaj yerini alması ve tasarımı hızlandırması,

-Kısmen sinterlenmiş durumda iken frezelenmiş alt yapıların kolay ayrıştırılması ve

-Kuru frezeleme işleminde soğutmanın gerekli olmaması şeklinde sıralanabilir (81).

Döküm alaşımları ile ortak çok sayıda özelliğe sahip olmasının yanı sıra döküme kıyasla aşağıdaki avantajlara da sahiptir (82) :

1- Koruyucu gaz altındaki sinterleme işleminden dolayı, alt yapıda hiç bir oksitlenme katmanı olmaz ya da çok az olur.

2- Malzemenin CAD-CAM işleminde kullanılması, işlemin güvenilirliğinin arttırılmasını sağlar.

3- Döküm prosedürüne kıyasla manipülasyon olanakları azaldığı için nihai sonuçların tekrarlanabilirliğini sağlar.

4- Alaşımın erimesi gerekmediği için, tüm altyapı üretimlerinde homojen bir alaşım bileşimi sağlanır.

5- Malzeme tüketimi açısından döküm ile karşılaştırıldığında belirgin bir dezavantajı yoktur.

6- Dental restorasyonların imalatında zamandan tasarruf sağlar. (diş teknisyeni için daha az çalışma aşaması)

7- İleriye yönelik olarak, modelaj ve döküm için gerekli sarf malzemeleri (revetman, balmumu vb.) gerekli olmadığından daha düşük malzeme maliyetlerine sahiptir.

Bu avantajlardan dolayı çeşitli markaların sinterlenen yumuşak metal blokları piyasada yer almaya başlamıştır. Bu bloklar aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- InCoris CC blok (Sirona; Bensheim, Almanya)
- Crypton blok (Degudent; Frankfurt, Almanya)
- CopraSintec Evo K (Whitepeaks; Almanya)

- Starbond CoS Soft Disk (S&S Scheftner; Mainz, Almanya)
- Ceramill Sintron (Amann Girschbach; Pforzheim, Almanya)
- CASTCO yumuşak metal blok (Dentindex; Uşak, Türkiye)

Çalışmamızda kullanacağımız yumuşak metal blok **Ceramill Sintron**, aşağıdaki restorasyon türleri için endikedir (82):

- Posterior bölgedeki tam anatomik kronlar, köprü restorasyonları ve anatomik olarak parsiyel anterior restorasyonlar
- En fazla iki pontik bağlantılı köprü restorasyonları ile anterior bölge ve posterior bölgede maksimum iki pontik bağlantılı köprü restorasyonları (maksimum 50 mm anatomik uzunluk)
- Kantilever kullanılan köprülerde maksimum bir pontikli kantilever (maksimum ikinci premolara kadar)
- Primer teleskop kronlar ve implant üstü protezler

2.3.1.1.2.3 Eklemeli (Tabakalı) Hızlı Üretim Yöntemleri

Amerikan Test ve Malzeme Derneği (ASTM: American Society for Testing and Materials) “eklemeli üretim” yöntemini şu şekilde tanımlamıştır; eksiltmeli üretim yönteminin aksine, elde edilecek ürünün üç boyutlu sanal tasarımına ait CAD verilerine dayanarak tabaka üzerine tabaka eklenerek üretimin gerçekleştirildiği hızlı bir üretim tekniğidir (69,74).

Bu üretim yöntemi, serbest şekil fabrikasyon (Free Form Fabrication, SFF), hızlı prototip teknolojileri, katmanlı üretim (Laminated Object Manufacturing, LOM) olarak da adlandırılmaktadır (83).

İlk olarak 1986 yılında ‘3D Systems’ şirketinin kurucusu Charles Hull tarafından üretilmiştir. 1988 yılında ise ticari olarak üreilmeye başlamıştır. Charles Hull bu sistemin patentini alarak, ‘Stereolithography Apparatus’ olarak piyasaya sunmuştur (84). Çizelgede eklemeli hızlı üretim tekniklerinin gelişim tarihleri hakkında bilgi verilmiştir (Tablo 2.2).

Tablo 2. 2. Eklemeli hızlı üretim tekniklerinin gelişim tarihleri (88)

İsim	Akronim	Gelişim Yılları
Stereolithography	SLA	1986-1988
Solid Ground Curing	SGC	1986-1988 1999 yılında kaybolmuştur
Laminated Object Manufacturing	LOM	1985-1991
Fused Deposition Modelling	FDM	1988-1991
Selective Laser Sintering	SLS	1987-1992
3 D Printing	3DP	1985-1997

CAD programlarında hazırlanan üç boyutlu modelin hızlı protipleme (HP) cihazına gönderilmesini sağlamak için, bir ara yüzeye gereksinim vardır. HP sistemlerinde ara yüzey olarak genellikle 3D Systems firması tarafından geliştirilen STL (STereoLithography) formatı kullanılmaktadır. Bu format CAD sistemi veri tabanı tarafından üretilmektedir ve üç boyutlu modelin dış yüzeyini trianguler yüzeylere ayırmaktadır (85,86).

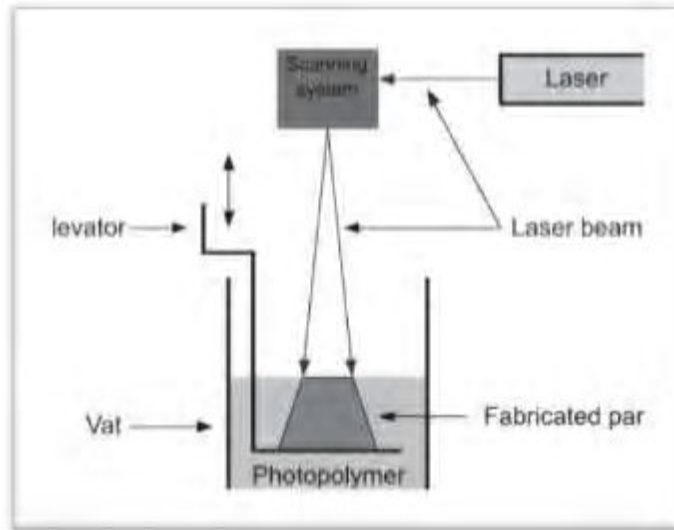
HP sistemleri ilk geliştirildiği yıllarda, sadece plastik bazlı polimerler işlenebilirken, teknolojinin gelişmesiyle birlikte kâğıt, naylon, mum, reçine, metal ve seramik gibi çeşitli materyaller kullanılarak da üretim gerçekleştirilebilmektedir. Bu sayede prototipleme olmadan direkt olarak fonksiyonel gerçek ürünler üretilebilmektedir. Ayrıca, kullanılan materyallerin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine ve çeşitliliğin artmasına yönelik çalışmalar da devam etmektedir (87–89). Prototipleme aşamasının olmadığı bu üretim yöntemine Hızlı Üretim (Rapid Manufacturing, RM) denilmektedir (69,87,88,90,91). Hızlı üretim yapan sistemler, katmanlama tekniklerine göre 6 temel grupta sınıflandırılmaktadır:

- Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (SLA; Stereolithografi)
- Tabaka Yığma Tekniği (LOM; Laminated Objected Manufacturing)
- 3D Yazdırma (3D Ink Jet Printing)
- Sıvayarak Harç Yığma Tekniği (FDM; Fused Deposition Modelling)
- Katı Sıkıştırma Yerleşimi (Solid Ground Curing; SGC)
- Isıtarak Toz Bağlama Tekniği (SLS; Selective Laser Sintering, SLM; Selective

Laser Melting) (67,92).

Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (SLA; Stereolithografi)

Teknik olarak ilk defa kullanılan hızlı prototipleme sistemidir. Bu sistemin temelini, ışık enerjisi altında fiziksel ve kimyasal yapısında değişim gösteren fotopolimer maddeler oluşturur. Fotopolimer yüzey, lazer kaynağından elde edilen ışık enerjisi ile taranır ve taranan yüzey sertleştirilir. Bu katman sertleştikten sonra platform bir tabaka aşağı iner ve aparatla yeni bir fotopolimer katman oluşturulur. Bu işlem üretim tamamlanana kadar tekrarlayarak devam eder. Üretimin tamamlanınca obje havuzdan çıkarılır ve obje üzerindeki destek yapılar uzaklaştırılır. Sonrasında düşük güçteki bir lazer ile kısmi sertleşme işlemi gerçekleştirilir. Kısmi sertleşme işleminden sonra UV ışınların kullanıldığı kürleme işlemine geçilir. Bu işleme ‘post curing’ de denilmektedir (93). Bu yöntem, üretilen parçaların net ve pürüzsüz bir bitim yüzeyine sahip olması, iyi detay vermesi, mekanik özelliklerinin iyi olması gibi avantajlara sahiptir (67,94). Ancak; pahalı ekipman ve malzemelere gereksinim duyması ve üretim sonrası belirli aşamalar içermesi gibi dezavantajları vardır (67). Ayrıca, çok hızlı bir teknik değildir, lazerin bir tabakadan diğerine geçişi 1 ya da 2 dk sürebilir (69). Şekil 2.1’de bu teknik şematize edilmiştir.

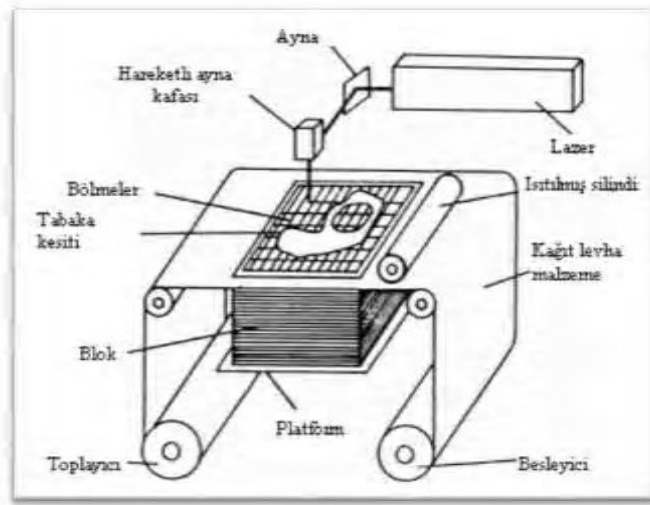


Şekil 2.1. Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (67)

Tabaka Yığıma Tekniği (LOM; Laminated Objected Manufacturing)

Yassılaştırılmış malzemeler kullanılarak yapılan üretime laminasyon denir. Bu yöntemde, daha önceden oluşturulmuş katmanın yüzeyine, katman üzerinde gezen sıcak

bir merdanenin ağırlığı ve ısının etkisiyle diğer katman yapıştırılır ve CO₂ lazer kullanılarak sınırları kesilir (95). Kesilen katmanın sınırları dışında kalan kısımlar, oluşturulan parçaya desteklik sağlar. Parçanın üretimi gerçekleştikten sonra bu destekler parçadan uzaklaştırılır (96). Bu yöntemde ham madde olarak sadece kâğıt kullanılması ve katmanları birleştirirken yapıştırma ajanının zorunlu olması bu teknolojinin diş hekimliğinde kullanımını kısıtlamaktadır (97). Şekil 2.2’de bu teknik şematize edilmiştir.

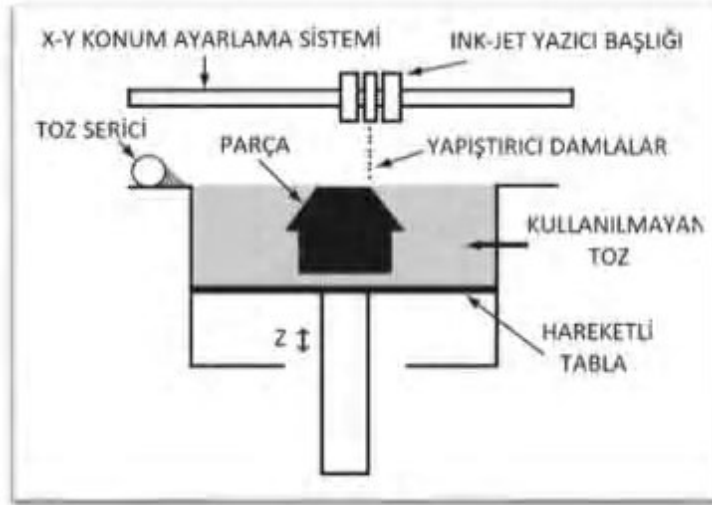


Şekil 2.2. Tabaka Yığma Tekniği (96)

3D Yazdırma Tekniği (3D Ink Jet Printing)

MIT (Masachussets Institute of Technology) tarafından geliştirilmiş bir tekniktir. Bu teknikte objeyi oluşturan katmanlar, ink-jet yazıcının haznesinden püskürtülen yapıştırıcı ajan yardımıyla tozların bağlanmasıyla oluşturulur. Oluşturulan her bir katmandan sonra platform katman kalınlığı kadar aşağı inerek yeniden toz ilave edilir ve tekrar gerekli yerlere yapıştırıcı ajan püskürtülür. Aynı işlemler tekrarlanarak obje son halini alana kadar devam eder (98). Şekil 2.3’de bu teknik şematize edilmiştir.

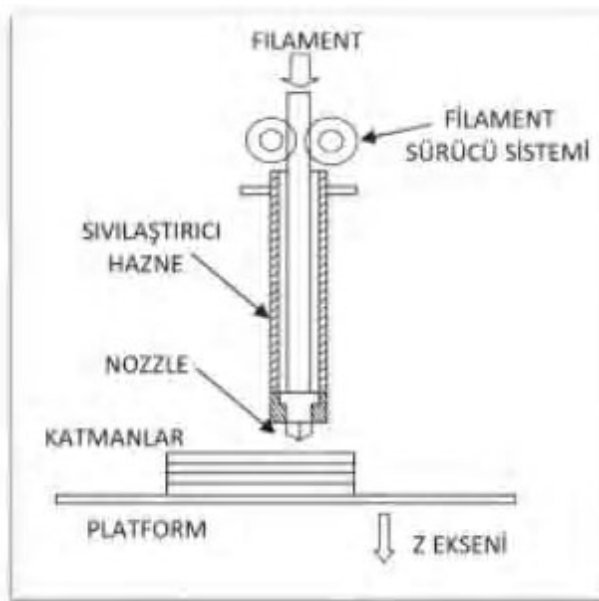
3D Yazdırma sistemleri sarf malzemesi bakımından oldukça avantajlıdır. Diğer hızlı prototipleme sistemlerine göre daha basit bir püskürtme sistemine sahiptir. Toksik madde içermemekte ve çok koku yaymamaktadır. Ayrıca, küçük parçaların hızlı ve ucuz üretilmesine olanak sağlar (99). Ancak, bu sistem büyük parçaların üretilmesinde oldukça yavaştır ve milleme başlığının ses oluşturmasından dolayı ofis kullanımında rahatsızlığa sebep olabilir (67).



Şekil 2.3. 3D Yazdırma (96)

Sıvayarak Harç Yığma Tekniği (FDM; Fused Deposition Modelling)

Bu teknik, sıvı veya macun kıvamındaki bir maddenin kontrollü olarak püskürtülerek ya da sıvanıp yığılarak katmanlar oluşturulmasına dayanmaktadır. Eriterek şekil verme tekniği de denilmektedir. Diğer hızlı üretim tekniklerinden farklı olarak, aynı tabaka içindeki farklı bölgelere mekanik veya kimyasal özellikleri farklı malzemelerin yığılabilmesi ve bu sayede çok malzemeli (multimaterial) karmaşık parçaların üretilmesini sağlayabilmektedir (99). Şekil 2.4’de bu teknik şematize edilmiştir.



Şekil 2.4. Sıvayarak Harç Yığma Tekniği (96)

Katı Sıkıştırma Yerleşimi (Solid Ground Curing; SGC)

Bu sistem, çok fazla parçanın aynı anda üretiminde oldukça avantajlıdır. Hızlı bir şekilde çıktı alınabilir ve üretim sonrası ikinci bir kürlleme işlemine ihtiyaç duyulmaz (99).

Isıtarak Toz Bağlama Tekniği (SLS; Selective Laser Sintering, SLM; Selective Laser Melting)

Bu teknikte ham madde olarak, lazer ışığıyla aktive olan ve lazerle ısıtılınca birbiriyle kaynaşabilen toz partikülleri kullanılır. Bu toz partikülleri, ince bir tabaka halinde platforma yayılır ve istenen bölgeler lazer ışını ile taranır. Meydana gelen sıcaklıkla toz partikülleri eriyerek birbirleriyle kaynaşır. Bu işlem istenilen obje elde edilene kadar, tabaka tabaka yığılarak devam eder (96) . Üretim sona erdikten sonra, artık tozlar vakum veya fırça yardımı ile üretim platformundan uzaklaştırılır.

Lazerin toz partiküllerini daha az enerji ile daha hızlı kaynaştırabilmesi için, üretim yüzeyi harici ısıtıcılarda sıcak tutulur. Ayrıca, metal tozları kullanıldığında kaynaşmayı engelleyecek oksit problemini engellemek amacıyla, ortam oksit giderici farklı bir gazla doldurulur (argon ya da nitrojen) (87).

Levy ve ark. ile Greulich, doğrudan lazer üretimine dayalı hızlı üretim sistemlerinde kullanılan metal tozlarının sinterlenmesini aşağıdaki gibi sınıflandırmışlardır (100,101):

➤ **Ergimesiz sistemler:**

- Seçici Lazer Sinterleme (SLS) (Toz yatağında)
- Lazer Mikrosinterleme (Toz yatağında)

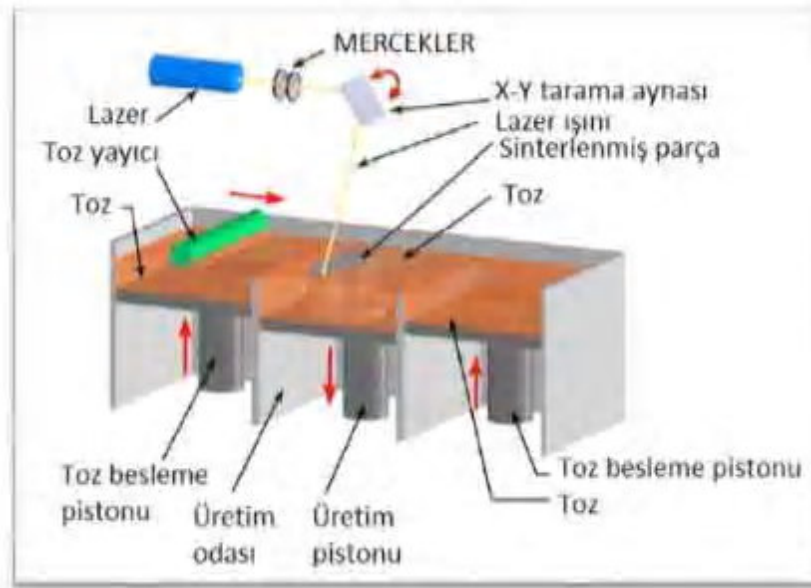
➤ **Ergimeli sistemler:**

- Seçici Lazer Eritme (SLE) (Toz yatağında)
- 3D Lazer Giydirme (Lüle içerisinden püskürtülen toz)

Seçici Lazer Sinterleme (SLS) Tekniği

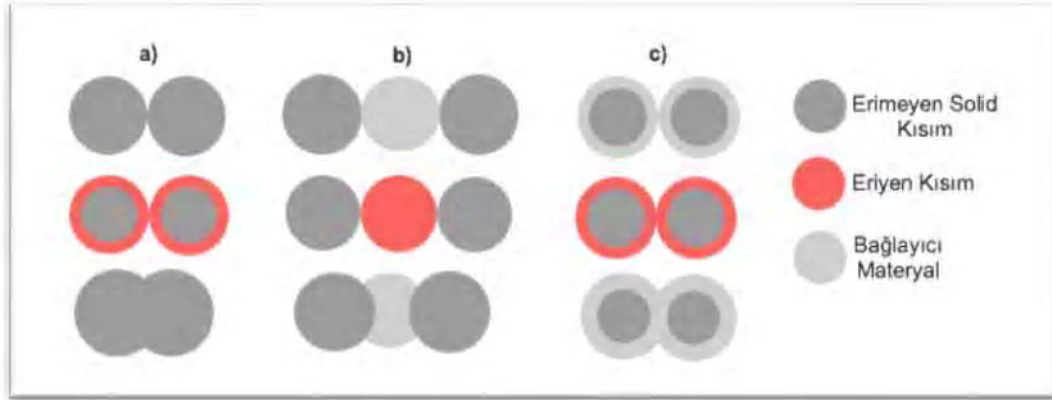
Seçici lazer sinterleme tekniği, toz halindeki malzemelerin CO₂ lazer ile ısıtılıp katman katman 3 boyutlu parçanın CAD verilerine göre oluşturulması prensibine dayanır. Toz halindeki inşa malzemesi, belirlenen katman kalınlığı kadar ince ve düz bir tabaka şeklinde üretim tablası üzerine yayılır. Tabaka şeklinde yayılan bu tozların üzerinde seçilen bölgeler, tarayıcı sistem yardımıyla CO₂ lazer ile taranır. Lazer, tozların ergime noktasının üzerinde bir sıcaklık oluşturarak tozların erimesini sağlar ve birbirlerine

kaynaştırır. Bu şekilde ilk katman oluşturulur. Diğer katmanın üretilmesi için tezgâh tablası altındaki platform, katman kalınlığı kadar aşağı iner. Daha önce oluşturulmuş katmanın üzerine, toz yayıcı mekanizma aracılığı ile katman kalınlığı kadar toz yayılır ve lazer ile taranır. Bu işlem 3 boyutlu parça oluşturuluncaya kadar devam eder (89). Toz alayım katmanının kalınlığı 20-100 μm aralıdır (87). Şekil 2.5’de bu teknik şematize edilmiştir.



Şekil 2.5. Seçici Lazer Sinterleme (96)

SLS sistemlerinde, ergime işlemi toz partiküllerin bütününde değil, bölgesel olarak gerçekleşir. Bu sistemde kullanılan toz halindeki materyaller, tek bileşenden veya iki ve daha fazla bileşenden oluşabilmektedir. Tek bileşenli toz materyallerde ergime, partiküllerin dış çeperlerinde veya sadece birbirlerine temas eden kontak bölgelerinde gerçekleşir. İki veya daha fazla bileşenden oluşan toz materyallerindeyse daha düşük derecede eriyen bir bileşen, bağlayıcı materyal olarak adlandırılır. Yüksek ergime derecesine sahip olan bileşen ise yapısal materyal olarak görev alır. Bu karışımlarda bağlayıcı materyal ve yapısal materyal birbirinden bağımsız olabildiği gibi yapısal materyal bağlayıcı materyal ile kaplı da olabilir (Şekil 2.6) (102–104).



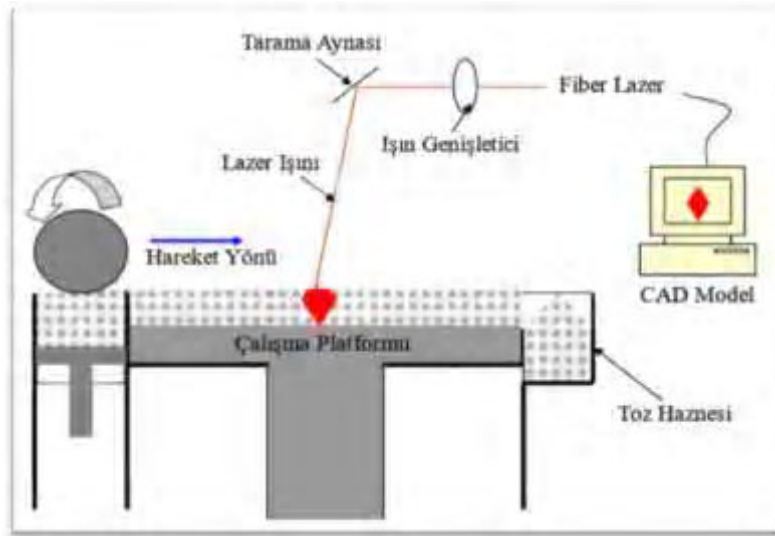
Şekil 2.6. SLS sistemlerindeki bağlanma şekilleri a. Tek bileşenli tozlarda bağlantı b. Bağlayıcı ve yapısal materyalin ayrı olduğu çok bileşenli tozlarda bağlantı c. Yapısal materyalin bağlayıcı materyal ile kaplı olduğu çok bileşenli tozlarda bağlantı (Tolochko, 2003'dan uyarlanmıştır) (104)

Seçici lazer sinterleme, “katı serbest şekillendirme”, “katman imalat teknolojisi”, “hızlı prototipleme teknolojisi”, “masaüstü imalatı” ve “selektif metal toz sinterleme” olarak da adlandırılmaktadır.

Araştırmaların çoğu, Nd-YAG lazer kullanımını, daha yüksek absorpsiyonla daha iyi bir bağlantı oluşturacağı için, aynı yoğunluktaki tozlarda daha yüksek ergime derinliği sağladığını göstermektedir. Ayrıca, ışına kılavuzluk sağlayacak optik bir kablounun kullanılabilmesi Nd-YAG lazer kullanımının diğer bir avantajıdır. Ancak, CO₂ lazerlerin, NdYAG lazerlere göre daha ekonomik olması, daha yüksek verimliliğe sahip olması ve bakımlarının daha kolay olması gibi avantajlarından dolayı CO₂ lazerler daha yaygın kullanılmaktadır (87).

Seçici Lazer Ergitme (SLE) Tekniği

Seçici Lazer Ergitme, donanım yönünden seçici lazer sinterleme yöntemine benzemektedir. Ancak SLE tekniğinde kullanılan yüksek enerji, toz halindeki malzemeyi tamamen eritir. Bu sayede, SLE tekniğiyle yoğunluğu daha yüksek parçalar üretilabilmektedir (105,106). Şekil 2.7’de bu teknik şematize edilmiştir.



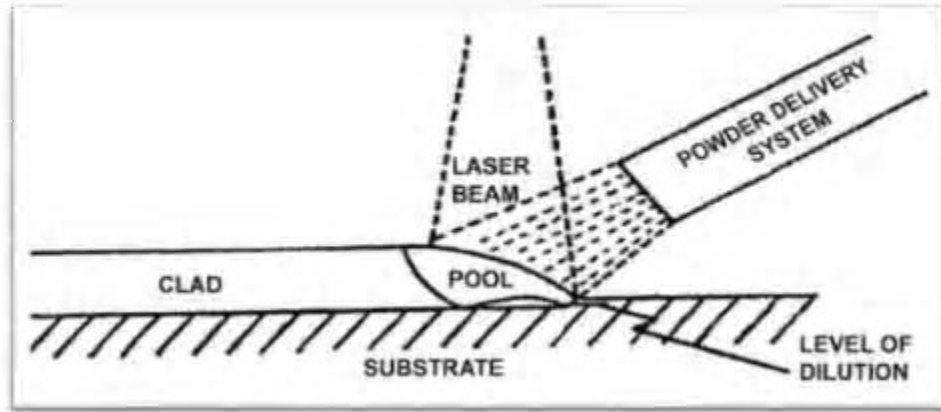
Şekil 2.7. Seçici Lazer Ergitme (107)

SLE sistemlerinde katman kalınlığı 0.05-0.1 mm arasındadır. Bu sistemde, işlem esnasında yüksek ısı değişimleri meydana geldiği için işlemler kontrolsüz yapıldığında, üretilen parçalarda zayıf yüzey bitimleri ve yüksek iç gerilimler oluşur (83). Tam ergimenin sağlanması için gerekli olan fazla enerji, metal parça üzerinde olumsuz etkilere neden olabilmektedir. Metal tozları, çok fazla enerjiye maruz kaldıklarında yüzey gerilme gradyanlarından dolayı yuvarlanmalar (balling) meydana gelmektedir. Bu yuvarlanmalar; kötü yüzey kalitesine, gözenekli yapıya ve katmanlar arasında zayıf bağlantıya sebep olmaktadır. Ayrıca, homojen olmayan büzölmeler, kaynaştırılmış katmanlarda kalıcı gerilimlere yol açarak parçanın mekanik özelliklerini zayıflatırlar. SLE tekniği kullanımında meydana gelebilecek bu olumsuzlukları azaltmak için farklı lazer tarama teknikleri geliştirilmiştir (108).

Teknolojinin gelişmesiyle ve artan ticari rekabet sebebiyle aynı çalışma prensibinde birçok SLE sistemi üretilmiştir. Concept Laser firması tarafından geliştirilen LaserCusing® teknolojisi de bu sistemlerden biridir. Bu sistemde yüksek kaliteli çelikler, takım çelikleri, alüminyum ve titanyum alaşımlar, nikel bazlı alaşımlar ve kobalt-krom alaşımları gibi materyaller kullanılabilirken; altın ve gümüş gibi değerli alaşımlar üzerinde de testler yapılmaktadır. Sistemin en önemli özelliği fiber lazer teknolojisiyle çalışmasıdır. Lazer ışınını belirli bir doğrultuda değil, rastgele olarak farklı noktalara uygulayarak her bölgede eşit soğurma sağlayan “adalar” tarama stratejisiyle çalışır (89). Bu teknoloji 20 µm hassasiyetle üretim yapabilmesiyle metal destekli restorasyonların üretiminde sıklıkla tercih edilmektedir (109).

3D Lazer Giydirmе Tekniği

Bu teknikte, metal toz partikülleri toz yatağı içerisinde eritilmeden bir gaz yardımıyla lüle içerisinde püskürtülür (Şekil 2.8). Çoğunlukla yüksek enerjili lazer ışınları da bu lüleden geçerek, metal tozlarını odak noktasında birleştirirler. Bu işlemler kapalı bir ortamda meydana gelir. 3D lazer giydirmе tekniğiyle karmaşık geometrili parçalar üretilebilir. Üretilen bu parçaların mekanik özellikleri geleneksel yöntemlerle üretilenler kadar iyi hatta daha üstündür (110).



Şekil 2.8. 3D Lazer Giydirmе (110)

SLS / SLM Hızlı Prototipleme Üretim Tekniğinin Avantajları

- Oldukça zaman kazandıran ve iş yükünü azaltan bir sistemdir, iş/zaman oranı oldukça yüksektir.
- Toz halindeki inşa malzemesi, hassas ve kolay bir şekilde işlenebildiğinden parça üretiminde oldukça başarılıdır. Karmaşık geometrili parçalar bile kolaylıkla üretilebilir.
- Mum, plastik, naylon, polikarbonatlar, metal veya seramik tozları ya da bunların karışımlarından oluşturulmuş kompozit tozları da dâhil olmak üzere oldukça geniş yelpazede malzeme kullanım seçeneği vardır.
- Üretim sonrası parçalar için gerekli olan bitirme işlemleri basit ve kolaydır (67,92).

2.3.2 Oksit Tabakası

Genellikle metal destekli porselen restorasyonların provaları yapıldıktan sonra, dental laboratuvarında metal yüzeyinde meydana gelen eklentileri uzaklaştırmak için temizlenmesi önerilir. Sonrasında, metal altyapılar porselen uygulamasından önce

oksidasyon işlemini gerçekleştirmek için fırınlanır. Bu ısı işlem sırasında metal üzerinde oluşan metal oksit tabakası, metal porselen bağlantısında görev alan en temel basamaktır (52,111,112).

Metal ile seramiğin birbirlerine bağlanacakları yüzeylerinde kimyasal bağlantı oluşturmak için, metal alaşımın okside olabilen iyonlarıyla erimiş haldeki seramiğin oksijen atomları arasında yoğun bir elektron alışverişi gerekmektedir. Metal ve seramik arasında iyi bir kimyasal bağlantı sağlamak için ideal oksit tabakası, alaşım tipinden bağımsız olarak optimum kalınlıkta ve mono moleküler bir film tabakası şeklinde olmalıdır. Film tabakasının kimyasal yapısı ise alaşımın tipine göre farklılık gösterebilir (7,38,47).

Metal yüzeyindeki oksit film tabakasının niteliğinde, kullanılan metal alaşımının içeriği kadar uygulanan oksitleme işlemi ve üretim tekniği de etkilidir (33).

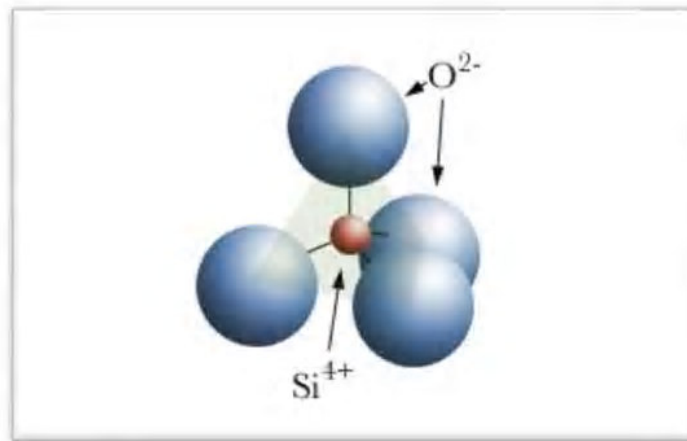
Oksitlenmeye karşı dirençli olan soy metal alaşımlarına, oksit tabakası oluşturmak amacıyla genellikle indiyum (In) ve kalay (Sn) gibi kolay oksitlenen elementler eser miktarlarda ilave edilir (7,52). Soy olmayan metal alaşımlarındaysa, içerdikleri bütün elementlerin okside olabilecek yapıda olmaları sonucunda oksit tabakasının daha kalın olduğu bulunmuştur. Bu sebeple oksit tabakası kontrolünün sağlanması gerekmektedir (33,113).

Metal altyapı ve porselen arasında yeterli ve kaliteli bir bağlantı kurulabilmesi için bu özellikler şöyle sıralanabilir (52,114):

- Porselen, metal yüzeyindeki oksit tabakası ile temas kurabilmek için metali yeterince ıslatabilmelidir.
- Metal oksit porselenin cam yapısı içine difüze olup çözünmelidir.
- Metal yüzeyinde oluşan oksidin, porselen ya da ara yüzeyde bazı soy metal alaşımların içeriğindeki gümüşten kaynaklı renklenmelere neden olmamalıdır.
- Metal ya da metal oksitlerin porselenle; porselenin direncini azaltacak veya ara yüzeyde porselenin ısısal genleşme katsayısını değiştirerek yüksek iç stresler oluşturacak şekilde reaksiyona girmemesi gerekmektedir.
- Metal ya da metal oksitler korozyona uğramamalı ya da çevre dokularda toksik etki oluşturmamalıdır.

2.3.3 Seramiğin Yapısı ve Tabakaları

Protez terimleri sözlüğüne göre seramik; bir ya da birden fazla metalin oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir (30). Hem metal hem ametal özelliklerine sahiptir. Oksijen, daha küçük yapıdaki metal ya da silisyum gibi yarı metal atomlara matriks görevi yapar. Seramik, merkezdeki silisyum katyonunun dört köşesine yerleşen oksijen anyonunun oluşturduğu tetrahedrat yapılardan oluşur (Şekil 2.9) (115).



Şekil 2.9. Seramiğin tetragonal yapısı

Porselen terimi ise; yüksek ısıda fırınlanan feldspar, kuartz ve kaolin kompozisyonundan oluşan yapıyı ifade eder (45).

Feldspar (KAlSi_3O_8 – $\text{NaAlSi}_3\text{O}_8$ – $\text{CaAl}_2\text{Si}_2\text{O}_8$) : Minimum %60'larda bir orana sahiptir. Porselene doğal bir translusenslik sağlayan ana yapıyı oluşturan maddedir. Bu maddenin bağlayıcı bir özelliği vardır (116,117). 1250-1500°C civarında ergiyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür ve kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olur (45,49).

Kuartz (Silika) (SiO_2): %10-30 oranında bulunur. Diğer maddelere nazaran daha yüksek ergime ısısına sahiptir (1700°C). Bu özelliğiyle fırınlanma sırasında porselen restorasyonuna desteklik sağlar ve şeklini korur. Porselenin dayanıklılığını artırır. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler. Termal genleşme katsayısını kontrol etmede yardımcıdır. Silika yapısında olup, yapı içinde doldurucu görevi yapar (45,49).

Kaolin (Al_2O_3 - 2SiO_2 - $2 \text{H}_2\text{O}$) : %1-5 oranındadır. Ergime derecesi 1800°C'dir. Çin kili olarak da adlandırılan, dehidrate olmuş alüminyum silikat yapısındadır. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer materyalleri bir arada tutar, bağlayıcıdır. Dolayısıyla

porselenin elde işlenebilirliğini kolaylaştırır ve elastikiyet sağlar. Opak bir yapıdadır. Isıya oldukça dayanıklıdır (49,116,117).

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya ilave edilebilmektedir (49,118).

Porselen; baskı kuvvetlerine karşı dirençli, makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dayanıksızdır. Baskı dayanıklılığı 350-550 MPa arasında yüksek değerlere sahipken, çekme dayanıklılığı 20-60 MPa gibi düşük değerler gösterir. Daha dayanıklı restorasyonlar elde etmek için, porselen metal altyapı ile desteklenmiştir. Metal alaşımlarda kullanılan porselen; cam, çözülmemiş kalay oksit ve %5-15 kristalin alümina içerir. İçeriğinde yüksek oranda bulunan sodyum bikarbonat ve potasyum hidrat, ısısal genleşmeyi arttırarak metal altyapı ile uyumunu sağlamaktadır (119).

Seramik üst yapı; opak, dentin ve mine seramiği ve son katman olarak glazür tabakasından meydana gelmektedir (47).

2.3.3.1 Opak Seramik Tabakası

Opak seramiği;

- 1- Metal altyapı ile seramiğin ara yüzünde meydana gelen mekanik ve kimyasal bağlantısına katkı sağlar.
- 2- Yüzeyin kolayca ıslatılmasını sağlar.
- 3- Metal altyapının koyu rengini kapatarak, seramiğin ana renginin elde edilmesinde ilk basamaktır (7).

Vakum altında fırınlanan opak tabakasının kalınlığı, metal altyapının rengine ve uygulanan seramiğin markasına göre değişiklik gösterir. Kabul edilen ideal kalınlık 0,2-0,3 mm'dir (38) (120) .

2.3.3.2 Dentin Seramik Tabakası

Seramiğin asıl rengini belirleyen, içinde pigmentasyona uğramış metal oksitleri bulunduran dentin tabakasıdır. Daha dayanıklı ve istenilen seramik renginin oluşturulması için minimum 0.5-1 mm, maksimum 1.5-2 mm dentin ve mine seramiği kalınlığı gerekmektedir (46,120). Gereğinden daha kalın uygulanıp pişirilen seramik

tabakası, metal altyapı tarafından yeterli miktarda desteklenemez. Fonksiyonel kuvvetler karşısında kırılma riski artar ve porselen içerisinde çatlak oluşum riski artar (38).

2.3.3.3 Mine Seramik Tabakası

Işık geçirgenliği dentin porselenine göre daha fazla olduğundan, şeffaf bir görünüm sağlayarak dişin minesini taklit eder. Genellikle insizal kenar veya oklüzal yüzeyde kullanıldığı için “insizal porseleni” olarak adlandırılır. Dentin porselenine kıyasla daha sınırlı renk aralığına sahiptir. Doğal dişlerdeki şeffaflığı taklit edebilmesi için genellikle menekşe renginden griye doğru değişen renk aralığına sahiptir. Mine ve dentin porseleninin fırınlama işleminin birlikte tek seferde yapılması iki porselen arasındaki renk geçişinin daha doğala yakın olmasını sağlar (38).

2.3.3.4 Glazür Tabakası

Porselen uygulamasının son aşamasını oluşturur. Porselen işlenmiş yapı, üretici firma talimatlarına göre fırınlanarak yüzeyde kısmen erimiş ve parlak bir seramik tabakası oluşturmaktadır. Bu işleme doğal glazür denilmektedir. Bu tabaka yüzeydeki muhtemel çatlakları doldurarak restorasyonun mekanik özelliklerini artırır (47).

Daha yaygın olarak kullanılan diğer bir yöntem ise, yüzeye üretici firma tarafından üretilen ve sadece cam faz içeren glazür porseleni uygulayıp, yine üretici firmanın talimatlarına göre fırınlanarak gerekli parlaklığın sağlanmasıdır. Bu işleme overglaze denilmektedir. Ayrıca, overglaze tabakasının porselenin yüzeydeki olası çatlaklarını doldurarak, yapının mekanik özelliğini arttırdığı bildirilmiştir (121,122).

2.4 Metal - Seramik Bağlantısı

Klinik uygulamalarda, diş preperasyonunun uygun yapılmaması, oklüzal erken temaslar, yetersiz metal desteği, metal yorgunluğu, metal ile seramik arasındaki termal katsayı uyumsuzluğu, uygun olmayan restorasyon tasarımları gibi hatalar metal seramik restorasyonlarda başarısızlıklara sebep olmaktadır (123). Bu başarısızlıklara sebep olan hatalardan biri de metal ile seramik arasında meydana gelen zayıf bağlantıdır. Metal destekli seramik restorasyonların uzun süreli klinik kullanımlarını sağlamak için metal ile seramik arasında kuvvetli bir bağlantı sağlanmalıdır (53).

Metal-seramik restorasyonlarda başarılı bir bağlantı oluşturmak için, kullanılan porselen ve metal alaşımın tipi ile bunların arasındaki termal katsayı uyumu oldukça önemlidir.

Alaşımın yüzey pürüzlülüğü, yeterli kalınlıkta ve nitelikte oksit tabakası varlığı ya da bağlayıcı ajan kullanımı gibi yüzey işlemleri de kuvvetli bağlantının oluşmasında önemli rol oynar. Ayrıca, önerilen değerlerde porselen fırınlanma ısısı, fırınlanan porselenin içinde oluşan sıkıştırıcı gerilim varlığı, soğumanın etkisi ve porselen fırınlanma sayısı da oldukça kritik öneme sahiptir (124). Metal ve seramik arasında iyi bir adezyon için; porselenin metal yüzeyini ıslatabilirliği, metal yüzeyindeki oksit tabakası ve mekanik retansiyon gibi çeşitli faktörler de tanımlanmıştır (39). Tüm bu faktörler metal ile seramik arasında bazı mekanizmaların kurulmasını sağlamaktadır (46).

Bu mekanizmalar:

- Van der Waals kuvvetleri,
- Mekanik bağlantı,
- Baskı (Sıkıştırma) kuvvetleri ve
- Kimyasal bağlantıdır (6,125).

2.4.1 Van der Waals Kuvvetleri (Moleküler Çekimle Bağlantı)

Van der Waals Kuvveti, kimyasal bağlanma olmaksızın iki atom arasındaki elektrostatik çekim kuvvetiyle oluşan bağlantı çeşididir. Metal ile porselen bağlantısında çok etkili olmamasına rağmen metalin porselen ile ıslanabilirliğini etkilediği için önemlidir. Fırınlanma sırasında eriyen porselenin, pürüzlendirilmiş metal yüzeyindeki mikroskobik olukları ıslatmasıyla tutunma meydana gelir. Islanabilirlik, materyalin yüzey geriliminin etkisine bağlıdır. Katı ve sıvı materyal arasındaki yüzey gerilimi azalırsa, temas açısı küçülür ve ıslanabilirlik artar. Metal yüzey ile eriyen porselen arasında oluşan temas açısı ne kadar küçük olursa, erimiş porselen metal yüzeyindeki tüm ayrıntılara girer. Başka bir ifadeyle, metal yüzey porselen ile ne kadar iyi ıslanırsa o kadar kuvvetli bir adezyon meydana gelir. Bu durum iyi bir Van Der Waals bağlantısına işaret eder. Soy metal alaşımlarının ıslanabilirliği, soy olmayan metal alaşımlarından çok daha iyidir (37).

2.4.2 Mekanik bağlantı

Mekanik bağlantı, temelde metal ile porselen yapının birbirlerinin içine geçerek kenetlenmesiyle meydana gelmektedir. Metalin mikro düzeyde aşındırılmış yüzeyi, porselen ile bağlantı oluşturacağı alanı artırarak, opak tabakasının da yüzeydeki bu düzensizliklere girip tutunmasını sağlar. Bu şekilde mekanik bağlantıda artış meydana gelir (33,35).

Metal-porselen arasında oluşan mekanik bağlantının arttırılması için farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulanabilir. Günümüzde kullanılan yöntemler şunlardır:

- Kumlama
- Asitle pürüzlendirme
- Elektrokimyasal yöntemle korozyon oluşturma
- Yüzeye küresel alaşım partikülleri püskürtme
- Silika kaplama
- Lazer ile pürüzlendirme (126).

Metal üzerinde frezle aşındırma ve kumlama ile makroskobik; oksidasyon tabakası oluşturulması, erimiş cam ile elektromekanik korozyon, tanecik sınırlarının seçici oksidasyonu ve asit uygulanması gibi işlemler ile de mikroskobik düzeyde pürüzlülük oluşturulabilir. Porselenin metal yüzeyinde oluşturulan girinti çıkıntılara difüzyonu ve soğuması sırasında iki materyalin birbirlerine kenetlenmesiyle mikro mekanik bağlantı meydana gelir (33,35,47). Yapılan çalışmalar, bu yöntemlerle elde edilen yüzey pürüzlülüğünün metal-porselen bağlantısını olumlu yönde etkilediğini; ancak pürüzlendirme işleminin optimal süre ve etkide yapılması gerektiğini bildirmişlerdir (127) .

Aslında porselenin metale bağlantısı için pürüzlü bir yüzeye ihtiyaç yoktur. Porselen düz bir metal yüzeye de bağlanabilir. Mekanik retansiyonun metal ile porselen bağlantısında kendi başına etkisi yeterli olmasa da metal yüzeyindeki girinti ve çıkıntılar bağlantının artmasına katkı sağlar. Bu sebeple mekanik retansiyonun bağlantıya etkisi vardır (38).

2.4.3 Baskı (Sıkışma) kuvvetleri

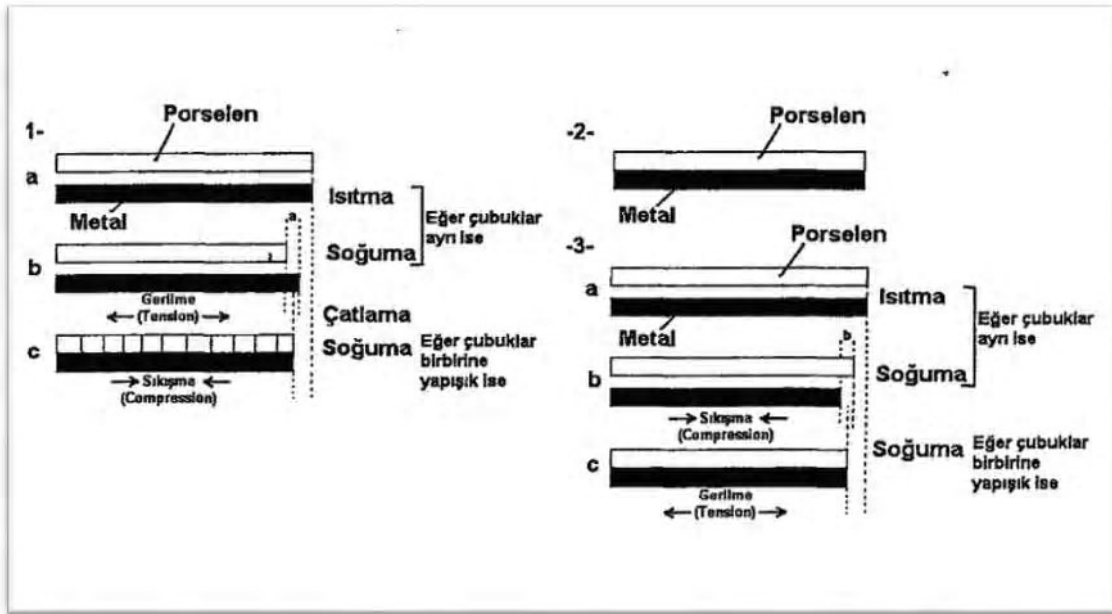
Porselenin metal altyapıya baskı kuvveti ile bağlanması; metal yüzeyin geometrisine, metal ve porselenin ısısal genleşme katsayıları arasındaki uyuma bağlıdır. Metalin ısısal genleşme katsayısı porseleninin ısısal genleşme katsayısından büyük olursa, fırınlama işleminden sonraki soğuma sırasında metal daha fazla büzülür. Bu durumda porselen üzerinde sıkıştırıcı kuvvet, metal yüzeyinde ise gerilim kuvveti meydana gelir (37).

Kuvvetlerin oluşumunda etkili olan bir değişken de restorasyonun fırınlanmasından sonraki soğuma hızıdır. Hızlı soğuma, porselen içerisinde baskı stresleri meydana getirirken; yavaş soğuma artık gerilme streslerinin oluşmasına sebep olur (128). Artık

gerilme stresleri hemen çatlak yayılımına neden olmaz. Ancak, porselen yapının katmanlarında ilave geçici gerilme stresleri meydana getirir ve bu stresler belirli bir seviyeye ulaşırsa çatlak yayılımı başlar (129).

Porselen metal üzerine pişirildiğinde ısı genleşme katsayısı bakımından üç farklı ilişki olabilir (Şekil 2.10):

1. Porselenin ısı genleşme katsayısı metalden daha yüksek olursa, porselen fırındandıktan sonra oda ısısına soğutulurken metale oranla hacimce daha fazla büzülür. Yani fırınlama sırasında aynı boyuttaki metal porselen kompleksinde porselen daha fazla büzülme isterken metal buna engel olmaya çalışacaktır. Bu sebeple porselen, en dayanıksız olduğu ve yapı içerisinde kırıklara yol açan gerilim kuvvetlerine maruz kalacaktır (47).
2. Porselen ile metalin ısı genleşme katsayısı eşit olursa, porselen fırındandıktan sonra soğutulurken iki materyal de aynı miktarda genişler, büzülür. Sonuç olarak, metal porselen kompleksinde hiçbir stres oluşmayacağı için kırık da meydana gelmez. Ancak, yapıda hiçbir iç basınç oluşmadığından dış kuvvetlere karşı yeterli dayanıklılık sağlanamaz (47).
3. Porselenin ısı genleşme katsayısı metalden düşük olursa, porselen fırındandıktan sonra soğuma sırasında metal daha hızlı büzüleceğinden, porselen baskı kuvvetine maruz kalacaktır. Yani fırınlama sırasında aynı boyuttaki metal porselen kompleksinde metal daha fazla büzülme isterken porselen üzerinde sıkışma kuvveti meydana gelirken, metal yüzeyinde gerilme kuvveti oluşacaktır (46). İstenilen ısısal genleşme katsayısı bu şekildedir.



Şekil 2.10. Porselen ve metalin ısısal genleşme katsayıları arasındaki ilişki

1. Porselenin ısısal genleşme kat sayısı metalinkinden yüksek
2. Porselen ve metal eşit ısısal genleşme katsayısına sahip
3. Porselenin ısısal genleşme katsayısı metalinkinden düşük (130)

Metal destekli porselen restorasyonlarında, metalin ısısal genleşme katsayısının seramiğe oranla fazla olması istenilmekle birlikte, aralarındaki farkın çok fazla olmaması istenir. Porselen ile metal arasındaki ideal ısısal genleşme katsayısı farkı $1 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ den fazla olmamalıdır. Bu fark $1,7 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ 'ye çıkarsa metal ile porselen arasındaki bağın bozulmasına yol açacak ayrılma gerilimi meydana gelir. Porselenin ısısal genleşme katsayısı, lityum karbonat gibi bir alkali eklenmesiyle $7-8 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ 'ye yükseltilebilirken; alaşımın ısısal genleşme katsayısı, yapıya paladyum veya platin ilavesiyle $7-8 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ 'ye düşürülebilmektedir (46).

2.4.4 Kimyasal Bağlantı

Kimyasal bağlantı, metal yüzey üzerinde oksit tabakası oluşumuyla ve okside edici bir atmosferde fırınlama yapılmasıyla artan bağlantı gücüdür (46). Birçok araştırmacı kimyasal bağlantının metal porselen bağlantısı için en gerekli mekanizma olduğunu savunur (37).

Oksit tabakası, metal yüzeyindeki kimyasal bağlantıdan sorumlu olan kısımdır. McLean oksit tabakasının 3 farklı şekilde oluşturulabileceğini bildirmektedir (131):

- Soy metal alaşımlarının içine ısı işlem ile oksitlenmeyi sağlayan soy olmayan metal oksitlerinin katılması ile oksit tabakası oluşturulması,

- Soy olmayan metal alaşımların bileşenleri ile doğrudan, kendiliğinden oksit tabakası oluşturulması,
- Okside olabilen In ve Sn gibi metal oksitlerinin metal yüzeyine kaplanmasıdır.

Oksit tabakası oluşturulmuş metal yüzeyine işlenmiş porselen fırınlığında, erimiş porselenin yüzeyindeki oksijen atomları, metal yüzeydeki oksijen atomları üzerine difüze olur. Bu durum ara yüzdeki katyonların perdelenmesini artırır. (perdeleme, birden fazla elektrona sahip atomlardaki bir elektron ile atom çekirdeği arasındaki çekimdir.) Eğer porselen oksijene doymun halde değilse, metalik katyonlar oksijeni çözer. Böylece, porselen oksijenle doymun hale gelir. Oluşan bu porselen bileşimi sabit sıcaklıkta sabit kalıp oksitle termodinamik bir denge içinde olduğundan bağ enerjisi dengesi ve kimyasal bağ meydana gelir (49).

Kimyasal bağlantı mekanizması için iki teori öne sürülmüştür. Bu teorilerden birine göre, oksit tabakası bir yüzüyle metal yüzeyine yapışırken, diğer yüzüyle porselele yapışmıştır. Bu şekilde oksit tabakası metal ile porselen arasında adeta bir ‘sandviç sistemi’ şeklinde rol almaktadır. Bu teoriye göre, kalın oksit tabakası, metal porselen arasındaki bağı zayıflatacağından tercih edilmez. Bu nedenle oksit tabakası, metal ile porseleni atomik temasa getirecek optimum kalınlıkta olmalıdır. Soy metal alaşımlarına; okside olabilen kalay, indiyum, demir gibi elementler eklenerek gaz giderme (degassing) diye adlandırılan ön ısıtma işlemiyle oksit tabakasının oluşması sağlanır. Soy olmayan Ni-Cr metal alaşımları ise içerdikleri nikel ve kromdan dolayı ısıtılmaları sırasında kendiliğinden okside olur. Ancak, nikel ve krom kalın oksit tabakasına sebep olarak bağlantıyı zayıflatabileceğinden, oksit tabakasının kalınlığını ayarlamak için %1-2 oranında berilyum gereklidir. Daha çok desteklenen diğer teori ise, oksit yüzeyinin opak tabakası üzerinde çözünmesidir. Bu teori, porselen ile metal arasındaki atomik kontaklar sonucu, elektronların paylaşılmasıyla kimyasal bağlantının oluştuğunu savunur (37).

2.5 Metal Seramik Sistemlerinin Başarısını Etkileyen Faktörler

Metal seramik restorasyonların klinik başarısının sağlanması için bazı faktörlerin etkili olduğu düşünülmektedir. Bu faktörler aşağıdaki gibi sıralanabilir (7,132):

- Kullanılan metal alaşımı ve üretim tekniği
- Metal alaşımının yüzey özelliği ve hazırlığı
- Metal yüzeyinin dekontaminasyonu (temiz ve gazdan arınmış)

- Metal alaşımı yüzeyinde oluşan oksit tabakasının özelliği
- Opak porseleninin uygulama ve fırınlama prosedürü
- Porselenin şekillendirme yöntemleri
- Porselenin fırınlanma ısısında metal yüzeyini ıslatabilirliği
- Fırınlanma sonrası restorasyonun soğuma koşulları ve hızı

Restorasyonların başarısında uygun metal ve seramik malzemelerin kullanımı da oldukça önemlidir. Craig ve Powers metal ve seramik malzemelerin seçiminde dikkat edilmesi gereken faktörleri şu şekilde sıralamaktadırlar (45):

- Metal alaşımının erime sıcaklığı porselenin fırınlama sıcaklığından en az 100°C yüksek olmalıdır.
 - Porselen, metal yüzeyini kolaylıkla ıslatabilmeli ve genel olarak aralarında oluşan temas açısı 60 derece veya daha az olmalıdır.
 - Metal ile seramik materyalinin ısısal genleşme katsayıları birbiriyle uyumlu olmalıdır.
- Fırındandıktan sonra soğuma sırasında; metal üzerinde gerilim, porselen içerisinde baskı kuvvetlerinin oluşabilmesi için metalin ısısal genleşme katsayısı porseleninkinden biraz daha yüksek olmalıdır.
- Metal alaşımlarının sertliği seramik materyalindeki stresleri azalttığından restorasyon için seçilen metal yeterli sertlik ve dirence sahip olmalıdır.
 - Yeterli estetiği ve dayanıklılığı sağlamak için yeterli kalınlıkta metal ve porselen gereklidir. Bu nedenle restorasyonun tasarımı ve diş hazırlığı iyi yapılmalıdır.
 - Yüksek sıcaklıkta bile metal alaşımının dökümü restorasyonun uyumunu sağlamalıdır.
 - Doğal dişin rengiyle uyumlu opak, dentin ve mine seramiği seçeneği olmalıdır.

2.6 Metal Seramik Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Metal-seramik restorasyonların tatmin edici bir klinik ömre sahip olmaları için çok sayıda faktör etkilidir. Bunlar arasında mekanik açıdan klinik başarıyı etkileyecek en önemli faktör ise metal ile seramik arasındaki bağlantı direncidir. Restorasyonlar ağız içerisinde, devamlı kuvvetlere, aralıklarla etkiyen kuvvetlere, gerilim, baskı ve makaslama gibi çok

sayıda ve karmaşık kuvvetlere maruz kalırlar (26,133). Bu nedenle metal-seramik bağlantısını kesin olarak ölçen evrensel bir test tasarımı bulunmamaktadır (134) .

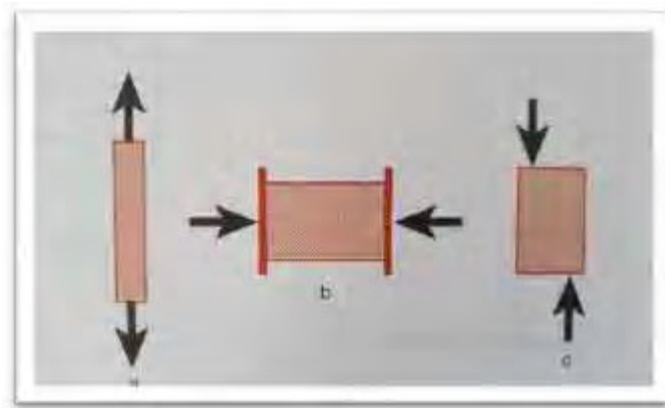
Test edilen bir materyal örneğine dışarıdan kuvvet uygulandığında, materyal içerisinde uygulanan kuvvete eşit büyüklükte, ancak zıt yönde bir kuvvet oluşur. Birim alanda meydana gelen bu kuvvete “stres” ya da “gerilim” denilmektedir. Stres, uygulanan kuvvetin (F) kesit alanına (A) oranıdır. “ $\text{Stres} = F / A$ ” şeklinde formüle edilir (135) .

Basit gerilimler üç sınıfa ayrılabilir; bunlar, çekme (tensile), sıkışma-baskı (compressive) ve makaslama (shear) gerilimidir (Şekil 2.11) (49,136).

Malzemeyi gerezek veya uzatacak yönde uygulanan kuvvete karşı meydana gelen dirence çekme gerilimi (stresi) denir (49,136).

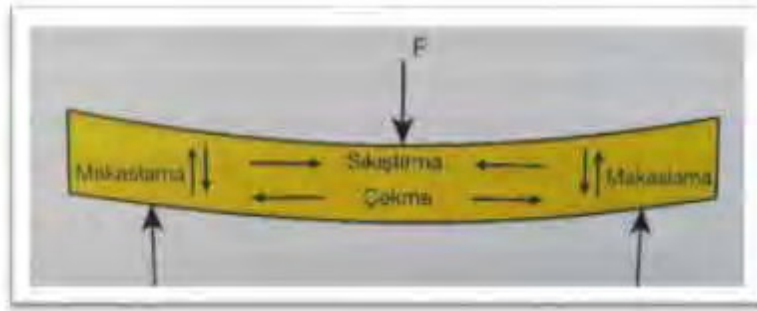
Malzemeyi sıkıştırarak veya kısaltacak yönde uygulanan kuvvete karşı meydana gelen dirence sıkışma gerilimi (stresi) denir (49,136).

Malzemenin bir parçasının diğer bir parçası üzerinde dönme ve kaymaya karşı gösterdiği dirence makaslama (shear) gerilimi (stresi) denir (49,136).



Şekil 2.11. Basit gerilim kuvvetleri (49)

Genellikle, pratik şartlarda bir malzemeye tek tip gerilim uygulamak oldukça zordur. Bir gerilim türü baskın olsa da diğer gerilim tipleri de daima mevcuttur. Bunlara da kompleks gerilimler adı verilir (49).



Şekil 2.12. Kompleks gerilim kuvvetleri (49)

Porselen-metal bağlantı direncini ölçen ideal bir test tasarımı için şu kriterler sağlanmalıdır (81);

- Test, değişkenlik göstermeyen net sayısal sonuçlar vererek doğru bir bağlantı hesabını (kuvvet/alan) sağlamalıdır.
- Örnek yüklemesi, metal-porselen ara yüzeyi boyunca dengeli bir stres dağılımı oluşturarak kırılma yayılımını arttıracak düzeyde olmalıdır. Yükleme, fonksiyon sırasındaki restorasyona uygun bir baskıyla yapılmalıdır.
- Örnek hazırlığı ve test işlemleri karmaşık olmamalı, farklı metal-porselen kombinasyonunun değerlendirilmesine izin vermelidir. Örnek veya test tasarımları porselen içinde stres meydana getirmemelidir.
- Porselen, test yöntemlerinin kullanımını kolaylaştıracak şekilde metal altyapılara uygulanmalıdır.
- Test tasarımı ara yüz bağlantı yüzeyinde adeziv kopmayı teşvik etmelidir. Test sırasında porselen içerisinde koheziv kırık olmamalıdır.

Anusavice'ye göre, metal seramik sistemlerin bağlantı dayanımını değerlendirecek bir testin doğru sonuçlar verebilmesi için iki temel koşul vardır. Birincisi, testin oluşturduğu stres restorasyonun ara yüzeyi dışında yoğunlaşırsa (örneğin, seramik tabakanın sonunda), gerçek metal seramik bağ gücünden daha düşük sonuçlar ortaya çıkacaktır. Bu nedenle, stres yalnızca ara yüz boyunca yoğunlaşmalıdır. İkincisi ise, gerilim kuvveti varlığında seramik kırıkları meydana gelebileceği için test sırasında gerilim olmamalıdır. Aksi takdirde, test sonuçları yanıltıcı olabilir (137).

Restorasyon, ağız içinde çok sayıda ve farklı yapıdaki kuvvetlere maruz kalmaktadır. Aksine, in vitro çalışmalarda kullanılan deney düzeneklerinde tek bir tip yükleme şekli vardır. Bu nedenle bu tür çalışmaların sonuçları, metal seramik sistemlerin klinik

ortamında kullanımlarını tam olarak yansıtamaz. Ancak, restorasyonların performansları hakkında ön fikir elde edilmesini sağladığı için klinik çalışma protokolü açısından yarar sağlamaktadır. Bu nedenle, uygulanması daha az zaman alan ve metal seramik ara yüzündeki bağlantı direncinin değerlendirilmesine izin veren laboratuvar yöntemleri önemlidir (138).

Metal seramik bağlantı dayanımının sayısal verilerle değerlendirilmesi amacıyla en çok kullanılan ve materyal içerisinde oluşturulan streslere göre sınıflandırılan laboratuvar testleri; makaslama, itme-çekme, eğme ve kırılma testleri olarak sıralanabilir (129).

2.6.1 Makaslama testleri

Makaslama testi, bir yapının bir parçasının diğer parçasına paralel ancak ters yönlerde kaydırılmasıyla deforme edildiğinde meydana gelen gerilim esas alınarak yapılır (139). Makaslama testleri ilk olarak Shell ve Nielsen tarafından 1962 yılında “çekme makaslama testi” olarak çalışmalarında kullanılmıştır. İlerleyen zaman içerisinde çok sayıda farklı formları geliştirilmiştir (140,141).

Düzlemsel makaslama testleri, metal ve porselenin ara yüzünün kesitine göre dairesel veya dikdörtgensel olarak adlandırılmıştır. Dairesel makaslama testinde, opak porseleninin her yerde eşit kalınlıkta fırınlanması avantajdır. Ancak test düzeneğinin hazırlanması oldukça hassastır. Örnek hazırlığı maliyetlidir ve uzun sürmektedir. Ayrıca, ısısal genleşme katsayısı farklılıklarından kaynaklanan metal-porselen ara yüzünde oluşan ısısal stresleri engelleyemez. Dikdörtgensel makaslama testi ise, stresleri metal-porselen ara yüzüne iletmesi ve materyallerin elastik modüllerinden çok az etkilenmesi açısından daha avantajlıdır (130).

2.6.3 Kırılma Testleri

Kırılma testlerinde, metal ile seramik arasındaki bağlantıyı ölçmek için kırılma direncinden yararlanılmıştır. Darbe alan seramiğin, subjektif değerlendirmesini nicel verilere dayandırabilmek için kalibrasyonu yapılmış bir borudan serbest halde düşen çelik bir bilye kullanılmıştır. Silver ve arkadaşları tarafından geliştirilen bir modifiye top tekniğine göre metal üzerine seramik uygulanmış bir test örneğine değişik yükseklikten bilyeler atılmış ve seramiğin çarpma direnci değerlendirilmiştir (55).

2.6.2 İtme – Çekme (Gerilim) Testleri

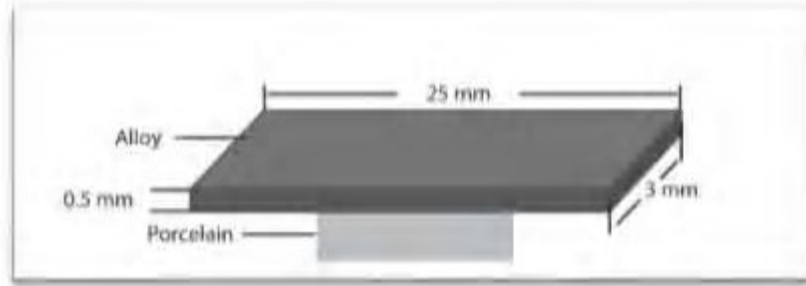
İtme-çekme testleri temelde, metal ve seramik bileşenlerine oksit tabakasının bağlantısını ölçmek için kullanılmıştır. Gerilim deneyinde kullanılacak numuneler, oksitlenmiş düz bir metal çubuğun ucuna veya iki metal çubuk arasına uygulanan bir seramik tabakadan meydana gelmektedir. Gerilim kuvveti, seramik tabakayı metal yüzeyinden ayırmak için numunelerin uzun eksenine doğrultusunda uygulanmaktadır (26). İtme-çekme testlerini hizalamak zordur. Ayrıca, seramiğin dış yüzeyinde çentik oluşması halinde seramik içinde düzensiz stresler oluşarak, koheziv kırıklara neden olur. Bu sebeplerle testin kullanımı eleştirilmiştir (130).

2.6.4 Eğme (Bükme) Testleri

Metal seramik bağlantı direncini ölçmek için en çok kullanılan eğme testleri 3 nokta veya 4 nokta eğme testleridir (141). 1966 yılında; Lavine ve Custer tarafından altın alaşımı ile porselen arasındaki bağlanma kuvvetini etkileyen faktörlerin incelendiği bir çalışmada ilk kez 3 nokta eğme testi kullanılmıştır (142).

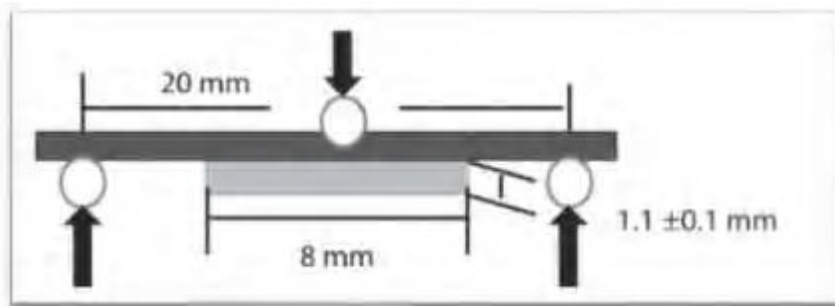
1980'lerin başında Schwickerath, 3 nokta eğme testini geliştirmek amacıyla, metal seramik sisteminin dolaylı yoldan yüklenmesini sağlayacak bir test düzeneği hazırlamıştır (143). 1995 yılında ise Lenz ve arkadaşları, 3 nokta eğme testinin uygulandığı örneklerin ara yüzünde meydana gelen kopmanın, porselenin ortası yerine ucunda oluşmasına neden olacak stres miktarını hesaplamaya çalışmışlardır (25).

3 nokta eğme testi, Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO) tarafından 1991 yılında metal seramik bağlantısını değerlendirilmesi açısından en uygun test olarak standartlaştırılmıştır (144). 1999 ve 2012 yıllarında güncellenerek bu standart ISO 9693 standardı olarak yeniden yayımlanmıştır (27). ISO 9693 standardına göre her grupta metal seramik bağlantı direnci ölçülecek, belirlenen ölçülerde en az 7 adet örnek bulunmalıdır. Örnekler, 25 ± 1 mm uzunluğa, $3 \pm 0,1$ mm genişliğe ve $0,5 \pm 0,05$ mm kalınlığa sahip metal altyapılar şeklinde üretilmelidir. Metal altyapıların 8 mm genişliğindeki orta 1/3'lük kısmına 1,1 mm kalınlığa sahip olacak şekilde seramik uygulanmalıdır (Şekil 2.13) (145).



Şekil 2.13. ISO tarafından belirlenen örnek ölçülerinin şematik görünümü (13)

Kırma cihazında, örneklerin konumlandırılacakları dayanaklar vardır ve iki dayanak arası mesafe 20 mm olarak ayarlanır ve örnekler seramik kısım altta kalacak şekilde dayanaklar arasına yerleştirilir (Şekil 2.14). Metal seramik ara yüzünün bir ucunda kopma gerçekleşinceye kadar kuvvet uygulayan uç hareketine devam eder. Kopma anındaki kuvvet değeri kaydedilerek ilgili formülde yerine konur. Grup içinde 7 adet metal seramik örnek arasında en az 4 tanesinin bağlanma dayanımı 25 MPa 'dan fazla ise metal seramik bağlantısının başarılı olduğu kabul edilir. Bu testin örneklerinin hazırlanması diğer testlere göre daha kolaydır. Elde edilen veriler aynı test yöntemi kullanılarak yapılan başka çalışmalarda değerlerle karşılaştırılabilir. Ayrıca, ISO standartları tarafından metal seramik bağlantı direncinin değerlendirilmesi için kullanılabilecek en uygun test yöntemi 3 nokta eğme testi olarak belirlenmiştir (27,125). Tüm bu avantajları nedeniyle çalışmamızda da tercih edilmiştir.



Şekil 2.14.Örneğin dayanaklar arasına yerleştirilmesi ve dayanaklar arası mesafenin şematik görünümü (13)

2.7 Metal Seramik Bağlantı Dayanımının Hesaplandığı Formüller

- ISO 9693:2012 standardına göre ayrılma/kırılma anındaki stres şu denkleme göre hesaplanır: (125)

$$\tau_b = k \times F_{fail}$$

τ_b =Ayrılma anındaki stres değeri (N/mm²=MPa)

k: Metalin elastik modülüne göre hesaplanan sabit (mm²)

F_{fail}: Maksimum kırılma kuvveti (N) ‘dir.

-Newton (N) cinsinden kaydedilen verilerin megapaskala (MPa) dönüştürülmesinde kullanılan diğer bir formül de şudur (146) :

$$\Sigma = \frac{3P_F I}{2bd^2}$$

P_F: Maksimum kuvvet (N)

b: Örnek genişliği (mm)

d: Örnek kalınlığı (mm)

I: Dayanaklar arasındaki uzaklık (mm)

Σ: Bağlanma dayanıklılığı (MPa)

2.8 Metal Seramik Bağlantısında Görülen Başarısızlık Tipleri

Metal-porselen ara yüzünde klinik olarak iki farklı tipte ayrılma görülmektedir (36) :

I. Adeziv tipte görülen ayrılmalar: Farklı materyaller arasında görülen ayrılma.

II. Koheziv tipte görülen ayrılmalar: Aynı materyal yapısında görülen ayrılma.

O’Brein, metal ile seramik arasındaki ayrılma tiplerini 6 grupta değerlendirmiştir (39). Bu ayrılma tipleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

a) Seramik – Metal Arasında Ayrılma: Bu tip kırıklarda seramik metalden tamamen ayrılır ve geride temiz bir metal yüzeyi kalır. Metal-seramik bağlantısı için oksit tabakasının mevcut olmadığı veya seramiğin fırınlanması sırasında oksidin tamamen yok olduğu durumlarda genellikle bu tip kırılma meydana gelir. Metal yüzeyinin çok pürüzlü ya da kontamine olması da bu tip ayrılmaya neden olabilir (39).

b) Seramik – Oksit Arasında Ayrılma: Seramiğin oksit tabakasını metal üzerinde bırakarak ayrılmasıyla meydana gelen kırık tipidir. En çok soy olmayan metal alaşımların kullanıldığı metal-seramik sistemlerinde görülür (39).

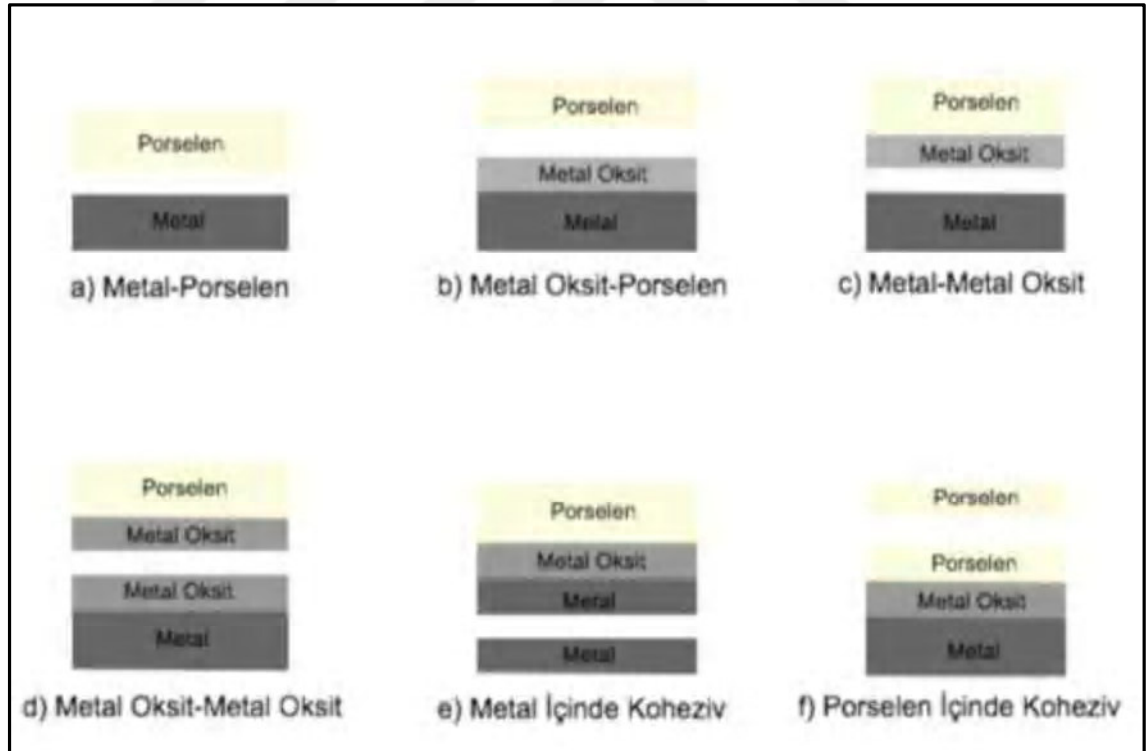
c) Oksit – Metal Arasında Ayrılma: Oksit tabakasının metal yüzeyinden seramikle beraber ayrıldığı kırık tipidir. Özellikle soy olmayan metal alaşımların içeriğinde bulunan

krom ve nikel elementlerinin ara yüzeyde fazla miktarda oksit oluşturduğu durumlarda görülür (39).

d) Oksit– Oksit Arasında Ayrılma: Ara yüzeydeki oksit tabakasının kendi içinde ayrılmasıyla meydana gelen kırık tipidir. Gereğinden fazla oksit tabakası oluşumu bu tip kırıklara neden olur (39).

e) Metal – Metal Arasında Ayrılma: Genellikle köprü protezlerinde gövde-dayanak birleşim bölgelerinde meydana gelen kırık tipidir. Nadiren meydana gelir (39) .

f) Seramik – Seramik Arasında Ayrılma: Metal-seramik bağlantı kuvvetinin germe kuvvetlerinden daha fazla olduğu durumlarda meydana gelen kırık tipidir. Seramik içinde oluşan germe kuvvetlerine bağlı olarak oluşur (39). Şekil 2.15’de metal-seramik bağlantı başarısızlıkları şematize edilmiştir.



Şekil 2.15. O’Brein’in Metal seramik restorasyonlardaki bağlantı başarısızlığı sınıflandırması (39)

Metal-porselen ara yüzünde ve opak-dentin porselenleri arasında meydana gelen kırıklarla restorasyonun yüzeyinde oluşan çatlaklar, klinikte en çok karşılaşılan metal-porselen bağlantı başarısızlıklarıdır (45). O'Brien başarılı bir metal seramik bağlantısında daha çok koheziv ayrılma meydana geldiğini bildirmiştir (39). Genellikle kıymetli metal alaşımlarında porselenin koheziv başarısızlığı görülürken kıymetsiz metal alaşımlarında ise porselenin adeziv başarısızlığı görülmektedir (37).

2.9 Kırık Yüzey İncelemesi

Kırık yüzeyinin mikroskobik incelemesinden ayrılmanın çeşidiyle ilgili önemli bilgilere ulaşılmaktadır. Bu incelemeye “fraktografi” adı verilmektedir ve inceleme için geniş bir odak derinliği sağlayan elektron tarama mikroskobu (SEM) kullanılmaktadır (147). Ayrıca, kırık metal yüzeylerinin stereomikroskop ile elde edilmiş görüntüleri değerlendirilerek, metal-seramik ara yüzeyindeki başarısızlık tipi analiz edilebilmektedir (148).

Han ve arkadaşları çalışmalarında, kırık modu analizi için optik mikroskop kullanmış ve kırık modunu; kırma testi sonrası metal altyapıda kalan porselen oranı %20' den daha az ise adeziv kırık, %80' den fazla ise koheziv kırık, %20' den daha fazla %80' den daha az ise kombine kırık olarak adlandırmışlardır (149). Benzer şekilde Kaleli ve Saraç da yaptıkları çalışmada kırık modunu incelemek için stereo mikroskop kullanmışlar ve kırma testi sonrası metal yüzeyinde kalan seramik miktarı %50 den fazla ise koheziv kırık olarak adlandırmışlardır (148).

2.10 Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), örneklerin mikro yapılarının incelenmesi ve analizinde kullanılan bir görüntüleme cihazıdır. SEM'in temel çalışma prensibi, yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması şeklindedir. Elektron demetinin çarptığı bölgenin lokal topografisini, elemental bileşimini ve kristal yapısı gibi özelliklerini inceleme şansı verir (150).

Tarama işleminden önce çoğu örneğin belirli bir prosedüre göre hazırlanması gerekmektedir. Örnekler, kakodilat buffer solüsyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra kontrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidrate edilirler. Alüminyum kalıplara yerleştirilen örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası

ile kaplanır (151,152) .

Tarama işlemi sırasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur (153). Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan bu ikincil elektronların, algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi edinilir (154) .

Algılayıcıya ulaşan ikincil elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise o kadar karanlık olur. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (155).

2.11 Enerji Dağılımlı X-Işınları Analizi (EDX)

Enerji Dağılımlı X-Işınları Analizi (EDX), örnek yüzeyinde belirlenen bir noktada bulunan element içeriğini tanımlamak için kullanılan bir tekniktir. İlk olarak Ringle tarafından tanıtılmıştır (156). Bu analiz, taramalı elektron mikroskopunda bulunur. EDX'nin çalışma prensibi, örnek yüzeyine taramalı bir elektron demeti düşürülerek, etrafa yayılan x-ışınlarının değerlendirilmesi şeklindedir. Bazı elektronlar, örnek içerisindeki elektronlar ile çarpışır ve elektronların yörüngelerinden çıkmasına neden olur. Boşalan pozisyonlar ise yüksek enerjili elektronlar tarafından doldurulur. Bu sırada yayılan x-ışınları analiz edilerek örnek yüzeyindeki element kompozisyonu tespit edilir (157).

2.12 Kırık Yüzeyin Porselen Bağlantısı (Area Fraction Adherence of Porcelain - AFAP)

Silisyum metal alaşımların yapısına oksit temizlemek ve sertlik katmak amacıyla ilave edilen bir elementtir (38). Üstelik diş hekimliğinde kullanılan seramiğin yapısını oluşturan temel elementtir. Ayrıca, yüzey oksit filmlerin morfolojileri, yapıları ve kimyasal bileşimlerinde alaşımlardaki Si konsantrasyonun etkili olduğu düşünülmektedir (158). Dental restorasyonlarda bu kadar önem teşkil eden silisyum kimyasal bağlantıda da görev alır. Metal ile seramik arasında bağlantı oluşumu sırasında, Co ve Cr elementleri metal yüzeyden seramik tabakaya yayılırken, Si, Al, K ve O ise tersi yönde hareket eder (13). Bu sebeple silisyumun metal-seramik bağlantısı ile ilişkisini değerlendirmek ve kırma testi sonrası metal yüzeyinde kalan porselen miktarının yüzdesini belirlemek amacıyla “Kırık Yüzeyin Porselen Bağlantısı (Area Fraction Adherence of Porcelain)

(AFAP) “ adında bir formül kullanılmaktadır. Ayrıca bu formül ile kırık modu analizi arasında bir bağlantı kurulabilir.

AFAP değeri, EDX ile donatılmış bir SEM kullanılarak analiz edilir. EDX tarama analizi, her bir örnek için x40’lık büyütmeyle; silisyum x ışını detektörü yardımıyla örneklerin orta kısmındaki silisyumları toplar. Oksidasyon ısı işlemi yapıldıktan sonra, opak porselen uygulandıktan sonra ve porselen metal şeritten ayrıldıktan sonra;

AFAP = (Si_r - Si_m) / (Si_o - Si_m) formülü kullanılarak silisyum yüzdesi elde edilir (156).

Si_r, porselen kırılmasından sonra yüzeydeki silisyumun atomik yüzdesidir.

Si_o, opak porseleni fırınladıktan sonra yüzeydeki silisyumun atomik yüzdesidir.

Si_m, porselen uygulanmadan önce okside metal yüzeydeki silisyumun atomik yüzdesidir.

2.13 Termal Yaşlandırma (Termal Döngü)

Termal yaşlandırma (ısıl çevrim, ısısal döngü, termal döngü), in vitro olarak bir dişe ya da restoratif bir materyale ağız ortamını yansıtacak şekilde ısı değişimi uygulanmasıdır (159).

Yeme-içmenin yapılmadığı zamanlarda ağız içerisindeki ortalama sıcaklık değeri 35°C olarak kaydedilmiştir (159,160). Sıcak ve soğuk içecek ve yiyecekler tüketildiğinde ise diş yüzeyindeki en düşük sıcaklık 4,5 °C ve en yüksek sıcaklık 50-55°C olarak ölçülmüştür (160).

Termal yaşlandırma cihazı iki adet banyo tankı ve sırasıyla bu banyo tanklarına test örneklerini daldırabilen taşıyıcı bir koldan meydana gelmektedir. Arzu edilen sıcaklık ve nitelikteki banyo sıvıları banyo tankları içinde muhafaza edilir. Taşıma kolunun ucundaki sepet içerisine yerleştirilen örneklerin mevcut iki banyo tankı arasındaki transferi taşıyıcı kol tarafından gerçekleştirilir. Cihazın üzerinde deney sırasında istenilen koşulların sağlanabilmesi için tankların içerisindeki sıvıların sıcaklığının ayarlanabilmesine, taşıma kolunun test örneklerini bir tanktan diğerine transfer süresine, her bir tanktaki daldırma süresine ve yapılacak toplam döngü sayısına ilişkin bir ayarlama paneli bulunmaktadır. İlk kez 1994 yılında ISO standartları arasına katılan termal döngü, 2003 yılında güncellenerek tekrar tanımlanmıştır. ADA tarafında da kabul edilmiş ve çeşitli amaçlar için uygulamasına yönelik bir protokol oluşturulmuştur (161).

Daha önceden yapılan çalışmalara göre 6000 devir 5 yıllık klinik yaşlanmaya karşılık

gelmektedir (111,162,163). Araştırmacılar arasında termal döngü sayısı, transfer ve daldırma süresi konusunda kesin bir fikir birliği yoktur. Ancak, dental materyaller için yayınlanan termal döngü protokolü termal yaşlandırma testlerinin en düşük 5°C ve en yüksek 55°C aralığında, ortalama 30 saniye bekletme süresinde gerçekleştirilmesini önermektedir (159,164).

2.14. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri

Renk, görme sisteminde cisimlerden yansıyan ışıklara yanıt olarak ortaya çıkan, psikofiziksel bir algıdır. Rengi nesnel şekilde anlayabilmek için düzenli bir sınıflamaya ve terminolojiye gereksinim duyulmuştur (165,166). Günümüzde birçok farklı renk belirleme sistemi mevcuttur (167). Ancak, güvenilirliği, uluslararası kabul edilebilirliği ve uygulama kolaylığı yönünden en çok tercih edilen sistemler Munsell (168) ve CIE L*a*b* renk sistemleridir (169).

CIE L*a*b* sisteminde, rengi tanımlamak için L*, a* ve b* olmak üzere 3 koordinat kullanılmaktadır. L* koordinatı; rengin açıklık, koyuluk, parlaklık veya siyah/beyaz karakterini belirtir. Saf siyah 0, saf beyaz ise 100 L* değerindedir (7,39). a* ve b* koordinatları rengin kromatik karakterini ifade eder. a* değeri rengin kırmızılık-yeşillik oranını, b* değeri ise sarılık-mavilik oranını gösterir. a* değeri pozitif ise kırmızılık, negatif ise yeşilliği; b* değeri pozitif ise sarılığı, negatif ise maviliği belirtir (7,167).

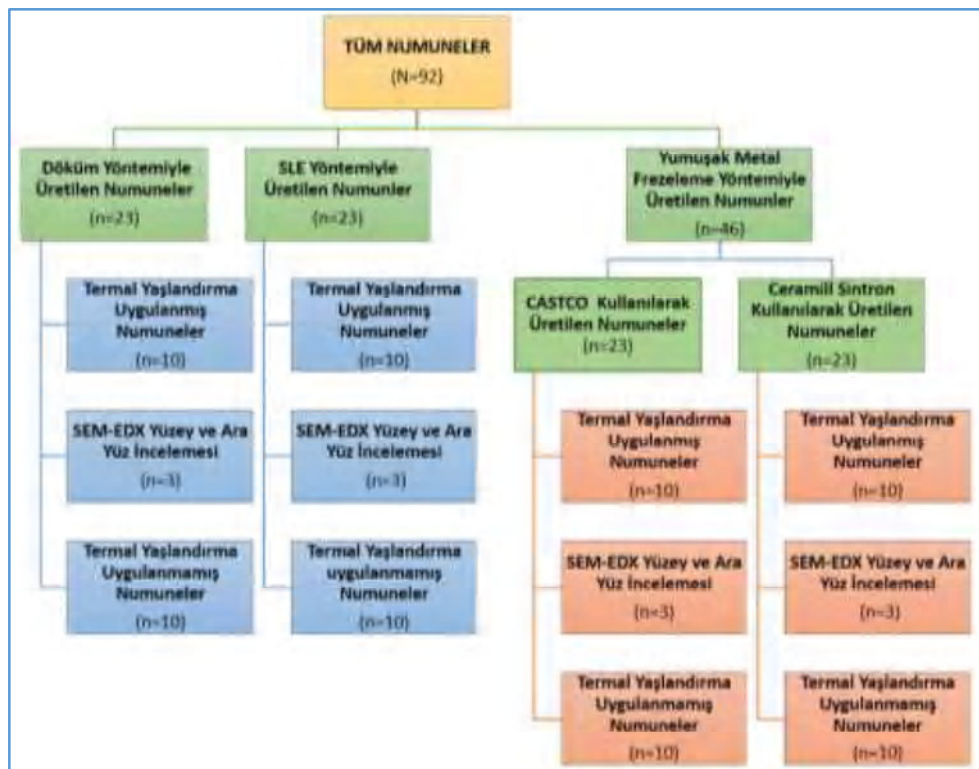
CIE L*a*b* renk sisteminin en önemli avantajı iki örnek arasındaki renk değişikliğinin belirlenebilmesidir. Renk değişim büyüklüğü “E” ile ifade edilmekte ve hesaplanmasında; $E = ((L^*)^2 + (a^*)^2 + (b^*)^2)^{1/2}$ formülü kullanılmaktadır. Bu formüldeki L*, a* ve b* iki örneğin L*, a* ve b* parametreleri arasındaki farktır (39). Çalışmamızda, üç nokta kırma testi sonrası kırık seramik yüzeyinin E değerleri hesaplanarak, kırık modu analizinin değerlendirilmesinde kullanılması hedeflenmiştir.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

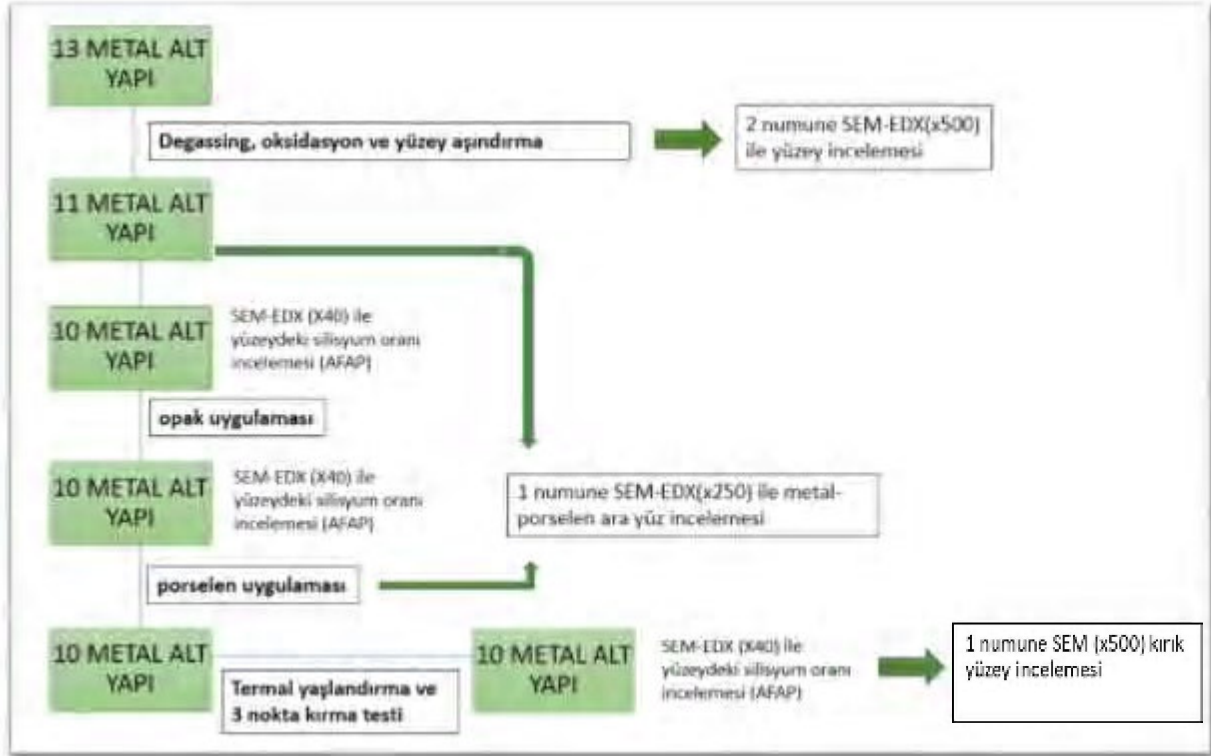
Bu çalışma Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Laboratuvarı, Kayseri Setdent Protez Laboratuvarı, İstanbul Dentindex Protez Laboratuvarı, Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarı ile Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yapılmıştır.

Çalışmamızda, geleneksel döküm yöntemi (kayıp mum tekniği), Seçici Lazer Ergitme (SLE) ve Yumuşak Metalin Frezelenmesi (YMF) (CAD-CAM frezeleme) yöntemleri kullanılarak üretilen metal altyapıların seramik ile bağlanma dayanımları arasındaki farklılık araştırıldı. Metal altyapılar, ISO 9693-1:2012 standardına uygun olarak hazırlandı (27). Çalışmamızda takip edilen deney grupları ve deney basamakları Tablo 3.1 ve 3.2 ve 3.3'de şematize edilmiştir. Ayrıca Tablo 3.4'de çalışmada kullanılan cihazlar sıralanmıştır.

Tablo 3.1. Deney gruplarının şematik görünümü



Tablo 3.2. Termal yaşlandırma uygulanan deney gruplarının her biri için deney basamakları



Tablo 3. 3. Termal yaşlandırma uygulanmayan deney gruplarının her biri için deney basamakları



Tablo 3 4. Çalışmada kullanılan cihazlar

CİHAZ	MODEL	MARKA	ÜRETİCİ YER
Ön Isıtma Fırını	Miditherm 200 MP	BEGO GmbH & Co. KG	Bremen, Almanya
İndüksiyon Döküm Makinası	INF-2010	Mikrotek Dental	Ankara, Türkiye
Revetman Karıştırma Cihazı	Easymix	BEGO	Bremen, Almanya
Vibratör Cihazı	RC 40	Mikrotek Dental	Ankara, Türkiye
Dijital Tasarım Programı	Solidworks	Dassault Systèmes	Vélizy, Fransa
SLE cihazı	M cusing lab	Laser Concept	Lichtenfels, Almanya
SLE Sinterleme Fırını	PLF 120/5	Protherm Fırını	İstanbul, Türkiye
CAD Programı 1-	Hyperdent compact 8.2	FOLLOW-ME! Technology	Münih, Almanya
CAD Programı 2-	Exocad dental CAD	Exocad GmbH	Darmstadt, Almanya
CAD Programı 3-	AutoFab MLab,	Marcam Engineering GmbH;	Bremen, Almanya
CAM Frezeleme Cihazı 1-	X-220 mill, Xtcer	Shenzhen Xiang Tong Medical Technology Co	Çin
CAM Frezeleme Cihazı 2-	Ceramill Motion 2	Amann Girrbach AG	Koblach, Avusturya
Yumuşak Metal Sinterleme Fırını (Argon Gazlı)	ZahnTech 3D	Dentindex, Uğurlu Dişçilik Ltd. Şti.	Uşak, Türkiye
Kumlama cihazı	Easyblast	BEGO GmbH & Co. KG	Bremen, Almanya
Mikrometre	293-240 Mitutoyo	Mitutoyo Co.	Japonya
Dijital Kumpas	S1202-1501M	Showa	Çin
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Elmasonic S 100 H	Elma Schmidbauer GmbH	Singen, Almanya
Buhar Makinesi	Vap 6A	Zhermack SpA	Badia Polesine, İtalya
Porselen Fırını	Programat® P310	Ivoclar	Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein
Termal Yaşlandırma Cihazı	FT-400 soğutucu	Julabo	Julabo GmbH, Seelbach, Almanya
	ED ısı dönüştürücü	Julabo	Julabo GmbH, Seelbach, Almanya
Universal Test Cihazı	Model 3345	Instron	Canton, MA, ABD
Au-Pd kaplama Cihazı	Q150R ES	Quorum Technologies Ltd.	East Sussex, İngiltere
Tarayıcı Elektron Mikroskopu (SEM)	EVO® LS10	ZEISS, Carl Zeiss Microscopy GmbH	Jena, Almanya
Enerji dağıtıcı x-ışını spektroskopisi (EDX)	Octana Elect Super	AMATEK-EDAX	ABD
Fotoğraf Makinesi	CANON EOS 550D	CANON	Japonya
Görüntü Analiz Yazılımı	Matlabs yazılımı	Matworks, Natick	ABD

Çalışmadaki deney basamakları aşağıdaki sırayla gerçekleştirilmiştir:

- 3 farklı üretim yöntemiyle ISO 9693 standartlarına göre ebatları belirlenen (25mm x3mm x0.5mm) metal altyapıların hazırlanması,
- Hazırlanan altyapıların yüzey aşındırma ve oksidasyon işlemlerinin uygulanması,
- Yüzey aşındırma ve oksidasyon işlemleri sonrası her gruptan birer metal altyapının SEM-EDX ile yüzey incelemesinin yapılması,
- AFAP değerlerinin hesaplanması için termal yaşlandırma uygulanacak her gruptan 10 metal altyapının, oksidasyon ve yüzey aşındırması sonrası SEM-EDX ile silisyum yüzdesinin ölçülmesi,
- Hazırlanan metal altyapı numunelerin üzerine opak ve seramik uygulanması,
- AFAP değerlerinin hesaplanması için termal yaşlandırma uygulanacak her gruptan 10 metal altyapının üzerine opak uygulanması sonrası SEM-EDX ile silisyum yüzdesinin ölçülmesi,
- Her gruptan numunelerin yarısına termal yaşlandırma uygulanması,
- Farklı üretim teknikleriyle üretilen her gruptan birer numunenin, 3 nokta eğme testi öncesi metal-seramik ara yüzeyinin SEM-EDX ile incelenmesi
- Tüm numunelere 3 nokta eğme testi uygulanarak metal-seramik bağlanma dayanımlarının belirlenmesi,
- Tüm numunelerin metal-seramik bağlantı başarısızlık tiplerinin belirlenmesi ve yüzey morfolojilerinin incelenmesi,
- AFAP değerlerinin hesaplanması için termal yaşlandırma uygulanmış her gruptan 10 numunenin 3 nokta eğme testi yapıldıktan sonra SEM-EDX ile kırık yüzeydeki silisyum yüzdesinin ölçülmesi,
- AFAP değerlerinin hesaplanması,
- 3 nokta kırma testi sonrası tüm deney gruplarından rastgele birer numune seçerek SEM ile kırık ara yüzey morfolojisinin incelenmesi ve
- İstatistiksel değerlendirme şeklindedir.

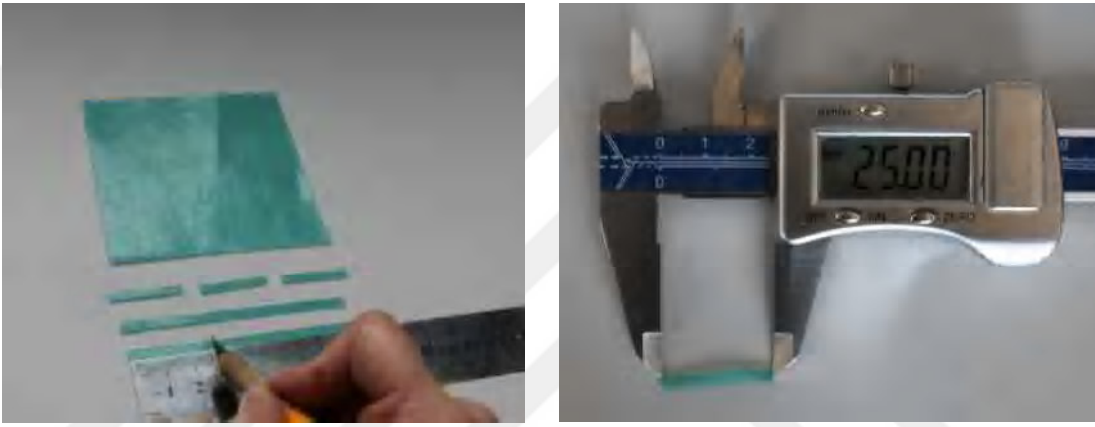
3.1 Üç Farklı Üretim Yöntemi ile Metal Altyapıların Elde Edilmesi

Çalışmamızda; geleneksel döküm, SLE ve CAD-CAM frezeleme (yumuşak metal frezeleme- YMF) tekniği olmak üzere 3 farklı üretim tekniği kullanıldı. CAD-CAM frezeleme tekniğinde, iki farklı marka (CASTCO ve Ceramill Sintron) yumuşak metal blok kullanıldı. Her grupta 23'er numune olmak üzere toplamda dört grup oluşturuldu

(N=92). Tüm metal altyapılar ISO 9693 standartlarına uygun boyutlarda üretildi (27).

3.1.1 Geleneksel Döküm Tekniği ile Metal Altyapıların Hazırlanması

Döküm numunelerini üretmek için, kalınlığı 0.5 mm olan hazır düz mum plaklar (Sel-Wax, Arge Dental; Ankara, Türkiye); bir cetvel yardımıyla 25mm x 3mm boyutlarında ölçülerek bisturiyle (Beybi 15 numara, Huaian Angel Medical Instruments Co.; Jiangsu, Çin) kesildi ve mum maketler hazırlandı (Şekil 3.1). Hazırlanan maketlerin boyutları dijital kumpas (S102-150 M, Showa, Çin) ile doğrulandı.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan mum plakların cetvelle ölçülerek hazırlanması ve kumpas ile doğrulanması

Mum maketlerin, 3 mm genişliğindeki kenarlarının ortasına döküm kanal mumları (BlauWax, BlauDent®, Efes Dental; Bursa, Türkiye) ısıtılmış bir spatül yardımıyla bağlandı. Maketlerin tijlerinin uç kısımları, manşetin merkezindeki bağlantı mumuna sabitlendi ve manşete alındı (Şekil 3.2). Her bir manşete 4 adet mum maket yerleştirildi.



Şekil 3.2. Mum maketlerin bağlantı mumuna sabitlenerek manşete alınması

Manşete yerleştirilen mum maketlerin ıslanabilirliğini artırmak için surfaktan (SureTake Surfactant 120 ml, Ivoclar; Liechtenstein) kullanıldı. Manşet içine dökülecek olan fosfat bağlı revetman tozu (Bellavest SH[®],BEGO; Almanya) ve likidi (BegoSol[®]; BEGO GmbH Co KG; Almanya) üretici firmanın kullanım talimatına göre vakumlu karıştırma cihazında (Easymix; BEGO, Bremen, Almanya) karıştırıldı (Şekil 3.3). Hazırlanan revetman, manşetin merkezine yerleştirilen mum maketlerin üzerine dikkatlice döküldü ve bir vibratör cihazı (RC 40, Mikrotek; Ankara, Türkiye) üzerinde kabarcıklar yüzeye çıkana kadar bekletildi.



Şekil 3.3. Revetmanın karıştırma cihazında hazırlanması

Revetmanın soğutulup sertleşmesi beklendi ve manşetten çıkarıldı (Şekil 3.4). Daha sonra mum uzaklaştırma işlemine geçildi. Revetman, döküm kanalları aşağıya bakacak şekilde manşet fırınına (Miditherm 200 MP, BEGO GmbH & Co. KG; Bremen, Almanya) yerleştirildi (Şekil 3.5). Manşet fırınındaki revetman, dakikada 90°C sıcaklık artışıyla 290°C'ye kadar ısıtıldı ve 20 dk bekletildi. Daha sonra, kademeli olarak sıcaklık artışı devam etti ve 900 °C'de 110 dk ön ısıtmaya tabi tutuldu.



Şekil 3.4. Revatmanın soğutulup manşetten ayrılması



Şekil 3.5. Manşet fırını ve revetmanın ön ısıtma için fırına yerleştirilmesi

Ön ısıtma işlemi tamamlandıktan sonra mum eliminasyonu gerçekleşti. Hemen ardından, revetman yüksek frekanslı indüksiyonlu bir döküm makinesinin (INF-2010, Mikrotek Dental; Ankara, Türkiye) içindeki yuvasına konumlandırıldı. Yeterli miktarda Co-Cr alaşım bilyeleri de (Wirobond C; BEGO GmbH & Co KG; Bremen, Almanya) döküm potasına (İndüksiyon potası, Dentindex; Uşak, Türkiye) konularak fırına yerleştirildi. (Şekil 3.6). Metal bilyeler üretici firmanın önerdiği sıcaklık aralığında (1360-1420°C) eritilerek revetman içerisindeki boşluğa akıtıldı.



Şekil 3.6. İndüksiyonlu döküm makinesine revetmanın ve döküm potası içinde Co-Cr alaşım bilyelerin yerleştirilmesi

Revetman oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı ve kırılarak metal altyapılar çıkarıldı (Şekil 3.7a). Ardından metal altyapılara, otomatik kumlama cihazında (INF-2010, Mikrotek; Ankara, Türkiye) 500 µm'lik alüminyum oksit kumu (Alodur TM WSK,

Treibacher Schleifmittel, Laufenburg, Almanya) uygulanarak revetman artıkları uzaklaştırıldı (Şekil 3.7b).



Şekil 3.7. Döküm işlemi sonrası (a) ve temizlendikten sonra (b) metal altyapıların görünümü

İnce bir elmas separe ile döküm kanalları uzaklaştırıldı. Döküm incileri ve çapakları giderilerek düz bir yüzey sağlandı. Numuneler buhar makinesinde (VAP 6A; Zhermack SpA; Badia Polesine, İtalya) temizlenerek hazır hale getirildi. Tüm döküm işlemleri numune sayısı tamamlana kadar aynı sırayla devam etti.

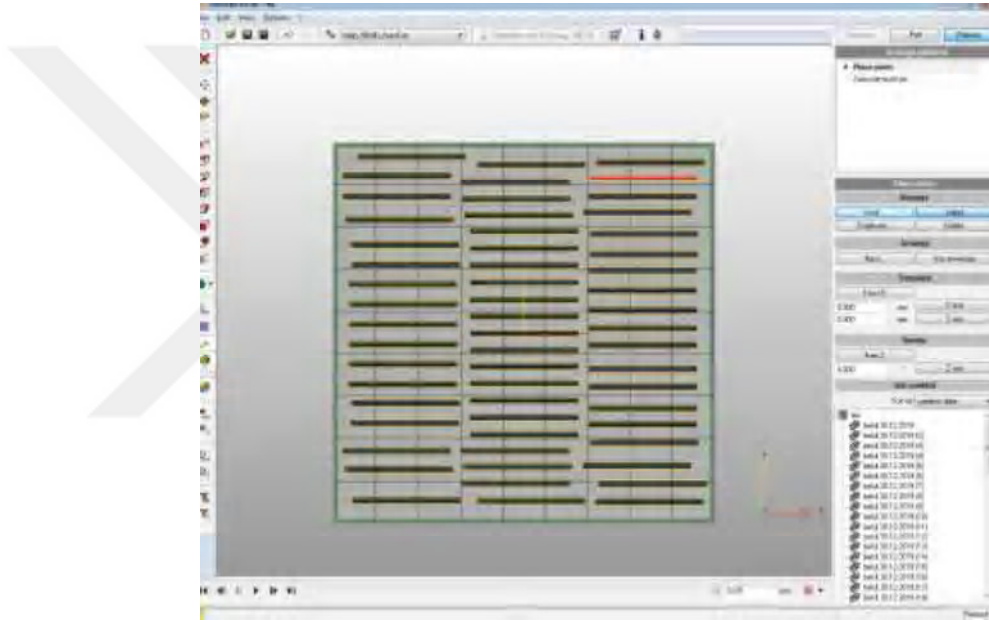
Döküm numunelerinde kullanılan Co-Cr metal alaşımın içeriği fiziksel özellikleri aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 3.5):

Tablo 3.5. Wirobond C Co-Cr metal alaşımın fiziksel özellikleri ve içeriği

FİZİKSEL ÖZELLİKLER	
Yoğunluk	8.5 g/cm ³
Ergime Derecesi	1360-1420°C
Elastik Katsayısı	180 GPa
Gerilme Dayanımı	780 MPa
Genleşme Sınırı (Rp 0,2%)	440 MPa
Uzama	16 %
Vickers Sertliği	315 HV 10
Isısal Genleşme Katsayısı 25 - 500 °C	14,5 *10 ⁻⁶ /K
KİMYASAL KOMPOZİSYON	Co, 63.3; Cr, 24.8; W, 5.3; Mo, 5.1; Si, 1.0

3.1.2 Seçici Lazer Ergitme Tekniğini (SLE) Kullanarak Metal Altyapıların Hazırlanması

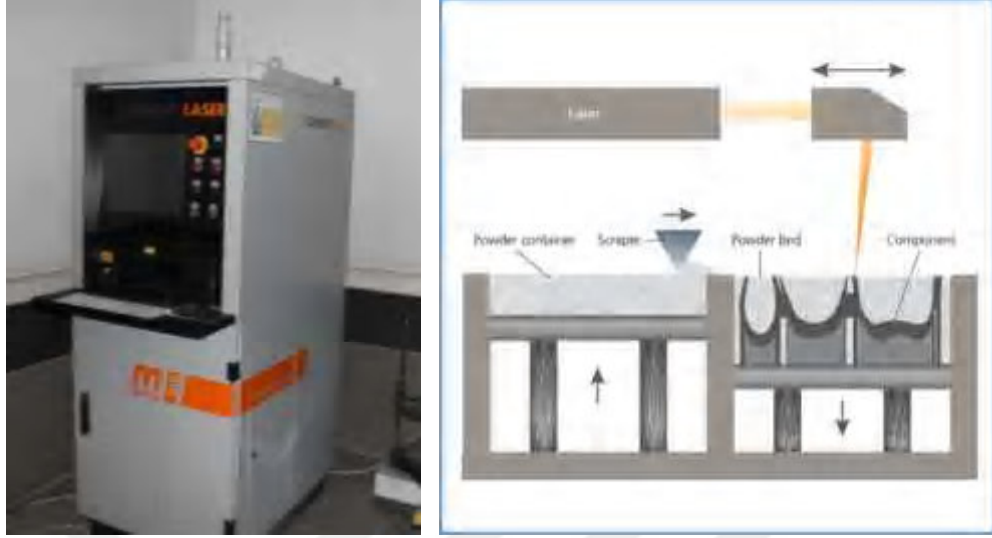
SLE ile ISO 9693 standartlarına uygun 25 mm x 3 mm x 0.5 mm boyutlarında numuneler üretmek için, 3 boyutlu bir tasarım programında (Solidworks, Dassault Systèmes; Vélizy, Fransa) sanal model çizimi yapıldı ve stereolitografi (STL) dosyalarına dönüştürüldü. Ardından numunelerin üretiminin yapılacağı tabla üzerindeki konumları ve destek ayakları CAM programında (AutoFab MLab, Marcam Engineering GmbH; Bremen, Almanya) sanal olarak yerleştirildi (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Üretilcek numunelerin sanal ortamda tabla üzerinde yerleştirilmesi

Oluşturulan dijital tasarıma göre; üretimin yapılacağı paslanmaz çelik tabla üzerine, 25 μm kalınlığındaki Co-Cr alaşım tozları (Remanium® Star CL, Dentaurum GmbH & Co. KG; Ispringen, Almanya), SLE sistemine (M cusing lab, Laser Concept; Lichtenfels, Almanya) ait silindirler aracılığıyla tablaya yayıldı (Şekil 3.9). Daha sonra bu tozların, lazer ışını ile eritilip birleştirilmesiyle tabaka tabaka metal altyapıların üretimi sağlandı (Şekil 3.10).

Çalışmamızda kullanılan parametreler, 100 W Yb-fiber lazer, maksimum tarama hızı 7 m/s, üretim hızı 5cm³/saat, tabakalama kalınlığı 25 μm (15-30 μm), spot çapı 50 mikrometre ve uzun eksenlerin yapı platformuna paralel serpilme şeklindeydi.



Şekil 3.9. Numunelerinin üretiminde kullanılan SLE cihazı ve çalışma prensibi



Şekil 3.10. Metal tozlarının lazer ışını kullanılarak birleştirilmesi

Üretimi yapılan metal altyapılar, sinterleme fırınına (PLF 120/5; Protherm Fırını, İstanbul, Türkiye) yerleştirilerek inert argon gazı atmosferinde üretici firmanın talimatlarına göre sinterlendi (Şekil 3.11). Altyapıların sinterleme işlemi;

- ✓ 600°C’de ön ısıtma işlemine tabi tutulması,
- ✓ Dakikada 4 lt argon gazı verilerek 3 saat içerisinde 1150°C’ye kadar ısıtılması ve 1 saat boyunca bu sıcaklıkta tutulması,
- ✓ 3 saat içerisinde 600°C’ye kadar soğutulması,
- ✓ Argon gazının kapatılarak fırın kapağının açılması ve oda sıcaklığına kadar soğutulması şeklinde gerçekleşti.



Şekil 3.11. Sinterleme fırınında metal altyapıların ısıtılma sonrası görünümü

Bu işlem gerçekleştirildikten sonra, numunelerin alt kısmındaki destek ayaklar elmas separeler yardımıyla uzaklaştırıldı. Tablo 3.6’da Co-Cr esaslı metal tozunun % olarak içeriği ve materyal özellikleri gösterilmiştir:

Tablo 3.6. Remanium Star CL Co-Cr metal alaşımanın fiziksel özellikleri ve içeriği

FİZİKSEL ÖZELLİKLER	
Yoğunluk	8.6 g/cm ³
Ergime Derecesi	1320-1420°C
Elastik Katsayısı	230 GPa
Gerilme Dayanımı	1030 MPa
Genleşme Sınırı (Rp 0,2%)	635 MPa
Uzama	10 %
Vickers Sertliği	295 HV 10
Isısal Genleşme Katsayısı 25 - 500 °C	14,5 *10 ⁻⁶ /K
KİMYASAL KOMPOZİSYON	Co, 60,5; Cr, 28; W, 9; Si, 1,5; Mn, N, Nb, Fe ,<1

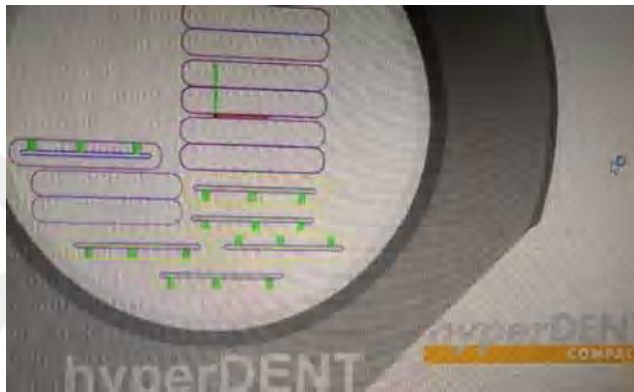
3.1.3 CAD-CAM Sistemi Kullanılarak Frezeleme (Yumuşak Metal Frezeleme) Yöntemiyle Metal Altyapıların Hazırlanması

3.1.3.1 CASTCO Yumuşak Metal Blok Kullanılarak Üretilen Metal Altyapıların Hazırlanması

ISO 9693 standartlarına uygun 25mm x 3mm x 0.5 mm boyutlarında metal altyapılar üretmek için, 3 boyutlu bir tasarım programında (Solidworks, Dassault Systèmes; Vélizy, Fransa) sanal model çizimi yapıldı ve stereolitografi (STL) dosyalarına dönüştürüldü.

Hazırlanan STL dosyası metalin sinterleme sonrası çekme payı (çekme payı: 1,060) dikkate alınarak oluşturuldu.

STL dosyası, yumuşak metal frezeleme ve sinterleme sistemine sahip İstanbul'daki Dentindex Laboratuvarına mail yardımıyla gönderildi. Gönderilen STL dosyası ilgili laboratuvarın CAM programında (Hyperdent compact 8.2, FOLLOW-ME! Technology; Münih, Almanya) açılarak, metal altyapıların ve tijlerinin kazınacak metal disk üzerinde sanal yerleştirilmesi yapıldı (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Üretilecek metal altyapıların ve tijlerin sanal ortamda metal disk üzerine yerleştirilmesi

Tasarlanan üretiminin gerçekleştirilmesi için veriler, dört eksenli aşındırma yapabilen frezeleme makinesine (X-220 mill Xtcera, Shenzhen Xiang Tong Medical Technology Co.; Çin) aktarıldı (Şekil 3.13).

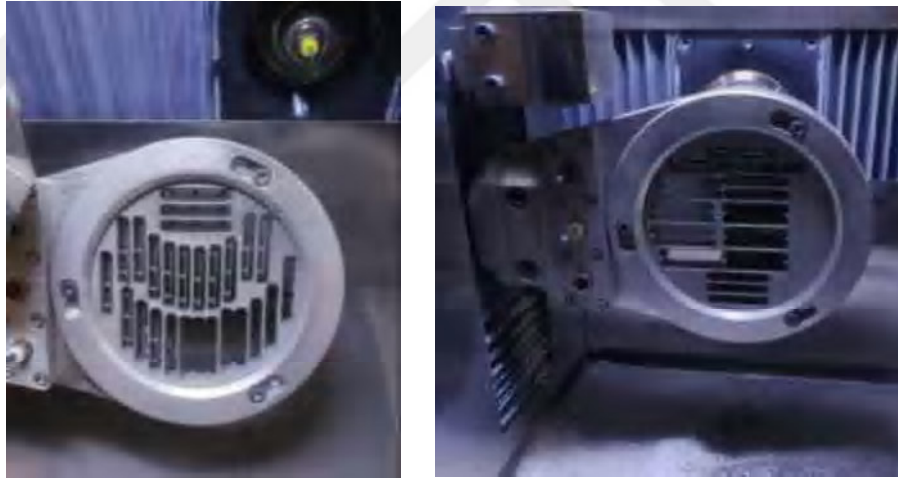


Şekil 3.13. Metal altyapıların üretiminde kullanılacak frezeleme makinesi

98x12 mm ebatlarında disk şeklindeki Co-Cr esaslı yumuşak metal blok (CASTCO Yumuşak Metal Blok, Dentindex; Uşak, Türkiye) frezeleme makinesine yerleştirilerek kazıma işlemi tamamlandı (Şekil 3.14, Şekil 3.15 ve Şekil 3.16).



Şekil 3.14. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun frezeleme makinesine yerleştirilmesi



Şekil 3.15. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun kazıma işleminin yapılması



Şekil 3.16. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun kazıma işlemi sonrası görünümü ve üretilen metal altyapılar

Parsiyel olarak sinterlenmiş halde bulunan frezelenmiş metal altyapılar üretici firmanın talimatlarına göre inert gazlı (Argon) özel fırınında (ZahnTech 3D, Dentindex; Uşak, Türkiye) sinterlenerek hazır hale getirildi (Şekil 3.17). Numunelerin sinterleme işlemi dakikada 6°C sıcaklık artışıyla ortama argon gazı verilerek 5 adımda gerçekleşmiştir:

- ✓ 1.adım yükselme; 20°C 'den 500°C'ye kadar 80 dk,
- ✓ 2.adım yükselme; 500°C 'den 750°C'ye kadar 60 dk,
- ✓ 3.adım yükselme; 750°C 'den 1280°C'ye kadar 80 dk,
- ✓ 4.adım bekleme; 1280°C'de 80 dk bekleme,
- ✓ 5.adım soğuma; 400°C'ye kadar soğuma ve argon gazının kesilmesi.



Şekil 3.17. Üretilen metal altyapıların sinterlenmesinde kullanılan fırın

Bloktan ayrılan metal altyapıların tijlerin bağlandığı kısımlardaki fazlalıklar elmas separe yardımıyla uzaklaştırıldı. Tablo 3.7' de Co-Cr esaslı metal bloğun % olarak içeriği ve materyal özellikleri gösterilmiştir:

Tablo 3.7. CASTCO Co-Cr metal alaşımın fiziksel özellikleri ve içeriği

FİZİKSEL ÖZELLİKLER	
Yoğunluk	8.5 g/cm ³
Elastik Katsayısı	210 MPa
Gerilme Dayanımı	720 MPa
Genleşme Sınırı	360 MPa
Uzama	6 %
Vickers Sertliği	300 HV 10
Isıl Genleşme Katsayısı 25 - 500 °C	14,5 *10 ⁻⁶ /K
KİMYASAL KOMPOSİZYON	Co, 62.5; Cr, 26; Nb, 0.5; W,9; Mo, 0.12; Si, 1.4; C, 0.19

3.1.3.2 Ceramill Sintron Yumuşak Metal Blok Kullanılarak Üretilen Metal Altyapıların Hazırlanması

ISO 9693 standartlarına uygun 25mm x 3mm x 0.5 mm boyutlarında metal altyapılar üretmek için, 3 boyutlu bir tasarım programında (Solidworks, Dassault Systèmes; Vélizy, Fransa) sanal model çizimi yapıldı ve stereolitografi (STL) dosyalarına dönüştürüldü. Hazırlana STL dosyası metalin sinterleme sonrası çekme payı (%11 büzülme) dikkate alınarak oluşturuldu.

STL dosyası, yumuşak metal frezeleme sistemine sahip Kayseri'deki Setdent Laboratuvarına mail yardımıyla gönderildi. Gönderilen STL dosyası ilgili laboratuvarın CAM programında (Exocad dental CAD, Exocad GmbH; Darmstadt, Almanya) açıldı ve metal altyapılar ile tijlerinin, kazınacak metal disk üzerinde sanal yerleştirilmesi yapıldı (Şekil 3.18).

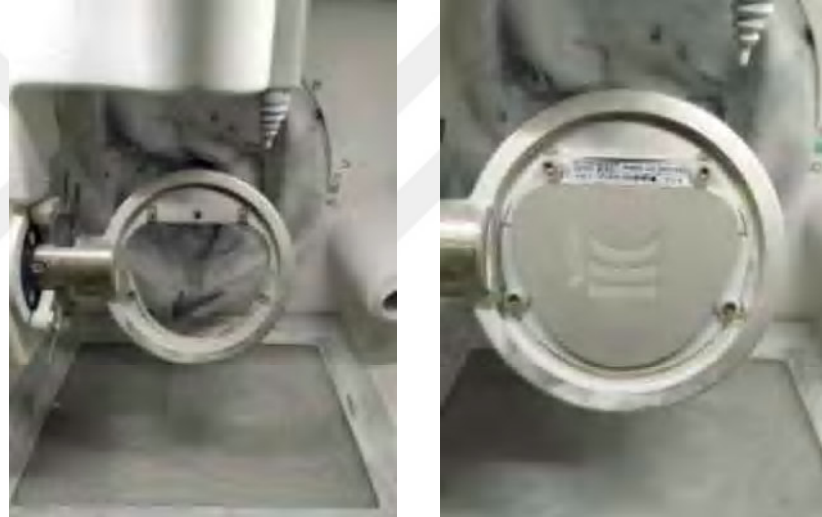


Şekil 3.18. Üretilecek metal altyapıların ve tijlerinin sanal ortamdaki metal disk üzerine yerleştirilmesi

Elde edilen veriler, beş eksenle aşındırma yapabilen Ceramill Motion 2 (Ceramill Motion 2; Amann Girrbach AG, Koblach, Avusturya) frezeleme makinesine aktarıldı (Şekil 3.19). 10 mm kalınlığındaki yarım ark şeklindeki Co-Cr esaslı yumuşak metal bloklar (Ceramill Sintron, Amann Girrbach; Pforzheim, Almanya) frezeleme makinesine yerleştirilerek kazıma işlemi tamamlandı (Şekil 3.20, Şekil 3.21 ve Şekil 3.22).



Şekil 3.19. Co-Cr esaslı yumuşak metal blokların kazıma işleminde kullanılan frezeleme makinesi



Şekil 3.20. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun frezeleme makinesine yerleştirilmesi



Şekil 3.21. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun kazıma işleminin yapılması



Şekil 3.22. Co-Cr esaslı yumuşak metal bloğun kazıma işlemi sonrası görünümü

Parsiyel olarak sinterlenmiş halde bulunan frezelenmiş altyapılar, İstanbul'daki Dentindex Laboratuvarına gönderildi. Altyapılar, üretici firmanın önerdiği süre ve sıcaklık aralığında, argon gazlı fırında (ZahnTech 3D, Dentindex; Türkiye) sinterlenerek son halini aldı. Bloktan ayrılan metal altyapıların tijlerin bağlandığı kısımlardaki fazlalıklar elmas separeler yardımıyla uzaklaştırıldı.

Tablo 3.8'de Co-Cr esaslı metal bloğun % olarak içeriği ve materyal özellikleri gösterilmiştir:

Tablo 3.8. Ceramill Sintron Co-Cr metal alaşımın fiziksel özellikleri ve içeriği

FİZİKSEL ÖZELLİKLER	
Yoğunluk	7.9 g/cm ³
Elastik Katsayısı	200 GPa
Gerilme Dayanımı	900 MPa
Genleşme Sınırı (Rp 0,2%)	450 MPa
Uzama	30 %
Vickers Sertliği	270 HV 10
Isısal Genleşme Katsayısı 25 - 500 °C	14,5 *10 ⁻⁶ /K
KİMYASAL KOMPOZİSYON	Co, 66; Cr, 28; Mo,5; Si, F, Mn,<1, C<0.01

3.2 Hazırlanan Altyapıların Yüzey Aşındırma ve Oksidasyon İşlemleri

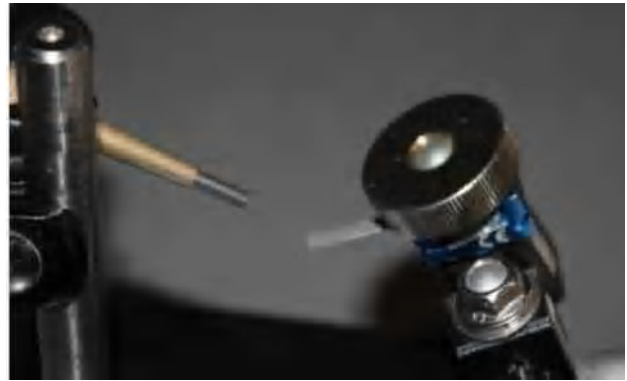
3.2.1 Yüzey Aşındırma İşlemi

Üretilen tüm metal altyapıların boyutları, 0.02 mm hassaslığında bir mikrometre ile (Mitutoyo 293-240, Mitutoyo Co., Japonya) ölçülerek doğrulandı (Şekil 3.23).



Şekil 3.23. Üretilen metal altyapılarının boyutlarının dijital kumpas ile ölçülerek doğrulanması

Kumpasla doğruluğu kontrol edilen tüm metal altyapılar, oksidasyon işlemi öncesi kumlama cihazında (Easyblast, BEGO GmbH & Co. KG; Bremen, Almanya) 10 saniye boyunca, 2 bar basınçla, yaklaşık 1 cm uzaklıktan 45 derece açıyla, 110- μ m Al_2O_3 partikülleri (Dentoblast®, Bdentona®Edelkorund; Almanya) kullanılarak aşındırıldı. Kumlama işlemi standardizasyonu basit bir düzenek ile sağlandı (Şekil 3.24).



Şekil 3.24. Kumlama makinesi ve kurulan düzenekle metal altyapıların kumlanması

Kumlanan tüm numuneler, 5 dakika %95'lik etil alkol solüsyonuyla ultrasonik cihazında (Elmasonic S 100 H, Elma Schmidbauer GmbH; Singen, Almanya) (Şekil 3.25a) ve buhar makinesinde (VAP 6A; Zhermack SpA; Badia Polesine, İtalya) temizlendi (Şekil 3.25b).



Şekil 3.25. Çalışmada kullanılan ultrasonik cihazı (a) ve buhar makinesi (b)

Her gruptan; oksidasyon öncesi ve sonrası metal yüzeyini incelemek için ikişer, porselen işlendikten sonra ara yüzü incelemek için birer numune rastgele örnekleme metoduyla seçilerek ayrıldı. Geriye her gruptan termal yaşlandırma uygulanacak ve uygulanmayacak 10'ar numune kaldı. AFAP ölçümlerinin sıralı bir şekilde yapılması için, termal döngüye tabi tutulacak numunenin uç kısımları elmas frez kullanılarak numaralandırıldı. Tüm numunelerin ebatları ölçülerek sırasıyla not edildi.

3.2.2 Oksidasyon İşlemleri

Hazırlanan metal altyapılara üretici firmaların talimatına göre, dental seramik fırınında (Programat® P310, Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) oksidasyon işlemleri uygulandı (Şekil 3.26). Üretici firmanın önerdiği fırınlama değerleri Tablo 3.5'de gösterilmiştir.

Oksidasyon işlemi tamamlandıktan sonra tüm numuneler aynı prosedürlerle 110-µm Al₂O₃ partikülleri kullanılarak tekrar kumlandı ve 5 dk ultrasonik temizlemeye ardından basınçlı buhara maruz bırakıldı.



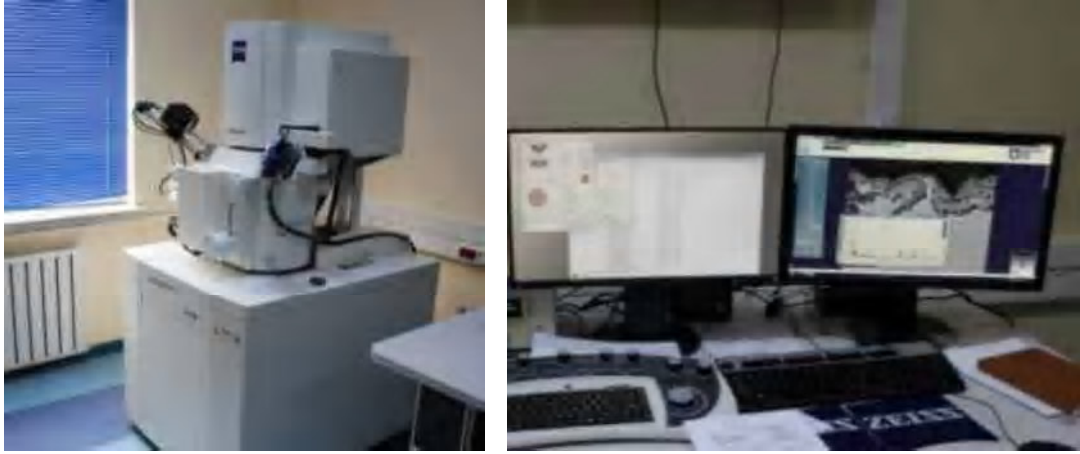
Şekil 3.26. Metal altyapıların üretici firmanın önerilerine göre fırınlanması ve oksidasyon sonrası görünümü

Tablo 3.9. Çalışmada kullanılan farklı markalara ait Co-Cr metal alaşımlarının oksitleme fırın değerleri

Metal Alaşımları	Sıcaklık Başlangıcı (°C)	Sıcaklık Artışı (°C/dk)	Vakum Başlangıcı (°C)	Final Sıcaklık (°C)	Sıcaklık tutma süresi(dk)	Kurutma Süresi (dk)	Ön Isıtma Süresi (dk)
Wirobond C	500	100	550	900	5	-	-
Remanium Star CL	650	100	-	970	5	5	3
CASTCO	600	75	600	980	-	1	5
Ceramill Sintron	500	120	500	980	-	-	-

3.3 Yüzey Aşındırma ve Oksidasyon İşlemleri Sonrası Her Gruptan Birer Numunenin SEM-EDX İle Yüzey İncelemesi

Her gruptan rastgele örnekleme metoduyla seçilen numuneler, enerji dağıtıcı x-ışını spektroskopisi (EDX) (Octana Elect Super, EDAX AMETEK; ABD) ile birlikte tarama elektron mikroskobu (SEM) (Zeiss EVO LS 10; Jena, Almanya) kullanılarak $\times 500$ büyütmede analiz edildi (Şekil 3.27). Her gruptan bir numune oksidasyon öncesi-kumlama sonrası, bir numune ise oksidasyon sonrası incelendi (Şekil 3.28).



Şekil 3.27. Çalışmada kullanılan SEM- EDX cihazı ve sonuçların değerlendirilmesi

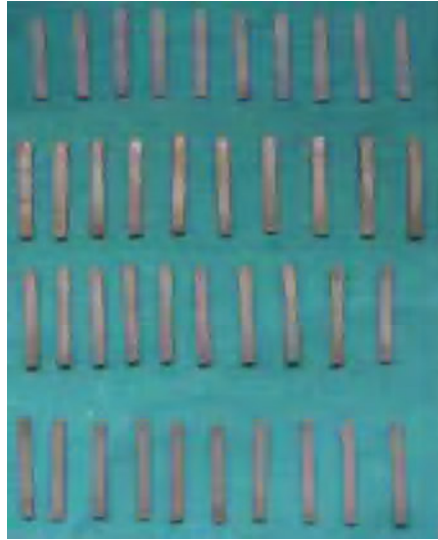


Şekil 3.28. Oksidasyon öncesi ve sonrası SEM- EDX incelemesi yapılacak numuneler

3.4 AFAP Değerlerinin Hesaplanması İçin Oksidasyon ve Yüzey Aşındırması Sonrası Metal Altyapıların SEM-EDX İle Silisyum Oranının Ölçülmesi

Termal yaşlandırma uygulanacak olan metal altyapıların oksidasyon ve kumlama işlemi sonrası, yüzeylerinin ortasında bulunan silisyumun yüzdesi $\times 40$ büyütmede SEM-EDX ile analiz edildi. Daha tutarlı sonuçlar elde edilmesi için ölçümler metal altyapıların ortasından farklı iki nokta seçilerek yapıldı.

Oksidasyon ve kumlama işlemi sonrası numunelerin görünümü Şekil 3.29'da gösterilmiştir.



Şekil 3.29. Oksitleme ve kumlama sonrası metal altyapıların görünümü

3.5 Hazırlanan Metal Altyapılar Üzerine Opak Uygulaması

Her gruptan 21 adet metal altyapının, oksitlenmiş yüzeyinin 8 x 3 mm'lik orta kısmına opak seramik (Ceramco3 C4 Toz Opak, Dentsply; Weybridge, United Kingdom) uygulandı. Uygulamada standardizasyonu sağlamak amacıyla önceden üretilen porselen şekillendirme kalıbından yararlanıldı (Şekil 3.30).



Şekil 3.30. Porselen şekillendirme kalıbına metal altyapının yerleştirilmesi ve opak uygulanması

Opak seramik tozu üretici firmanın talimatına göre (Ceromco 3 Kullanma Kılavuzu) metal altyapılara iki aşamalı olarak uygulandı. Her uygulamadan sonra vibrasyon işlemiyle kondenzasyon yapıldı. Hazırlanan numuneler üretici firmanın talimatlarına göre seramik fırınında pişirildi. Pişim işlemi tamamlandıktan sonra numuneler oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Opak kalınlığı 0.2-0.3 mm olacak şekilde ayarlandı.

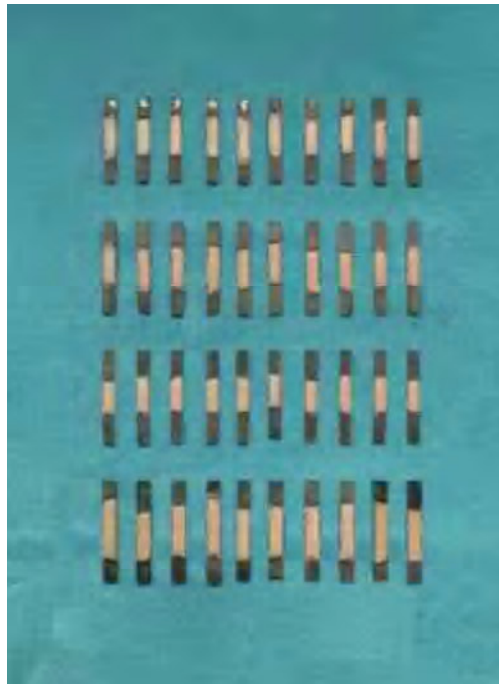
Tablo 3.10'da Ceromco 3 firmasının önerdiği opak ve porselen fırınlama değerleri verilmiştir:

Tablo 3.10. Ceromco 3 firmasının opak ve porselen fırınlama dereceleri

PROGRAM	Ön Kurutma (dk)	Ön Isıtma (dk)	Vakumlu Bekleme (dk)	Yüksek Isıda Vakumsuz Bekleme (dk)	Bekleme (dk)	Soğuma (dk)	Vakum Değeri (in Hg)	Başlama Isısı (°C)	Yüksek ısı (°C)	Vakum Başlama (°C)	Vakum Bitiş (°C)	Dakikada ısı artışı (°C/dk)	Gece
Paste opak	5	3	0	0	0	0	29	500	975	500	975	100	100
Toz Opak	3	3	0	0	0	0	29	650	970	650	970	70	100
Marjin	5	5	0	0	0	0	29	650	965	650	965	70	100
Op/Dentin/Mine/Mod/Mineler	5	5	0	0	0	0	29	650	950	650	950	55	100
Natural Glaze	3	3	0	0.5	0	0	0	650	925			55	100
Overglaze	3	3	0	0.5	0	0	0	650	930			55	100
İlave	5	5	0	0	0	0	29	650	920	650	920	55	100

3.6 AFAP Değerlerinin Hesaplanması İçin Opak Uygulaması Sonrası Numunelerin SEM-EDX İle Silisyum Oranlarının Ölçülmesi

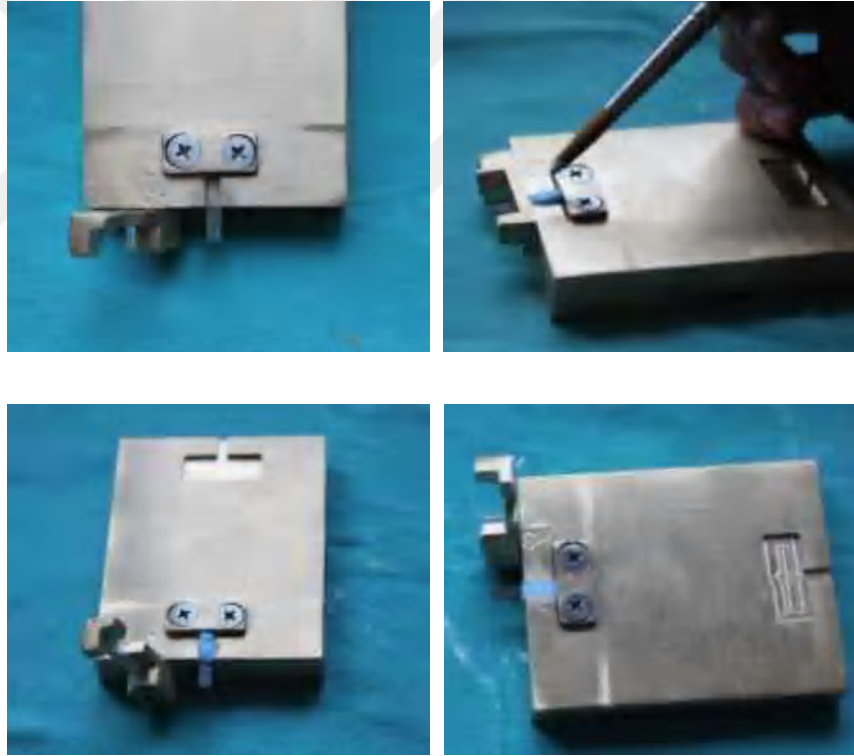
Termal yaşlandırma uygulanacak numunelerin, opak uygulanan alanlarının ortasından farklı 2 noktadan, $\times 40$ büyütmede SEM-EDX ile analizleri yapıldı ve atomik silisyumun yüzdeleri kaydedildi. Opak uygulaması sonrası numunelerin görünümü Şekil 3.31'de gösterilmiştir.



Şekil 3.31. AFAP değerlendirilmesi yapılacak numunelerin opak uygulaması sonrası görünümü

3.7 Opak Sürülmüş Numuneler Üzerine Seramik Uygulaması

Tüm numunelere opak uygulaması sonrası 8 x 3 mm'lik orta kısımlarına seramik (Ceramco3 C4, Dentsply; Weybridge, United Kingdom) uygulandı. Seramik tabakanın tüm numunelerin yüzeylerinde aynı konum ve ebatlarda olması amacıyla, öncesinde üretilen porselen şekillendirme kalıbı kullanıldı (Şekil 3.32). Numune, porselen şekillendirme kalıbına yerleştirildi. Ardından, kıl fırça ile sırasıyla küçük miktarlardaki dentin ve mine seramik hamuru alınarak, kalıbın ilgili bölmesindeki boşluğa yerleştirildi. Kondansasyonu sağlamak amacıyla kalıba belli aralıklarla vibrasyon yapıldı. Kalıp içerisindeki ilgili boşluk doluncaya kadar tabakalama işlemine devam edildi. Fazla nem kâğıt peçeteyle üzerinden alındı. Numune hazır olunca, porselen kalıbından çıkarıldı. Tüm numunelere sırasıyla aynı işlemler uygulandı.



Şekil 3.32. Opak uygulanmış metal altyapı üzerine porselen şekillendirme kalıbından yararlanılarak seramik işlenmesi

Numunelerin şekillendirme işlemi bittikten sonra üretici firmanın prosedürlerine uygun şekilde fırındı (Tablo 3.10) (Şekil 3.33).



Şekil 3.33 .Üretici firmanın talimatına göre porselen fırınlaması

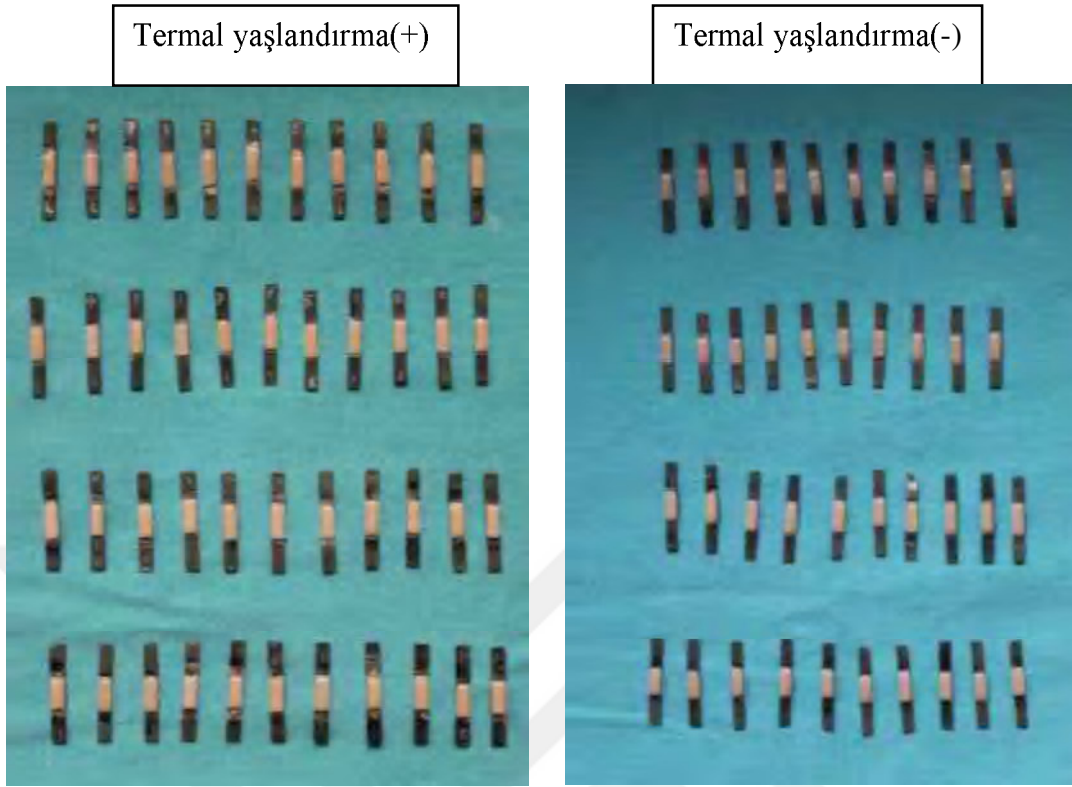
Fırınlama işleminden sonra numuneler oda ısısında soğumaya bırakıldı ve boyutları dijital kumpas yardımıyla ölçüldü. Gerekli görülen yerlerde uygun boyutlar sağlanıncaya kadar aşındırmalar yapıldı ve dijital kumpasla boyutları tekrar kontrol edildi. Daha sonra tüm örnekler için glaze işlemi (Overglaze, Ceramco3, Dentsply; Weybridge, United Kingdom) gerçekleştirildi. Seramik uygulamasından sonra numunenin toplam kalınlığı 1.6 ± 0.1 mm, uzunluğu 8 ± 0.1 mm olacak şekilde ayarlandı (Şekil.3.34 ve Şekil 3.35). Seramik uygulaması sonrası numunelerin görünümü Şekil 3.36’ da gösterilmiştir.



Şekil 3.34. Numunenin son kalınlığı (1.6mm)
(metal altyapının (0.5 mm) kalınlığı + seramiğin (1.1 mm) kalınlığı)



Şekil 3.35. Metal altyapı üzerine işlenen porselenin uzunluğu



Şekil 3.36. Seramik uygulaması sonrası tüm numunelerin görünümü

3.8 Numunelerin Termal Yaşlandırmaya Maruz Bırakılması

Her gruptan 11 numune, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarında bulunan termal yaşlandırma cihazında (FT400, Julabo; Seelbach, Germany) yaşlandırma işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.37) Gruplardaki numunelerin karışmasını önlemek için 4 farklı file torba içerisinde numuneler cihazın sepetine yerleştirildi (Şekil 3.38).



Şekil 3.37. Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı



Şekil 3.38. Numunelerin 4 farklı file torba içerisine yerleştirilmesi

Daha önceden yapılan çalışmalara göre 6000 devir 5 yıllık klinik yaşlanmaya karşılık gelmektedir (111,162,163). Çalışmamızda, 5 ± 2 - $55\pm 2^\circ\text{C}$ 'ler arasında 6000 devirlik yaşlandırma işlemi uygulandı. Her banyoda bekleme süresi 30 sn, banyolar arası transfer süresi 10 sn olarak ayarlandı (170) (Şekil 3.39).



Şekil 3.39. Termal siklusun kontrol paneli ve numunelerin 6000 döngüye maruz bırakılması

3.9 Termal Yaşlandırma Sonrası Her Gruptan Seçilen Bir Numunenin SEM-EDX İle Arayüz İncelemesi

Termal yaşlandırma uygulanmış her gruptan önceden seçilmiş birer numune metal-seramik ara yüzünü incelemek için ayrıldı. Her numune metal-seramik bağlanma yüzeyini açığa çıkaracak şekilde bakalite (LaboPress-1, Strues; Danimarka) alındı (Şekil 3.40). Bakalite alınmış numuneler, parlatma makinesinde (LaboPol-5, Strues; Danimarka) devamlı su soğutması altında, 2000 Grit'e kadar zımpara kâğıtlarıyla (Dempax-P, Metkon, Latviya) parlatıldı. Daha sonra, elmas aşındırıcı içeren bir pasta ile (Dispat-M, Metkon; Latviya) cilalandı. Son olarak bakalitler, 10 dakika boyunca ultrasonik su banyosunda temizlenerek hazır hale getirildi.

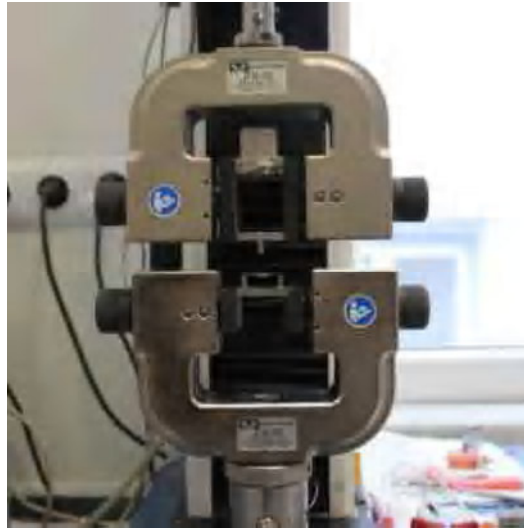
Her bir metal-seramik arayüzün morfolojisi ile elemental bileşimi SEM (büyütme $\times 250$) kullanarak görüntülendi ve EDX ile analiz edildi.



Şekil 3.40. Bakalite alınmış numuneler

3.10 Numunelere Üç Nokta Eğme Testi Uygulanarak Bağlantı Dayanımının Belirlenmesi

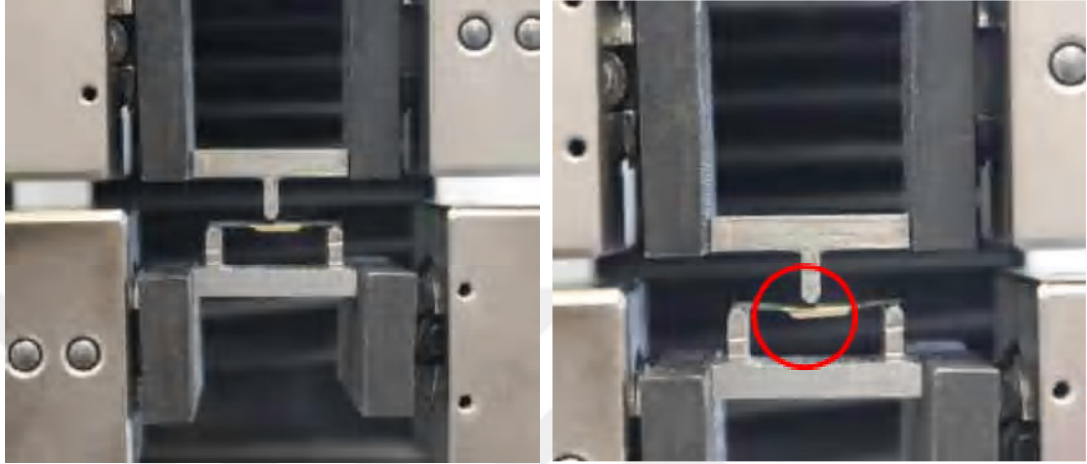
Termal yaşlandırma uygulanmış ve uygulanmamış tüm numunelerin bağlantı dayanımını değerlendirmek için ISO 9693 standardına uygun şekilde üç nokta eğme testi uygulandı. Bu test, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarında bulunan universal test cihazında (Model 3345, Instron; Canton, MA, ABD) gerçekleştirildi (Şekil 3.41).



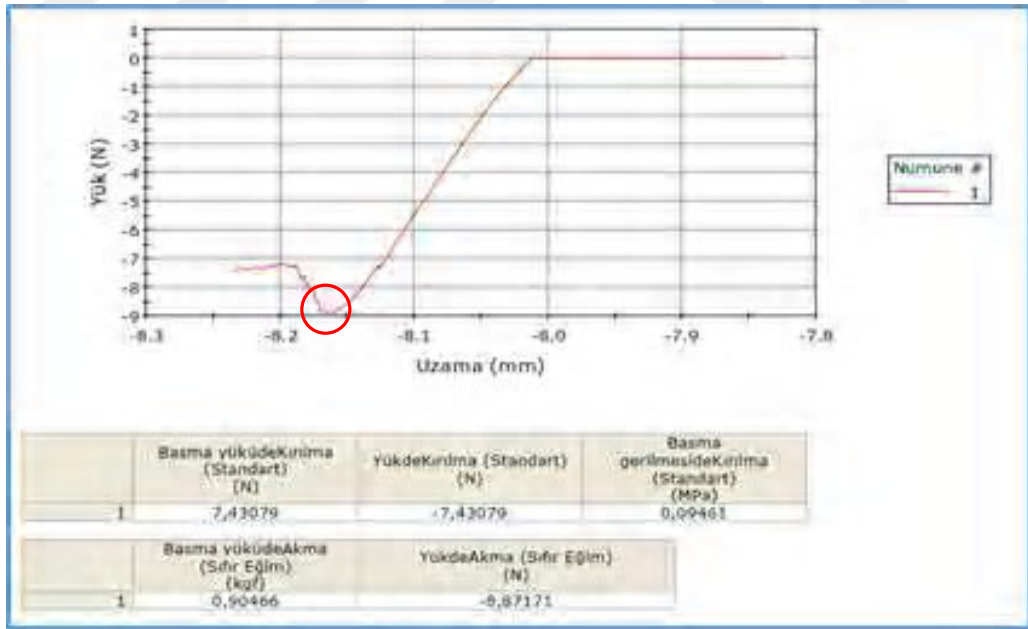
Şekil 3.41. Çalışmada kullanılan universal test cihazı

ISO 9693-1:2012 standartlarına göre, hazırlanan numunelerin yerleştirileceği dayanaklar arası mesafe 20 mm, dayanakların ve eğme kuvvetini uygulayan pistonun uç kısmı 1 mm çapında olacak şekilde hazırlandı. Numuneler, seramik işlenen yüzeyleri aşağıya bakacak şekilde, iki dayanak arasına yerleştirildi ve tam orta noktalarından 0.5 mm/dk hız ile itme kuvveti uygulandı (Şekil 3.42). Universal test cihazına bağlı bilgisayardaki program

(Bluehill Life Instron Sürüm 2.17, Instron Corp.; Norwood, Mass., A.B.D.) tarafından, seramiğin altyapıdan ayrıldığı andaki kuvvet artışındaki ani düşüş tespit edildi ve o kuvvet değeri Newton (N) cinsinden kaydedildi (Şekil 3.43).



Şekil 3.42. Numunenin universal test cihazına yerleştirilmesi ve metalin seramikten ayrılması



Şekil 3.43. Seramiğin metal altyapıdan ayrıldığı andaki kuvvetin tespiti

Newton cinsinden elde edilen bağlanma kuvvetlerini MPa cinsinden elde etmek için aşağıdaki formül uygulandı (146,171–173):

$$\Sigma = \frac{3PI}{2bd^2},$$

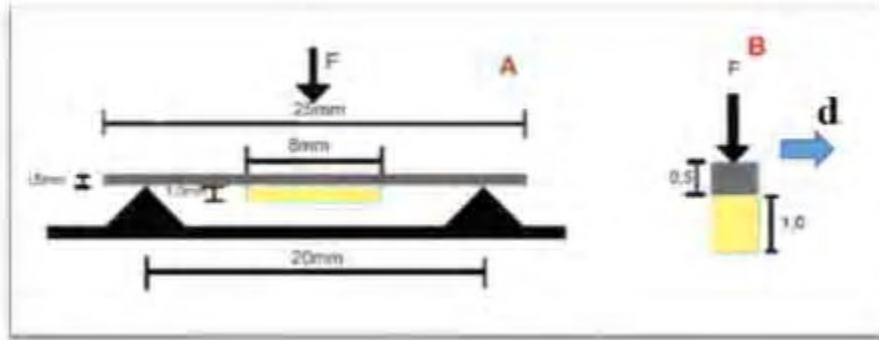
P: Maksimum kuvvet (N)

b: Örnek genişliği (mm)

d: Örnek kalınlığı (mm)

l: Dayanaklar arasındaki uzaklık (mm)

Σ : Bağlanma dayanıklılığı (MPa)



Şekil 3.44. Formülde kullanılan 'l'(A) ve 'd'(B) değerleri (172)

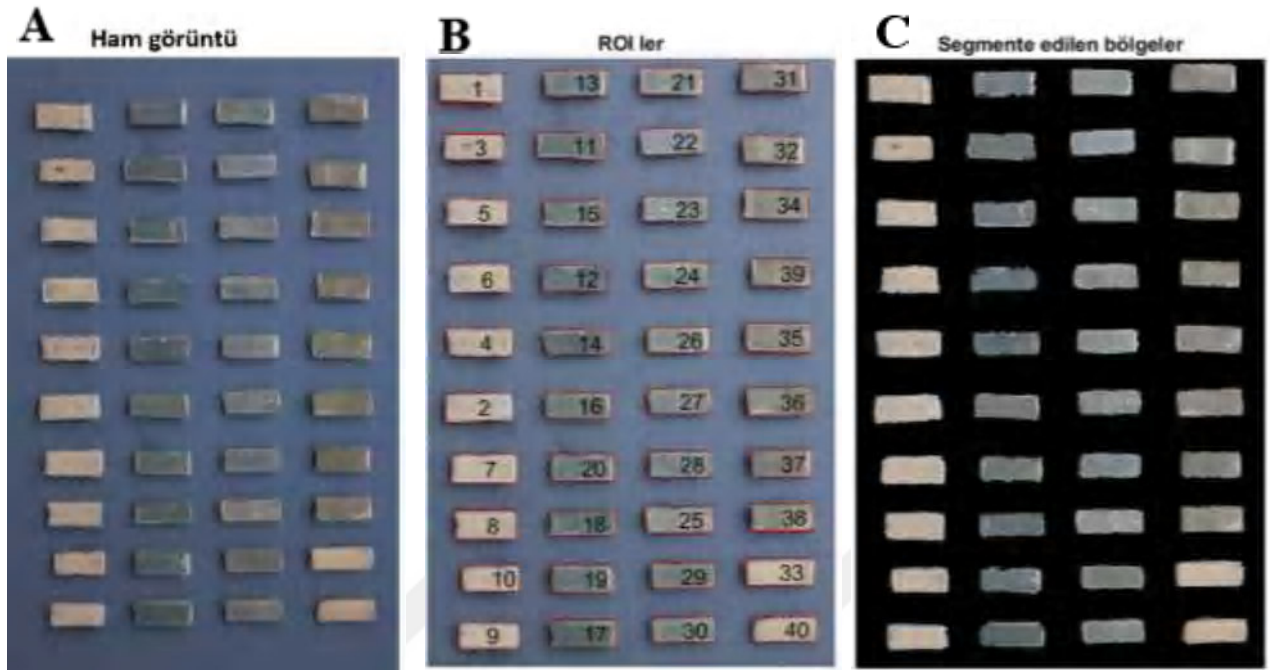
3.11 Numunelerin Bağlantı Başarısızlık Tipinin ve Yüzey Morfolojisinin İncelenmesi

3-nokta eğme testi sonrasında tüm numunelerin, seramiğin ayrıldığı metal yüzeylerinde görülen başarısızlık tipleri stereomikroskop (Leica S8 AP0, Leica Microsystems; Wetzlar, Almanya) altında x10'luk büyütmede incelendi.

Stereomikroskop ile kırık metal yüzeyinin başarısızlık tipini incelemeyi doğrulamak için, metalden ayrılan seramiğin kırık yüzeyleri de ayrıca değerlendirildi. Tüm numunelerin kırık seramik yüzeylerinin açık havada saat 17:00- 18:00 aralığında, nötral gri arka planda toplu fotoğrafı alındı (Şekil 3.45A). Fotoğraf makinesinin ayarları (CANON EOS 550D, Japonya); ISO-160, F durağı f/5, poz süresi 1/60, odak uzaklığı 43mm ve 7000 Kelvin olarak seçildi. Elde edilen fotoğraflar görüntü analizi uzmanı tarafından, bir yazılım programında (Matlabs yazılımı, Matworks, Natick, ABD) değerlendirildi.

Programda, ölçümü yapılacak kırık seramik yüzeylerin sınırları kırmızı çizgiyle çizilerek, ilgili alanlar (ROI) olarak belirlendi (Şekil 3.45B). Daha sonra her ilgili alanın

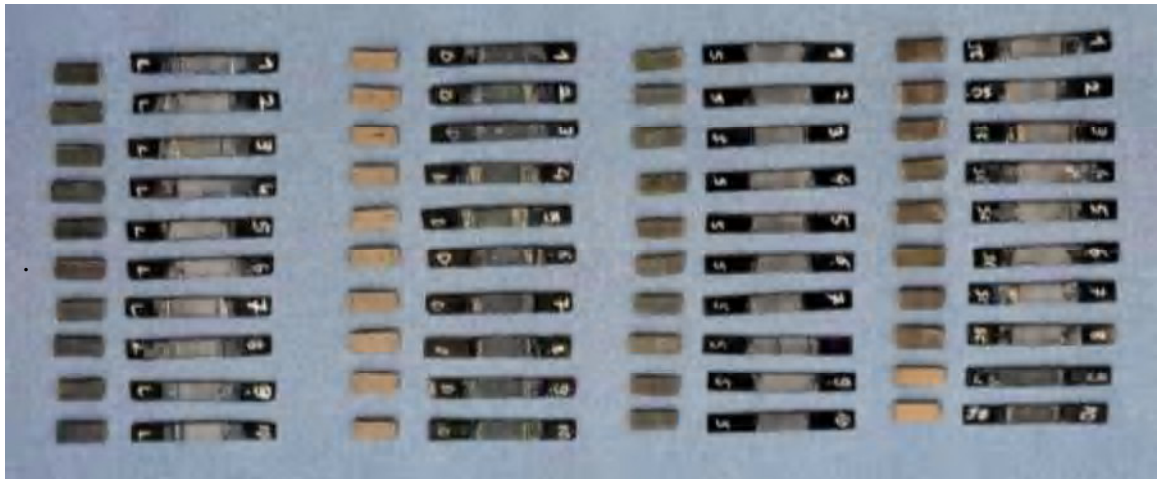
$L*a*b$ değerleri tespit edildi ve E değerleri hesaplandı. Hesaplanan E değerleri, numuneler arasındaki renk farklılığının belirlenmesinde kullanıldı. Ayrıca, gri seviye eşikleme temelli bölütmeye renk farklılıkları doğrulandı (Şekil 3.45C).



Şekil 3.45. Ham görüntü (A), işlenmiş ilgilenilen bölgeler (ROI) (B) ve gri seviyelemeleri (C)

3.12 AFAP Değerlerinin Hesaplanması İçin 3 Nokta Kırma Testi Sonrası Numunelerin SEM-EDX İle Silisyum Oranının Ölçülmesi

Termal yaşlandırma uygulanmış numunelerin, 3 nokta kırma testi sonrası seramiğin metalden ayrıldığı yüzeylerinin ortasında bulunan atomik silisyumun yüzdesi, farklı 2 noktadan, $\times 40$ büyütmede SEM-EDX ile analiz edildi. Termal yaşlandırma uygulanmış numunelerin 3 nokta kırma testi sonrası görünümü Şekil 3.46’da gösterilmiştir.



Şekil 3.46. AFAP değerlendirilmesi yapılacak numunelerin 3 nokta kırma testi sonrası görünümü

3.13 Numunelerin AFAP Değerlerinin Hesaplanması

Çalışmamızda her numune için AFAP değeri, $AFAP = (Si_f - Si_m) / (Si_o - Si_m)$ formülü kullanılarak hesaplandı (156). Formüldeki,

Si_f, seramik kırılmasından sonra yüzeydeki silisyumun atomik yüzdesidir.

Si_o, opak seramiği fırınlandıktan sonra yüzeydeki silisyumun atomik yüzdesidir.

Si_m, seramik uygulanmadan önce okside metal yüzeydeki silisyumun atomik yüzdesidir.

3.14 Üç Nokta Eğme Testi Sonrası Numunelerin SEM Görüntülerinin Alınması

Üç nokta kırma testi sonrası her gruptan randomize olarak birer numune seçildi. Numunelerin kırık metal yüzeyleri altın kaplama cihazında (Q150R ES, Quorum Technologies Ltd.; East Sussex, İngiltere) kaplandı ve x500 büyütmede SEM görüntüleri alındı.

3.15 İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmamızdan elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için bir analiz programı (SPSS for Windows 22.0, Chicago, IL, ABD) kullanıldı. $p < 0,05$ düzeyindeki değerler anlamlı olarak kabul edildi. Metal-seramik bağlanma dayanımı verilerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelendi. Yapılan bu testler sonucu verilerin normal dağılım gösterdiği için istatistiksel analizde parametrik testler kullanıldı. Çalışmamızın ölçümle belirlenen nicel değişkenleri için tanımlayıcı istatistikler olarak ortalama ve standart sapma kullanıldı. Termal yaşlandırmanın ve farklı üretim tekniklerinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmek için ise Çift Yönlü (Two-Way) ANOVA analizi kullanıldı. Analiz sonuçlarına göre, gruplar arası karşılaştırmalar Bonferroni yöntemiyle ikili karşılaştırma testleriyle yapıldı. Termal yaşlandırmanın bağlanma dayanımı üzerine etkisinin istatistiksel analizinde her grup için Bağımsız Örneklem t-testinden yararlanıldı. E verilerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. E değerlerinin termal yaşlandırılmış gruplar arası etkileşimi Tek Yönlü Varyans Analizi (One-way ANOVA) ile değerlendirildi. Farklılığın bulunduğu gruba/grupları değerlendirmek için post-hoc testi olarak Bonferroni yöntemiyle ikili karşılaştırma testi kullanıldı. Normal dağılıma uygunluk göstermeyen AFAP verilerinin, bağlanma dayanımı ve E verileri aralarındaki ilişkiyi değerlendirmek için Pearson Korelasyon analizi kullanıldı.

4.BULGULAR

4.1 Numunelerin Metal-Seramik Bağlanma Dayanımı Değerlerinin İstatistiksel Analizi

Çalışmamızda; döküm, Seçici Lazer Ergitme (SLE), CASTCO ve Ceramill Sintron yumuşak metallerin kullanıldığı frezeleme (YMF-C ve YMF-S) gruplarına ait toplam 80 adet numuneye (numunelerin yarısına termal yaşlandırma uygulanmış) 3 nokta eğme testi uygulandı. Numunelerin metal-seramik bağlanma dayanımları MPa cinsinden hesaplandı. Bir analiz programı (Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) for Windows 22.0, Chicago, IL, ABD) kullanılarak elde edilen verilerin istatistiksel analizleri yapıldı.

Termal yaşlandırma uygulanmış ve uygulanmamış numunelerin metal-seramik bağlanma dayanımı verilerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Testin sonuçlarına göre termal yaşlandırma uygulanmış ve uygulanmamış tüm deney grupları normal dağılıma uygunluk gösterdi.

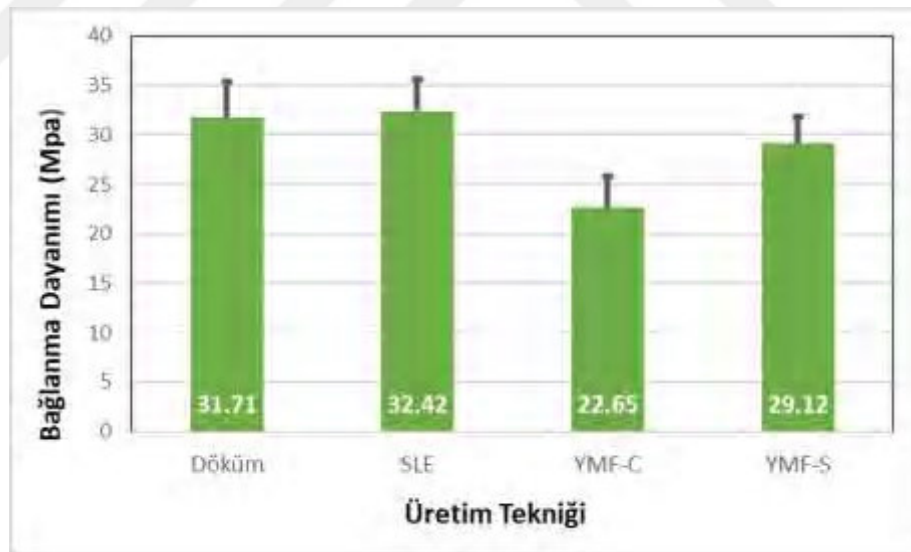
Farklı üretim teknikleri ve termal yaşlandırmanın numunelerin metal-seramik bağlanma dayanımı üzerine etkisi ile bu faktörler arasındaki etkileşim İki Yönlü Varyans Analizi (Two-way ANOVA) ile gerçekleştirildi. Hem üretim tekniklerinin ($p<,001$), hem de termal yaşlandırma varlığının ($p=,005$) bağlanma dayanımı değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Termal yaşlandırma ve üretim tekniği etkileşiminin de bağlanma dayanımı değerleri üzerindeki ana etkisi istatistiksel olarak anlamlıydı ($p=,007$). İki Yönlü Varyans Analizi testinin sonuçları Tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1. İki Yönlü Varyans Analizinin sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı (Tip3)	df	Kareler ortalaması	F değeri	P değeri
Düzeltilmiş Model	1365,188a	7	195,027	23,25	0
A Katsayısı	67168,043	1	67168,043	8007,496	0
Üretim Tekniği	1187,047	3	395,682	47,172	0.00
Termal Yaşlandırma	69,57	1	69,57	8,294	0,005
Üretim Tekniği * Termal Yaşlandırma	108,571	3	36,19	4,314	0,007
Hata	603,946	72	8,388		
Toplam	69137,178	80			
Toplam Düzeltilebilir	1969,135	79			

4.1.1 Farklı Metal Altyapı Üretim Tekniklerinin Metal-Seramik Bağlanma Dayanımı Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi

Termal yaşlandırma göz önüne alınmaksızın farklı üretim tekniklerinin metal-seramik bağlanma dayanımları üzerinde etkisi anlamlı bulundu (Tablo 4.1). Analizin tanımlayıcı istatistik verileri Şekil 4.1’de grafik olarak verilmiştir.



Şekil 4.1. Termal yaşlandırmaya bakılmaksızın farklı üretim teknikleriyle üretilen metal altyapıların seramik bağlanma dayanımlarının tanımlayıcı istatistiği

Termal yaşlandırmaya bakılmaksızın, farklı üretim tekniklerinin kullanıldığı deney gruplarının metal-seramik bağlanma dayanımlarının mukayesesi, Bonferroni yöntemiyle ikili karşılaştırma testi kullanılarak analiz edildi (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Termal yaşlandırmaya bakılmaksızın Bonferroni yöntemiyle ikili karşılaştırma testi sonuçları

Üretim Tekniği	N	Üretim Tekniği	P değeri
Döküm	20	SLE	1
		YMF-C	0
		YMF-S	0,036
SLE	20	Döküm	1
		YMF-C	0
		YMF-S	0,003
YMF-C	20	Döküm	0
		SLE	0
		YMF-S	0
YMF-S	20	Döküm	0,036
		SLE	0,003
		YMF-C	0

Tablo 4.2'ye göre, Döküm ve SLE gruplarının bağlanma dayanımları arasında anlamlı fark gözlemlenmedi ($p=1$). Diğer tüm grupların bağlanma dayanımları arasındaki fark anlamlıydı.

4.1.2 Termal Yaşlandırmanın Metal-Seramik Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi

Termal yaşlandırmanın, deney gruplarının metal-seramik bağlanma dayanımları üzerinde etkisi anlamlı bulundu (Tablo 4.1). Analizin tanımlayıcı istatistik verileri Şekil 4.2'de grafik olarak verilmiştir.



Şekil 4.2. Termal yaşlandırma uygulanmış ve uygulanmamış deney gruplarının farklı üretim tekniklerine göre metal-seramik bağlanma dayanımlarının (MPa) tanımlayıcı istatistikleri

Termal yaşlandırma varlığında ve yokluğunda numunelerin metal-seramik bağlanma dayanımları, deney grupları arasında Bonferroni yöntemiyle ikili karşılaştırma testi kullanılarak analiz edildi (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Termal yaşlandırma varlığında ve yokluğunda, Bonferroni yöntemiyle ikili karşılaştırma testi kullanılarak deney gruplarının bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

Termal Yaşlandırma	Üretim Tekniği	N	Üretim Tekniği	P Değeri
VAR(+)	Döküm	10	SLE	1,000
			YMF-C	0,000
			YMF-S	0,026
	SLE	10	Döküm	1,000
			YMF-C	0,000
			YMF-S	0,054
	YMF-C	10	Döküm	0,000
			SLE	0,000
			YMF-S	0,000
	YMF-S	10	Döküm	0,026
			SLE	0,054
			YMF-C	0,000
YOK(-)	Döküm	10	SLE	0,921
			YMF-C	0,000
			YMF-S	1,000
	SLE	10	Döküm	0,921
			YMF-C	0,000
			YMF-S	0,153
	YMF-C	10	Döküm	0,000
			SLE	0,000
			YMF-S	0,003
	YMF-S	10	Döküm	1,000
			SLE	0,153
			YMF-C	0,003

Tablo 4.3'e göre, termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarından, döküm ile SLE ($p=1$) ve SLE ile YMF-S'nin ($p=,054$) bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Diğer karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardı.

Termal yaşlandırma uygulanmamış grupta ise, YMF-C grubu ile diğer deney gruplarının bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark varken; diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı bir fark bulunamadı (Tablo 4.3).

Aynı metal altyapı üretim tekniğinin kullanıldığı deney grupları arasında, termal yaşlandırmanın bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi Bağımsız Örneklemeler için t-testi kullanılarak değerlendirildi. Testin sonucunda, YMF-C grubunun bağlanma dayanımı termal yaşlandırma varlığına ve yokluğuna göre istatistiksel olarak anlamlı fark gösterdi ($p<,001$). Döküm ($p=,542$), SLE ($p=,449$) ve YMF-S ($p=,103$) deney gruplarında ise anlamlı bir fark bulunamadı.

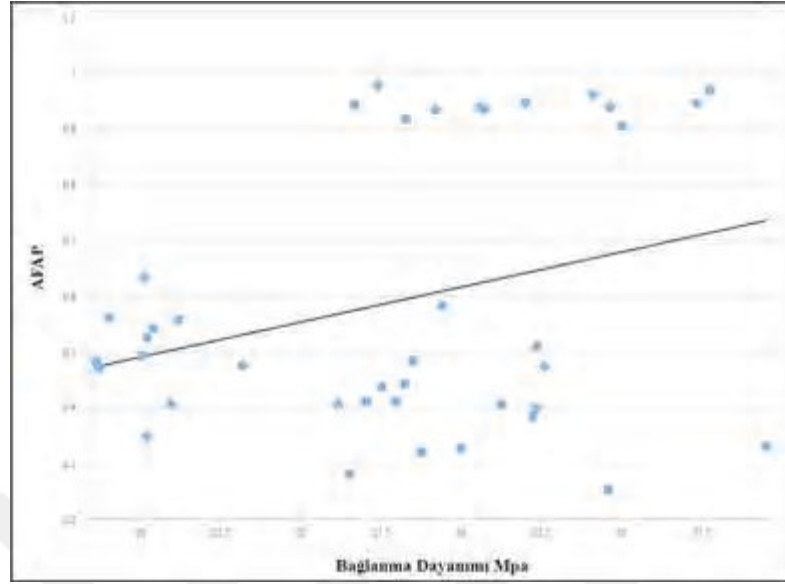
4.2 Termal Yaşlandırma Uygulanmış Deney Gruplarının AFAP Değerlerinin Bağlanma Dayanımı ile İlişkisinin Değerlendirilmesi

Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının AFAP değerlerinin ve bağlanma dayanımlarının tanımlayıcı istatistiği Tablo 4.4’de verilmiştir.

Tablo 4.4. Deney gruplarının AFAP değerleri ve bağlanma dayanımlarının ortalaması

Üretim Teknikleri	Bağlanma Dayanımı (MPa)		AFAP	
	Ortalama	SS	Ortalama	SS
Döküm	32,24	3,82	0,94	0,02
SLE	31,86	3,69	0,38	0,08
YMF-C	19,94	0,88	0,5	0,08
YMF-S	28,13	2,73	0,55	0,23

Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının bağlanma dayanımı ile AFAP değerleri arasındaki ilişkiyi değerlendirmek için AFAP değerleri normal dağılmadığından, Pearson Korelasyon analizi yapıldı. Analiz sonucu, korelasyon katsayısı **0,296** ($0.20 \leq r < 0.40$) olarak bulunduğu için aralarındaki ilişki pozitif yönde zayıf olarak değerlendirildi ve anlamlı bir fark bulunamadı ($p=,064$) (Şekil 4.3).

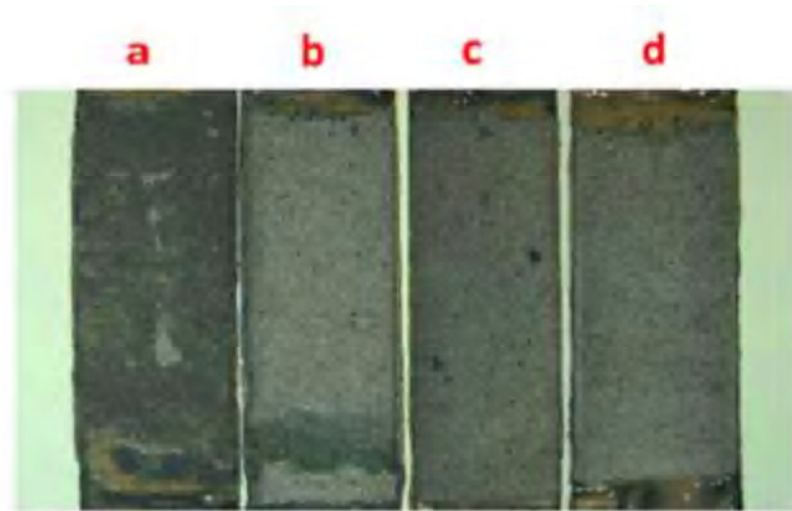


Şekil 4.3. Deney gruplarının bağlanma dayanımı ile AFAP değerleri arasındaki etkileşim grafiği

4.3 Üç Nokta Eğme Testi Sonrası Numunelerin Bağlantı Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

4.3.1 Kırık Metal Yüzeyinin Stereomikroskop ve SEM-EDX Analizi ile Değerlendirilmesi

Termal yaşlandırma uygulanmış ve uygulanmamış deney gruplarındaki tüm numunelerin 3 nokta eğme testi sonrası kırık metal yüzeylerindeki başarısızlık tipi, stereomikroskop (Stemi SV 11 APO, CARL ZEISS; Oberkochen, Almanya) altında x10'luk büyütmede incelendi (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. Numunelerin kırık metal yüzeylerinin stereomikroskop görüntüleri.
a; döküm, b; SLE, c; YMF-C ve d; YMF-S

Şekil 4.4'teki steromikroskop görüntüleri incelendiğinde döküm numuneleri üzerinde fazlaca opak kalıntılara rastlandı ve kırık tipi koheziv kırık (seramik içinde) olarak değerlendirildi. SLE grubundaki numunelerin kırık metal yüzeyinde ise neredeyse hiç opak tabakası yoktu ve kırık tipi adeziv kırık (metal-seramik arasında) olarak belirlendi. Adeziv ve koheziv kırık birlikte ise karışık tipte kırık olarak adlandırıldı. Aynı numunelerin kırık metal yüzeylerinin, x40 büyütmede EDX analizlerinde döküm grubunda Si oranı yüksekken, SLE grubunda Co oranı yüksek bulundu (Tablo 4.14). Yapılan EDX analizleriyle kırık tipleri doğrulandı.

Çalışmamızda, kırık metal yüzeyinde kalan opak ya da seramik tabaka %50 den fazlaysa koheziv ayrılma olarak değerlendirildi (148). Termal yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan numunelerin bağlantı başarısızlık tipleri Tablo 4.5 ve 4.6'da listelenmiştir.

Tablo 4.5. Termal yaşlandırma uygulanmış numunelerin başarısızlık tipleri

Deney Grupları	Numune Sayısı	Adeziv Kırık	Koheziv Kırık	Karışık Kırık
Döküm (Wirobond C)	10	-	10	-
SLE (Remanium Star CL)	10	10	-	-
Yumuşak Metal Frezeleme (CASTCO)	10	-	-	10
Yumuşak Metal Frezeleme (Ceramill Sintron)	10	-	2	8

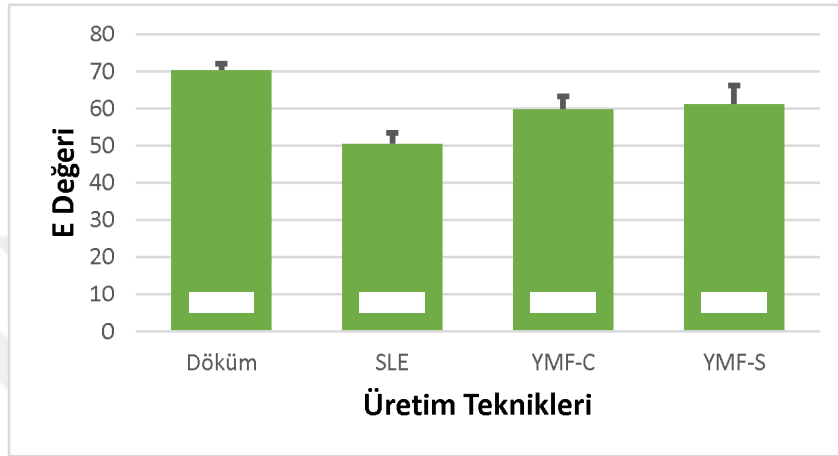
Tablo 4.6. Termal yaşlandırma uygulanmamış numunelerin başarısızlık tipleri

Deney Grupları	Numune Sayısı	Adeziv Kırık	Koheziv Kırık	Karışık Kırık
Döküm (Wirobond C)	10	-	10	-
SLE (Remanium Star CL)	10	10	-	-
Yumuşak Metal Frezeleme (CASTCO)	10	-	4	6
Yumuşak Metal Frezeleme (Ceramill Sintron)	10	-	8	2

4.3.2 Kırık Seramik Yüzeylerinin E Değerlerine göre Değerlendirilmesi

Kırık metal yüzeyinin koyu renkli olması sebebiyle üzerinde kalan opak ya da seramik kalıntılarının değerlendirilmesinde zorluk yaşanmaktadır. Seramik tabakanın kırık yüzeyinin açık renkli olması ise üzerindeki metal kalıntılarının daha net görülmesini sağlamaktadır. Bu sebeple numunelerin kırık tipinin doğrulanması için, metalden ayrılan seramiğin kırık yüzeylerin görüntüleri bir yazılım programında (Matlabs yazılımı, Matworks, Natick, ABD) incelenerek “E” değerleri hesaplandı.

Termal yaşlandırma uygulanmış numunelerin E verilerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Testin sonuçlarına göre, tüm deney grupları normal dağılıma uygunluk gösterdi ($p=,102$). E tanımlayıcı istatistik verileri Şekil 4.5'te verilmiştir.



Şekil 4.5. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının E verilerinin tanımlayıcı istatistik verileri

E değerlerinin termal yaşlandırılmış gruplar arası etkileşimi Tek Yönlü Varyans Analizi (One-way ANOVA) ile değerlendirildi (Tablo 4.7). Gruplar arasında E değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<,001$).

Tablo 4.7. E değerlerinin tek yönlü varyans analizi

E Değeri	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F Değeri	P Değeri	
Gruplar arası	1949,496	3	649,832	51,450	,000	
Gruplar içinde	454,689	36	12,630			
Toplam	2404,186	39				

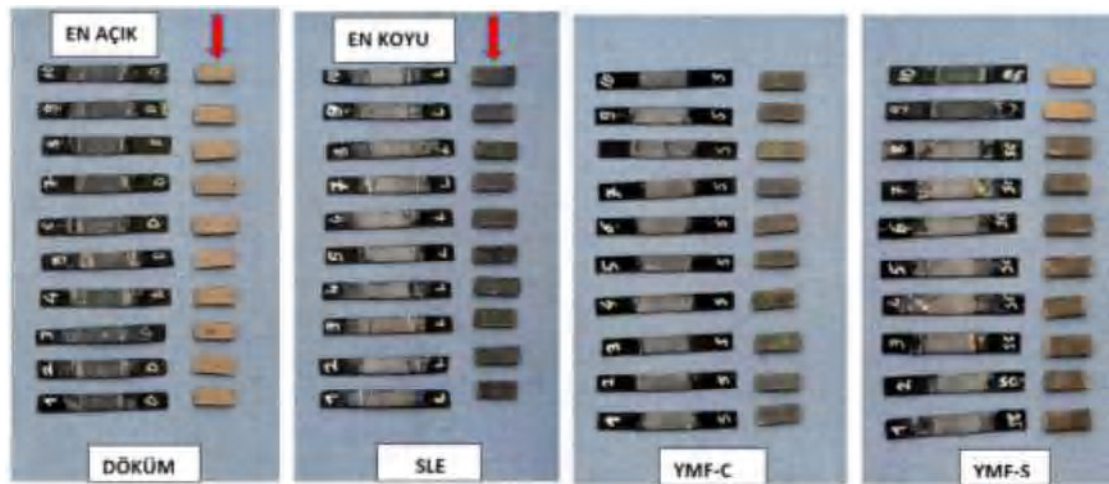
Termal yaşlandırma uygulanan deney gruplarının E değerlerinin mukayesesi Bonferroni yöntemiyle ikili karşılaştırma testi kullanılarak analiz edildi (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Termal yaşlandırma uygulanmış grupların E değerlerinin gruplar arasında Bonferroni yöntemiyle ikili karşılaştırma testi

Üretim Tekniği	N	Üretim Tekniği	P değeri
Döküm	10	SLE	,000
		YMF-C	,000
		YMF-S	,000
SLE	10	Döküm	,000
		YMF-C	,000
		YMF-S	,000
YMF-C	10	Döküm	,000
		SLE	,000
		YMF-S	1,000
YMF-S	10	Döküm	,000
		SLE	,000
		YMF-C	1,000

Tablo 4.8'e göre YMF-C ve YMF-S gruplarının E değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=1,00$). Diğer karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardı.

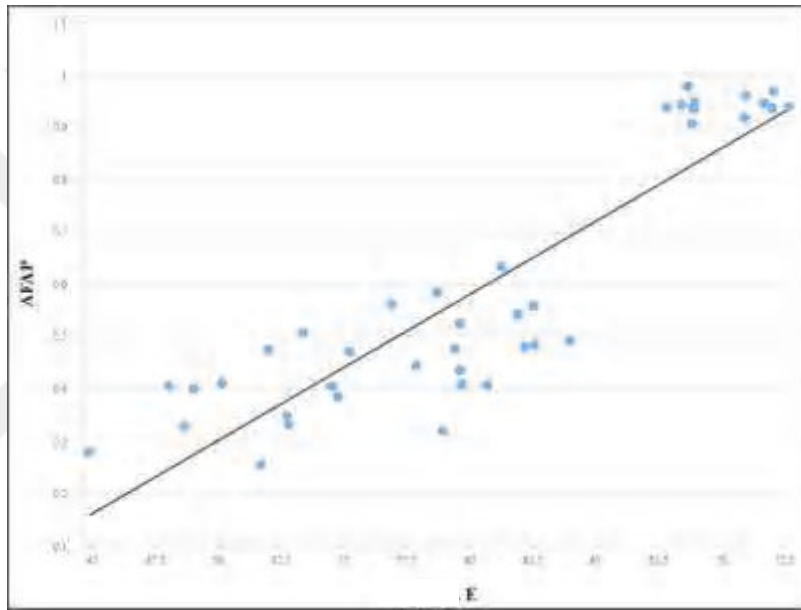
Şekil 4.6'ya göre E değerlerinin en yüksek olduğu döküm grubundaki ($E=70,25 \pm 1,82$) kırık seramik yüzeylerinin en açık renkte olduğu görüldü ve koheziv kırılmayla ilişkilendirildi. E değerlerinin en düşük olduğu SLE grubunda ise ($E=50,55 \pm 2,97$), kırık seramik yüzeylerinin en koyu renge sahip olduğu görüldü ve adeziv kırılmayla ilişkilendirildi. Stereomikroskop ile yapılan değerlendirmeler (Tablo 4.5) ve kırık metal yüzeylerinin EDX analizleri (Tablo 4.14 ve Şekil 4.18) bu ilişkilendirmeyi desteklemektedir.



Şekil 4.6. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarına göre kırık metal ve seramik yüzeylerinin görünümü

4.3.3 AFAP Değerleri ile E değerleri Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının AFAP ile E değerleri arasındaki ilişkilerinin değerlendirilmesi için, AFAP değerleri normal dağılmadığından, Pearson Korelasyon analizi yapıldı. Analiz sonucu, korelasyon katsayısı **0,892** ($0.80 \leq r < 1$) olarak bulunduğu aralarındaki ilişki pozitif yönde güçlü olarak değerlendirildi. İstatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulundu ($p < .001$). AFAP ve E değerlerinin aralarındaki etkileşim grafiği Şekil 4.7’ de verilmiştir.



Şekil 4.7. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının AFAP ve E arasındaki etkileşim grafiği

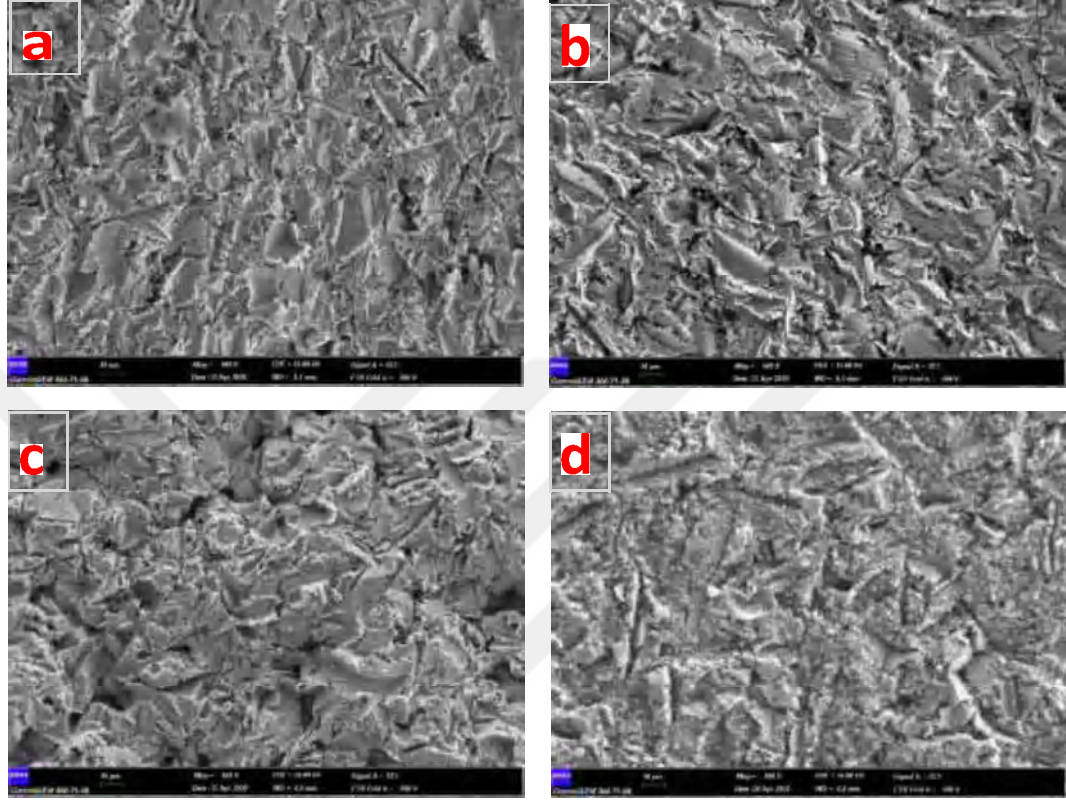
4.3 SEM Bulguları

4.3.1 Farklı Üretim Teknikleriyle Üretilen Metal Altyapıların SEM Görüntüleri

Farklı üretim tekniklerinin kullanıldığı her bir deney grubunu temsilen birer numunenin kumlama ve oksidasyon işlemi sonrasında, SEM kullanılarak x500 büyütmede yüzey morfolojilerinin görüntüleri elde edildi. Elde edilen SEM görüntüleri yardımıyla metal altyapıya uygulanan yüzey işlemlerinin, yüzey morfolojisine etkisi değerlendirildi.

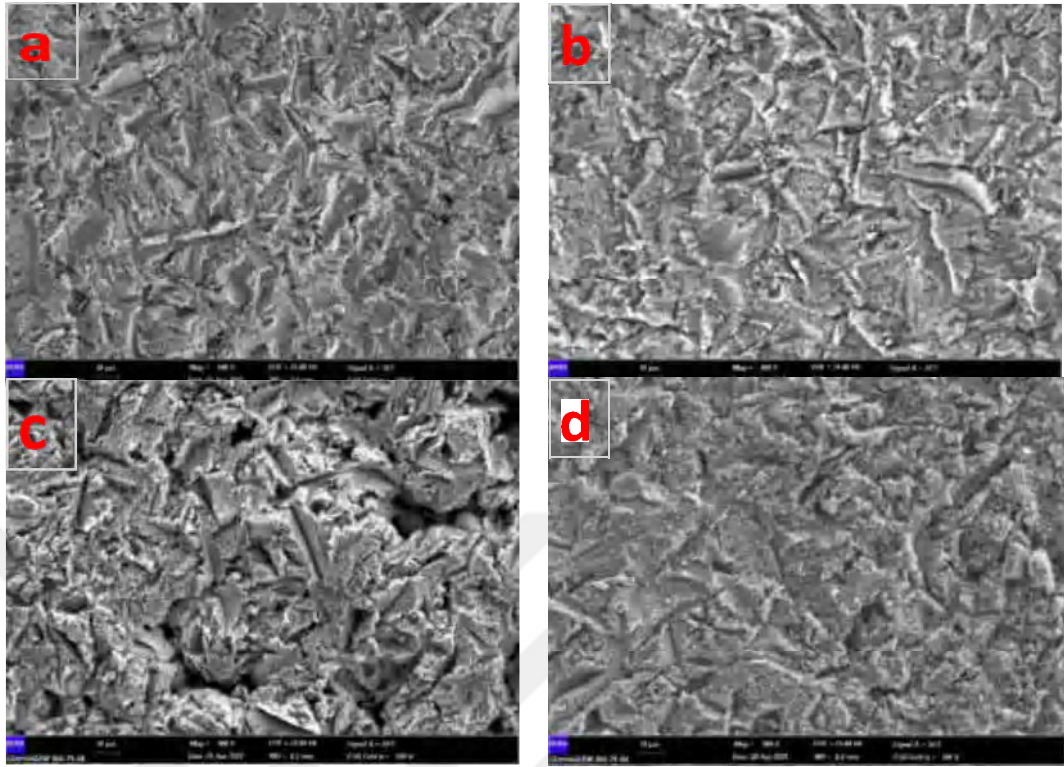
Kumlama sonrasında elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.8), döküm ve YMF-S numunelerinin daha düzgün yüzey yapısına sahip olduğu görüldü. YMF-C grubundaki numunenin üzerinde gözenekli ve boşluklu yapılar mevcuttu. SLE grubunda ise daha pürüzlü (girintili çıkıntılı) bir yüzey morfolojisi izlendi. Ayrıca, metal

altyapıların yüzeyinde alüminyum oksit partiküllerinden kaynaklı küçük gözenekler ve partiküller mevcuttu.



Şekil 4.8. Farklı üretim teknikleriyle üretilen metal altyapıların kumlama işlemi sonrası yüzey morfolojilerinin mikroskopik görüntüsü.
a; döküm, b; SLE, c; YMF-C ve d; YMF-S

Oksidasyon sonrasında elde edilen mikroskopik görüntüler (Şekil 4.9), kumlama sonrası elde edilen görüntüler ile benzerlik göstermekle birlikte daha sıkı ve düzenliydi. Ancak, YMF-C grubundaki gözenekli ve boşluklu yapılar belirgindi.

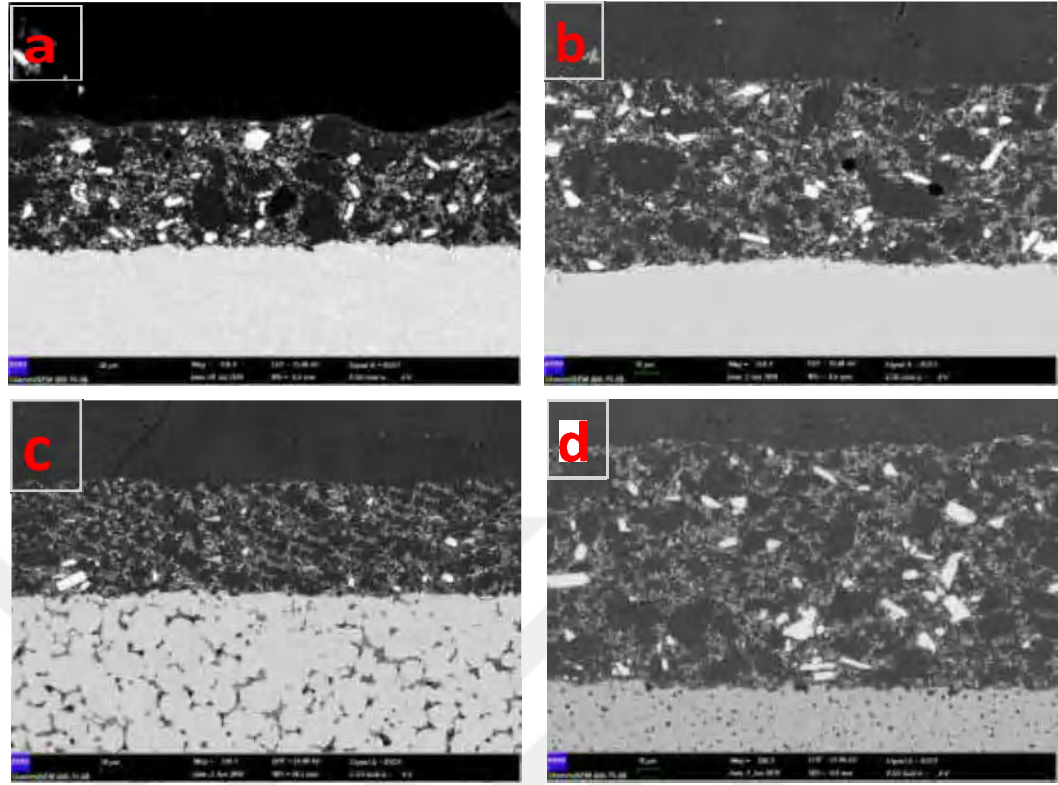


Şekil 4.9. Farklı üretim teknikleriyle üretilen metal altyapıların oksidasyon işlemi sonrası yüzey morfojilerinin mikroskopik görüntüsü.
a; döküm, b; SLE, c; YMF-C ve d; YMF-S

4.3.2 Farklı Üretim Teknikleriyle Üretilen Metal Altyapılar Üzerine Seramik İşlenmiş Numunelerin Arayüzlerinin SEM Görüntüleri

Farklı üretim tekniklerinin kullanıldığı her bir deney grubunu temsilen birer metal altyapının seramik uygulanması sonrası, SEM kullanılarak x250 büyütmede arayüz görüntüleri elde edildi.

Şekil 4.10'a göre, tüm gruplarda metal ve seramiğin gözenek ve çatlaklara rastlanmadan yakından birleştiği görüldü. Dört grubun da metal-seramik arayüz görüntüsü benzerdi. Ancak, YMF-C grubunun metal altyapısı, diğer gruplara göre daha fazla gözenekli ve parçalı yapıya sahipti. Şekil 4.8 ve 4.9'da da benzer bir görüntü mevcuttu.



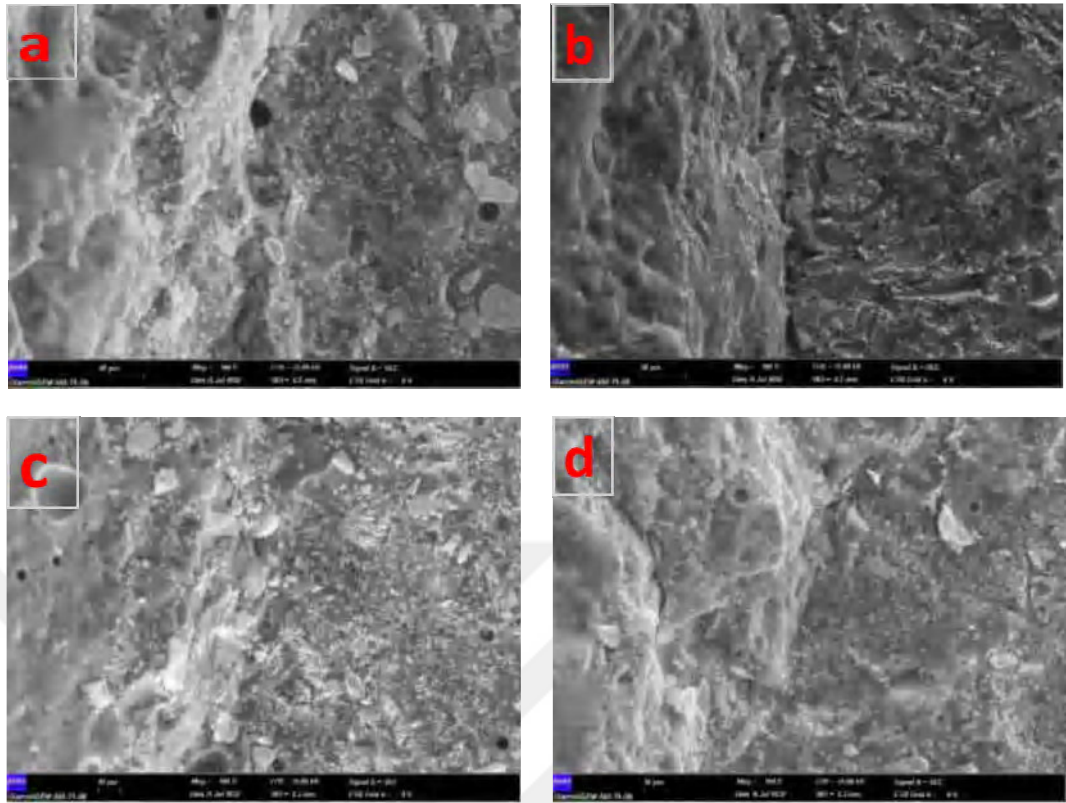
Şekil 4.10. Farklı üretim teknikleriyle üretilen metal altyapılara uygulanan seramik sonrası arayüzlerin mikroskopik görüntüsü. a; döküm, b; SLE, c; YMF-C ve d; YMF-S

4.3.3 Üç Nokta Eğme Testi Sonrası Termal Yaşlandırma Uygulanmış ve Uygulanmamış Numunelerin Kırık Metal Yüzeylerinin SEM Görüntüleri

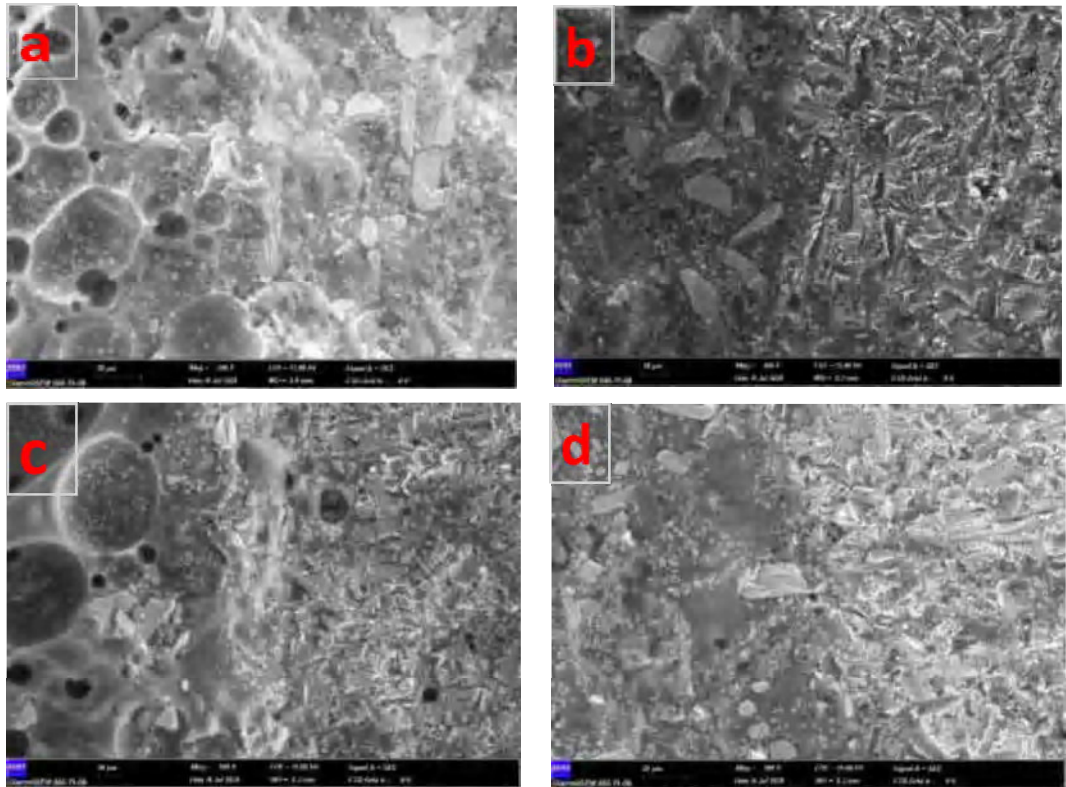
Termal yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan her deney grubundan, üç nokta eğme testi sonrası randomize olarak seçilen birer adet numunenin kırık metal yüzeyi SEM kullanılarak x500 büyütme altında görüntülendi (Şekil 4.11 ve Şekil 4.12).

Termal yaşlandırma uygulanmayan numunelerin kırık metal yüzeylerinin görsel incelemesinde (Şekil 4.11), döküm, YMF-C ve YMF-S gruplarında; SLE grubuna göre daha fazla açık gri renkte alan gözlemlendi.

Termal yaşlandırma uygulanan numunelerde ise (Şekil 4.12), döküm grubundaki kırık metal yüzeyinin diğer gruplara göre daha açık gri renkte olduğu görüldü. SLE grubunun kırık metal yüzeyi diğer gruplara göre daha koyu gri renge sahipti. Tablo 4.14 ve Şekil 4.18'deki kırık metal yüzeyine yapılan EDX analizlerinin sonucuna göre koyu alanları metal, açık alanları opak-seramik olarak yorumlayabiliriz.



Şekil 4.11. Termal yaşlandırma uygulanmamış numunelerin kırık yüzey görüntüsü
a; döküm, b; SLE, c; YMF-C ve d; YMF-S



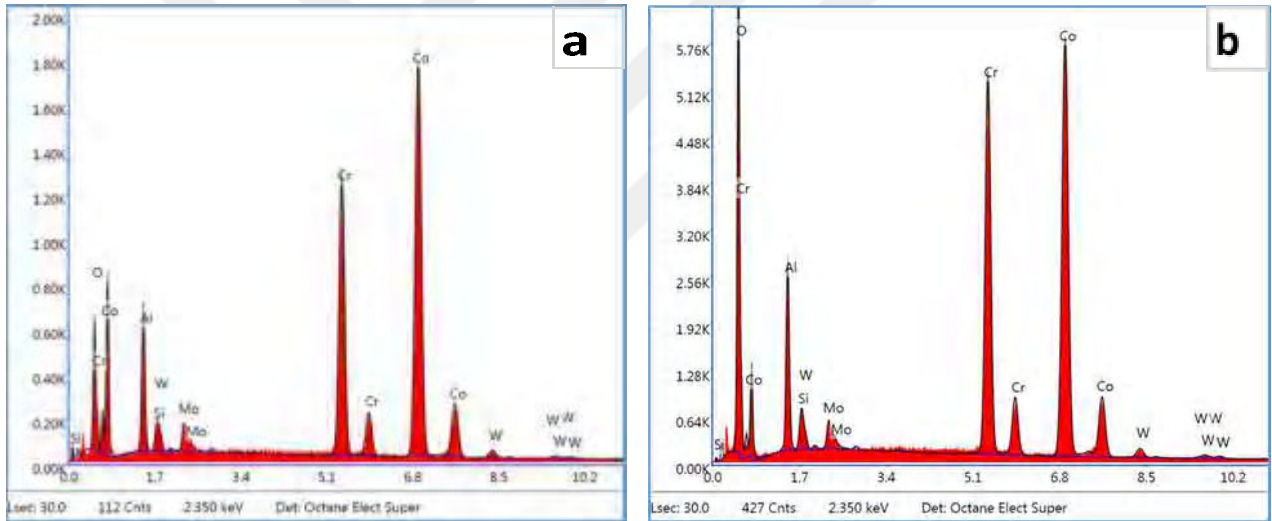
Şekil 4.12. Termal yaşlandırma uygulanmış numunelerin kırık yüzey görüntüsü.
a; döküm, b; SLE, c; YMF-C ve d; YMF-S

4.5 EDX Analizleri

4.5.1 Farklı Üretim Teknikleriyle Üretilen Metal Altyapıların EDX Analizleri

Farklı üretim tekniklerinin kullanıldığı her bir deney grubundan, birer metal altyapının kumlama ve oksidasyon işlemi sonrasında EDX ile x500 büyütmede yüzey analizi yapıldı (Şekil 4.13, 4.14, 4.15, 4.16 ve Tablo 4.9, 4.10, 4.11, 4.12)

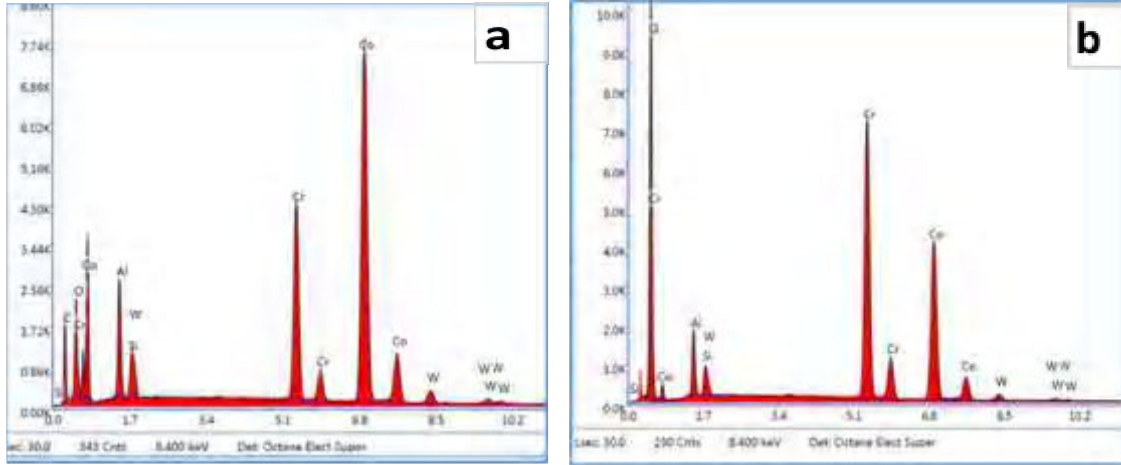
Kumlama işlemi sonrası metal altyapıların yüzeyinde, alaşımların bileşiminde mevcut olmayan Al ve O görüldü. Oksitlenme sonrasında ise, tüm gruplarda O ve Cr elementlerinin oranı artış gösterirken, Co içeriğinde azalma meydana geldi. İki yumuşak metal grubu karşılaştırıldığında, YMF-S grubunda farklı olarak Mo elementi görüldü.



Şekil 4.13. Döküm grubunun kumlama sonrası (a) ve oksitleme sonrası (b) EDX analizi

Tablo 4.9. Döküm grubunun kumlama ve oksitleme sonrası EDX analizi

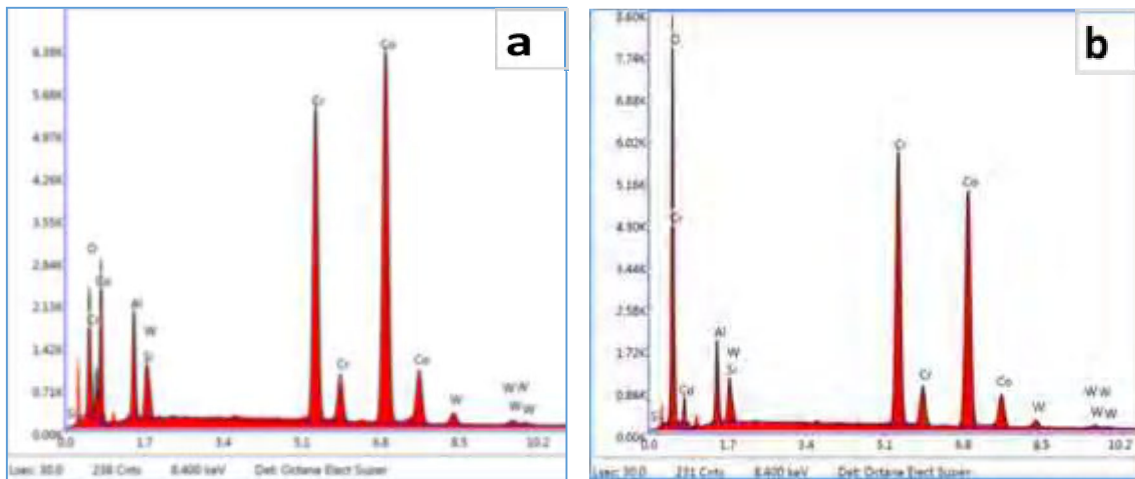
Kumlama Sonrası							
Element	O	Al	Si	Mo	Cr	Co	W
Ağırlıkça%	6.73	9.93	0.81	2.66	23.14	53.44	3.29
Atom yoğunluğu%	18.99	16.61	1.3	1.25	20.09	40.94	0.81
Oksitleme Sonrası							
Ağırlıkça%	17.76	9.06	0.92	1.94	23.87	43.23	3.2
Atom yoğunluğu%	40.98	12.39	1.21	0.75	16.95	27.08	0.64



Şekil 4.14. SLE grubunun kumlama sonrası (a) ve oksitleme sonrası (b) EDX analizi

Tablo 4.10. SLE grubunun kumlama ve oksitleme sonrası EDX analizi

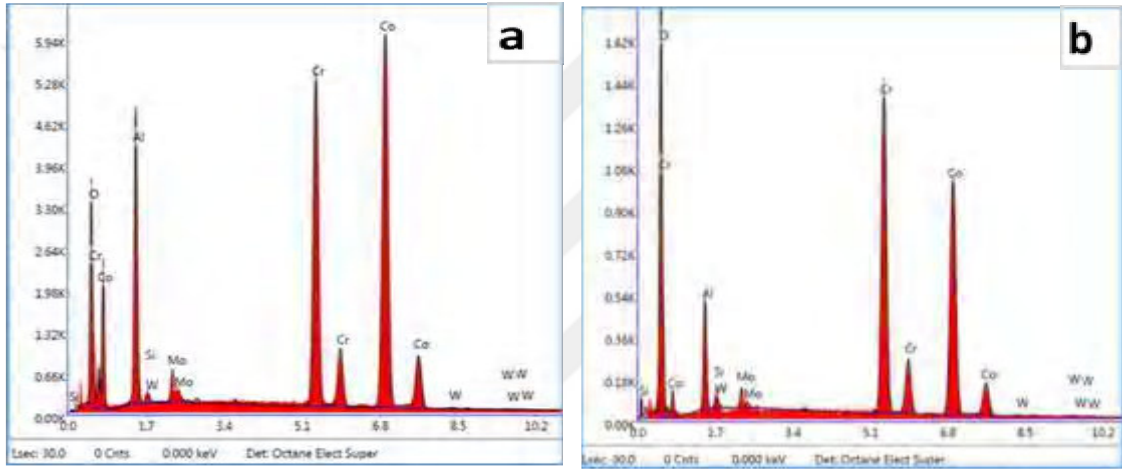
Kumlama Sonrası							
Element	O	Al	Si	C	Cr	Co	W
Ağırlıkça%	7.23	6.74	0.72	18.87	15.47	45.65	5.32
Atom yoğunluğu%	13.29	7.35	0.75	46.22	8.75	22.79	0.85
Oksitleme Sonrası							
Ağırlıkça%	23.91	5.85	1.22	-	33.56	31.33	4.12
Atom yoğunluğu%	50.59	7.33	1.47	-	21.85	17.99	0.76



Şekil 4.15. YMF-C grubunun kumlama sonrası (a) ve oksitleme sonrası (b) EDX analizi

Tablo 4.11. YMF-C grubunun kumlama ve oksitleme sonrası EDX analizi

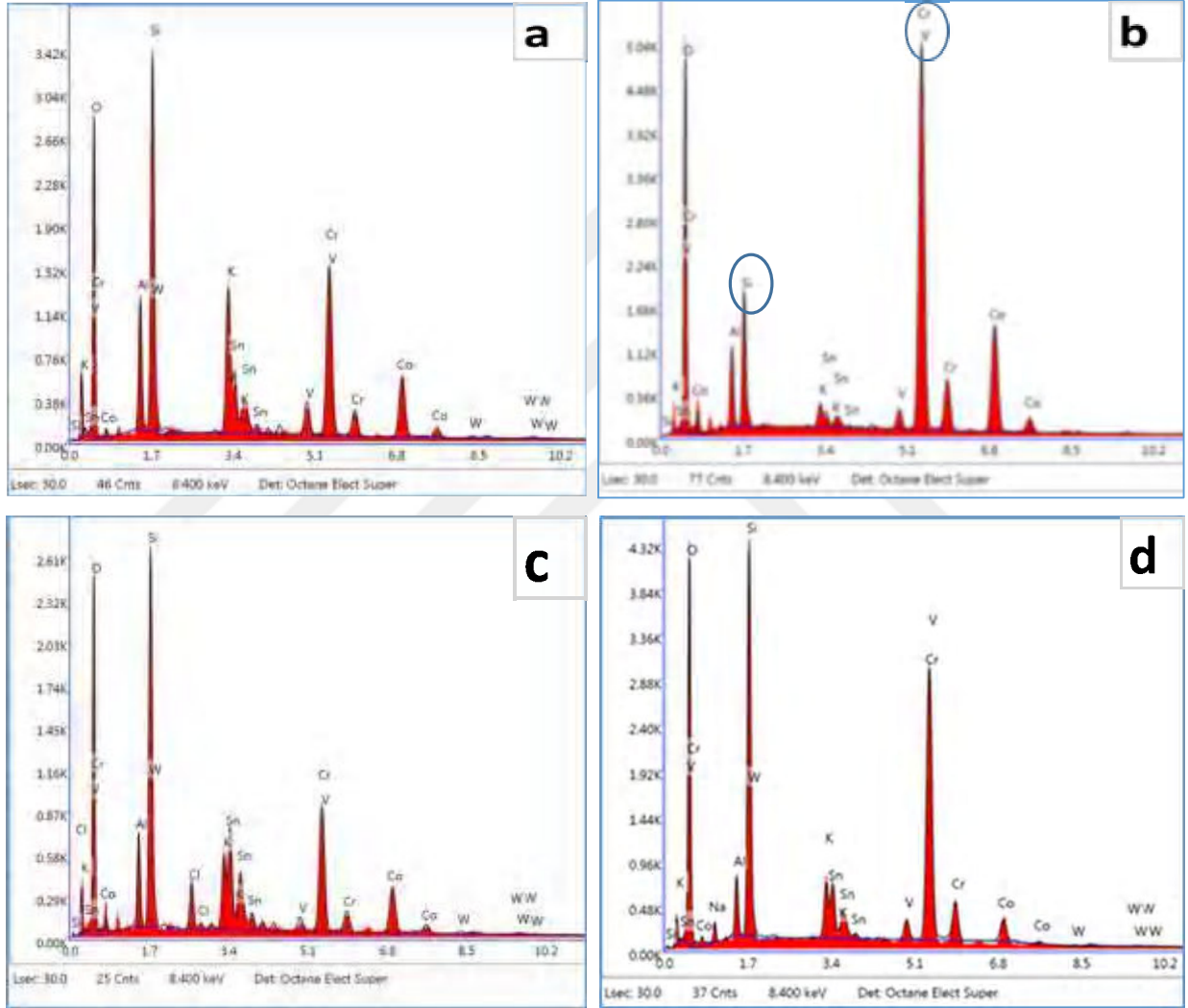
Kumlama Sonrası						
Element	O	Al	Si	Cr	Co	W
Ağırlıkça%	6.08	7.64	1.36	27.02	52.57	5.33
Atom yoğunluğu%	17.66	13.15	2.25	24.14	41.45	1.35
Oksitleme Sonrası						
Ağırlıkça%	22.02	6.3	1.67	27.54	38.56	3.92
Atom yoğunluğu%	47.88	8.12	2.07	18.43	22.76	0.74

**Şekil 4.16.** YMF-S grubunun kumlama sonrası (a) ve oksitleme sonrası (b) EDX analizi**Tablo 4.12.** YMF-S grubunun kumlama ve oksitleme sonrası EDX analizi

Kumlama Sonrası							
	O	Al	Si	Mo	Cr	Co	W
Ağırlıkça%	9.86	16.18	0.57	2.58	24.77	45.79	0.24
Atom yoğunluğu%	24.48	23.81	0.81	1.07	18.92	30.86	0.05
Oksitleme Sonrası							
Ağırlıkça%	20.44	8.02	1.26	2	30.61	37.08	0.6
Atom yoğunluğu%	44.65	10.38	1.57	0.73	20.57	21.99	0.11

4.5.2 Farklı Üretim Teknikleriyle Üretilen Metal Altyapılar Üzerine Seramik İşlenmiş Numunelerin Arayüzlerinin EDX Analizleri

Farklı üretim tekniklerinin kullanıldığı her bir deney grubunu temsilen hazırlanan birer metal altyapının seramik uygulaması sonrası, metal-seramik arayüzlerinden EDX ile x250 büyütmede analizleri yapıldı (Şekil 4.17 ve Tablo 4.13) .



Şekil 4.17. Deney gruplarının metal-seramik bağlanma yüzeyinin EDX incelemesi.
a; döküm, b; SLE, c; YMF-C ve d; YMF-S

Metal ile seramiğin bağlanma yüzeyinde yapılan EDX spot analizinin sonuçlarına göre, SLE grubu hariç tüm deney gruplarının arayüzünde O, Cr ve Si en yüksek yüzdelere sahip elementlerdi. SLE grubunda ise, Si oranı diğer gruplara oranla düşük bulunurken; sırasıyla Cr, O ve Co elementleri en yüksek oranlara sahipti (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. Deney gruplarının metal-seramik arayüzlerinin EDX analizi

GRUPLAR												
	Element	O	Al	Si	K	Sn	V	Cr	Co	W	Cl	Na
DÖKÜM	Ağırlıkça%	30,23	6,88	16,32	8,18	7,98	3,2	16,83	9,25	1,14	-	-
	Atom yoğunluğu%	53,2	7,18	16,36	5,89	1,89	1,77	9,11	4,42	0,17	-	-
SLE	Ağırlıkça%	23,61	5,64	7,52	1,33	2,07	1,8	39,63	18,39	-	-	-
	Atom yoğunluğu%	47,4	6,71	8,6	1,09	0,56	1,14	24,47	10,02	-	-	-
YMF-C	Ağırlıkça%	33,65	5,16	16,54	4,35	14,41	1,42	13,41	7,31	1,08	2,66	-
	Atom yoğunluğu%	58,32	5,3	16,33	3,08	3,37	0,77	7,15	3,44	0,16	2,08	-
YMF-S	Ağırlıkça%	29,73	3,47	18,1	3,33	7,83	1,88	28,97	3,62	0,38	-	2,7
	Atom yoğunluğu%	52,24	3,61	18,12	2,39	1,85	1,04	15,66	1,72	0,06	-	3,3

4.5.3 Üç Nokta Eğme Testi Sonrası Termal Yaşlandırma Uygulanmış Numunelerin Kırık Metal Yüzeylerinin EDX Analizleri

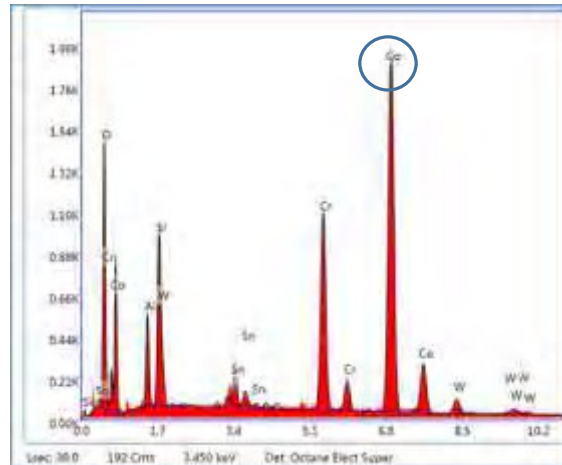
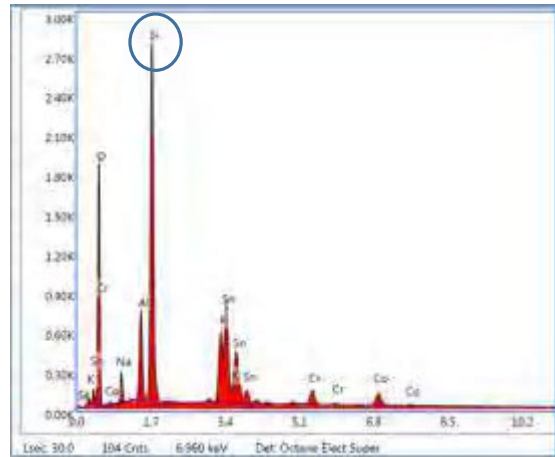
Termal yaşlandırma uygulanan her bir deney grubu arasından seçilen x500 büyütme ile SEM görüntüleri incelenen aynı numunelerin, üç nokta eğme testi sonrası kırık metal yüzeylerinin EDX ile x40 büyütme altında elemental analizi yapıldı (Tablo 4.14) (Şekil 4.18).

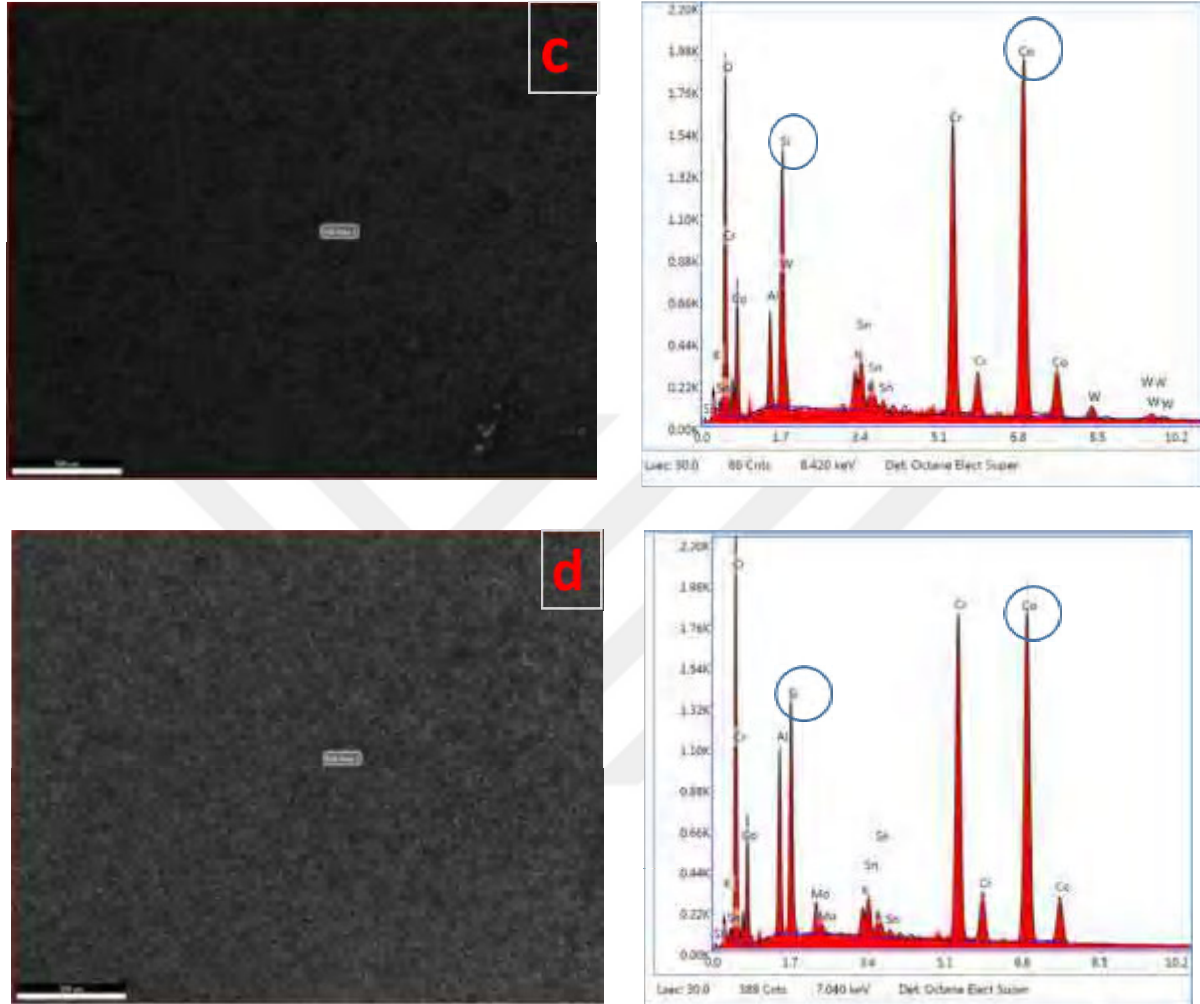
EDX analizi sonucunda, döküm grubuna ait metal yüzeyinde yüksek miktarda silisyuma (%22.86) rastlanırken, SLE grubunda kobalt (%45.72) elementi en yüksek orana sahipti. YMF-C ve YMF-S gruplarında ise Si oranları döküm grubuna göre daha az, SLE grubuna göre daha fazla bulundu. Ayrıca bu gruplarda, Co elementine SLE grubuna göre daha düşük, döküm grubuna göre daha yüksek oranda rastlanıldı. Bu durum, x500 büyütmede incelenen numunelerin kırık yüzeylerinin SEM görüntülerindeki koyu alanların metal ve açık alanların seramik kalıntısı olarak yorumlanmasını desteklemektedir.

Tablo 4.14. Deney gruplarının kırık metal yüzeylerinin EDX analizi

Gruplar	Si		Co		Cr	
	Ağırlık ça%	Atomi k%	Ağırlık ça%	Atomi k%	Ağırlık ça%	Atomi k%
Döküm (Wirobond C)	22.86	21.08	2.36	1.04	2.08	1.03
SLE (Remanium Star CL)	6.87	9.56	45.72	30.32	16.03	12.05
Yumuşak Metal Frezeleme (CASTCO)	8.72	11.77	39.36	25.32	20.19	14.72
Yumuşak Metal Frezeleme (Ceramill Sintron)	8.89	11.07	36.04	21.39	21.58	14.52

Gruplar arasında yüksek % en düşük %





Şekil 4.18. Termal yaşlandırma uygulanmış numunelerin kırık metal yüzeylerinin EDX incelemesi. a; döküm, b; SLE, c; YMF-C ve d; YMF-S

5.TARTIşMA VE SONUÇ

Günümüzde tam seramik restorasyonlar, özellikle anterior dişler için oldukça iyi estetik özelliklere sahiptir. Ancak, çiğneme kuvvetleri karşısında gösterdikleri direncin istenilen seviyede olmaması ve yüksek maliyetleri nedeniyle metal destekli seramik restorasyonların kullanımı hala yaygın olarak devam etmektedir (24,174). Ayrıca, metal seramik restorasyonlar, porselenin estetiğini ve metalin dayanıklılığını birleştirdikleri için yüksek bir başarı göstermektedir (175). Bu sebeple çalışmamızda metal-seramik restorasyonlar tercih edilmiştir.

1970'lerde metal-seramik restorasyonlarda kullanılan değerli alaşımların yüksek maliyetli olması ve seramik teknolojisinde kaydedilen ilerlemeler sayesinde Ni-Cr ve Co-Cr içerikli temel alaşımlar altyapı olarak kullanılmaya başlanmıştır (176). Bununla birlikte özellikle nikel ve berilyum içeren alaşımların alerjik özellikleri nedeniyle, daha biyouyumlu Co-Cr esaslı alaşımların kullanımı yaygınlaşmıştır (177,178). Ayrıca, yüksek mekanik mukavemet ve iyi korozyon dirençlerinden dolayı metal-seramik restorasyonların altyapı üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadırlar (40,179). Bu sebeplerle çalışmamızda metal altyapıların üretiminde Co-Cr içerikli metal alaşımlar tercih edilmiştir.

Klinik olarak uzun ömürlü metal-seramik restorasyonlar elde etmek için, restorasyonun metal altyapısı ile üzerine işlenen seramik arasındaki bağlanma kuvvetinin yeterli olması gerekir (180). Bu nedenle, restorasyonların metal-seramik bağlanma dayanımlarını değerlendirmek için çok çeşitli in vivo ve in vitro çalışmalar yapılmaktadır.

İn vivo çalışmalarda, uygulanacak olan restorasyonların, bireylerin farklı estetik ve fonksiyonel ihtiyaçlarına göre aynı geometrilerde üretilmeleri zorlaşır. Bu durumda deney örnekleri standardize edilemez. İn vitro çalışmalardaysa, ağız içindeki ortamın bütün koşullarının yerine getirilebilmesi mümkün olmasa bile, ortam şartlarının ve deney

örneklerinin daha standart olması, güvenilir veriler elde edilmesini sağlar. Ayrıca, in vitro çalışmalarda ağız içindeki koşulların taklit edilmesi amacıyla termal döngü ile yaşlandırma yöntemi de kullanılabilmektedir (129,159,181).

Bizim çalışmamızda da numunelerin metal-seramik bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde, gerekli standartların sağlanması ve ağız içerisindeki sıcaklık değişimlerinin taklit edilebilmesi amacıyla 6000 devirlik termal yaşlandırma ile birlikte in vitro deney yöntemi uygulanmıştır.

Metal-seramik bağlanma dayanımının ölçülmesi için; makaslama, basma-germe, kırılma gibi birçok test yöntemi uygulanmaktadır (26). Bu test yöntemlerinden en uygun olanının hangisi olduğu konusundaysa kesin bir görüş birliği yoktur (6). Anusavice ve arkadaşları, kullanılan testlerin, numunelerin belirli bölgelerinde homojen olmayan stresler oluşturacağı için ideal bir testin mevcut olmadığını belirtmiştir (182). Lenz ve arkadaşları da benzer düşüncededir (25). Papazoğlu ve Brantley test sonuçlarını karşılaştırırken, farklı test yöntemleri ile elde edilen sonuçlar arasında kesin bir uyuma bulunmadığı sonucuna varmışlardır (183).

Kullanılan test tekniklerinin her birinin kendine göre avantaj ve dezavantajları vardır. Bu sebeple uygun test yöntemini seçmek zordur. Ancak, ISO'nun 1999 yılında yayınladığı ve 2012 yılında revize ettiği 9693-1:2012 numaralı standardı, metal-seramik bağlanma dayanımının ölçülmesinde üç nokta eğme testini önermektedir. Ancak üç nokta eğme testinde, kuvvet direkt olarak numunenin orta kısmına uygulandığı halde kırılmanın terminal bölgeden başlaması bir dezavantajdır. Bu durumda, kırığın gerçekleştiği nokta göz önüne alınmalıdır (58).

Üç nokta eğme testinde kullanılan örneklerin kolay hazırlanması, yöntemin aynı test metoduyla yapılan farklı çalışmalar ile karşılaştırma imkânı vermesi, DIN ve ISO standardı tarafından kabul edilmiş olması ve “Amerikan Diş Hekimleri Birliği Dental Materyaller ve Cihazlar Konseyi” tarafından tavsiye edilmesi sebebiyle çalışmamızda üç nokta eğme testi tercih edilmiştir (184).

Metal destekli seramik restorasyonların, altyapılarının elde edilmesinde çeşitli üretim tekniklerinden yararlanılır. Farklı üretim teknikleri, metal alaşımların yüzey oksitlerinin yapısını değiştirerek metal seramik bağlanma dayanımını etkileyebilir (6).

Geleneksel döküm yöntemi, metal destekli seramik restorasyonlarda altyapı üretiminde kullanılan en eski tekniklerden biri olmasına rağmen hala sıklıkla tercih edilmektedir (39). Ancak, bu teknik dış teknisyenleri için çok fazla zaman ve belirli beceriler gerektirir ve genellikle alaşımın iç kısmında gözenek ve kusurlara neden olur (5,6). Bu nedenlerle son zamanlarda, daha hızlı ve standart metal altyapı üretmek için CAD-CAM teknolojisi kullanılmaya başlanmıştır. Bu teknoloji frezeleme gibi çıkarılabilir üretim ya da SLE gibi ilave üretim şeklinde iki ana kategoriye ayrılabilir (149).

Son zamanlarda meydana gelen bir gelişme de yumuşak metal bloğun frezelenmesi (YMF) sistemidir. Bu sistem sert metal blokların frezelenmesi sırasında kullanılan aletlerin ve makinenin hızlı aşınması gibi dezavantajlarının üstesinden gelmek amacıyla piyasaya sunulmuştur (12).

Bugüne kadar araştırmalarda, konvansiyonel dökümün diğer CAD-CAM teknikleri ile karşılaştırılmasına odaklanılmıştır. Az sayıda çalışma, YMF tekniğiyle üretilen metal altyapıların seramik ile bağlanma dayanımını değerlendirmiştir (3,16,17,185–188). Bu sebeple, bizim çalışmamızda metal altyapıların üretiminde; YMF, döküm ve SLE teknikleri kullanılmıştır.

Xiang ve ark., Lawaf ve ark. ile Wu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda; döküm ve SLE yöntemiyle üretilmiş metal altyapıların seramik ile bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Elde ettikleri sonuçlara göre, altyapı üretim yönteminin metal-seramik bağlanma dayanımı üzerinde etkisi bulunamamıştır (4,156,189).

Lee ve arkadaşları, döküm (4-all) ve YMF (Ceramill Sintron) sistemi ile üretilmiş numunelerin metal-seramik bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmanın sonucunda; üretim yöntemine göre metal seramik bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulamamışlardır (3).

Li ve arkadaşları, 3 farklı üretim yöntemi ile üretilen metal altyapıların seramik bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında; döküm (Wirobond 280), SLE ve

frezeleme yöntemini kullanmışlardır. Elde ettikleri veriler sonucunda üretim yöntemine göre metal seramik bağlanma dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır (6).

Bizim çalışmamızda da, termal yaşlandırma uygulanmamış döküm, SLE ve Ceramill Sintron yumuşak metal bloğun kullanıldığı frezeleme teknikleriyle üretilen metal altyapıların seramik bağlanma dayanımı arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak, YMF-C grubu diğer deney gruplarıyla karşılaştırıldığında bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür (Tablo 4.3). Bu nedenle, çalışmamızda farklı üretim tekniklerinin bağlanma dayanımı üzerinde etkisi olmuştur. Bu etki, frezeleme tekniğinde farklı bir marka yumuşak metal bloğun (CASTCO) kullanılmasından kaynaklanmış olabilir. Ayrıca, termal yaşlandırmaya bakılmaksızın, üretim tekniklerinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi de anlamlı bulunmuştur (Tablo 4.1). Termal yaşlandırma, üretim tekniklerinin (frezeleme tekniğinin) başarısını etkilemiştir.

Ahmadzadeh ve Ghanavati yaptıkları çalışmada, döküm (Verabond) ve YMF (Ceramill Sintron) yöntemlerini kullanarak elde ettikleri metal altyapıların üzerine uygulanmış 2 farklı marka seramiğin (Vita VM13 ve VITA VMK Master) bağlanma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Elde ettikleri sonuçlara göre YMF grubunun döküm grubuna göre bağlanma dayanımı biraz daha az bulunmuştur (MPa Döküm: VMK Master, 35.81 ± 3.5 ; Vita VM13, 44.35 ± 7.96 ve MPa YMF-S: VMK Master, 29.75 ± 3.25 ; Vita VM13: 39.33 ± 4.43) (185).

Bizim çalışmamızda da, YMF yöntemiyle üretilen metal altyapıların bağlanma dayanımı döküm tekniğiyle üretilenlere göre düşük bulunmuştur (Şekil 4.2).

Farzin ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ise, döküm (4-all) ve YMF (Ceramill Sintron) tekniğiyle üretilmiş silindir şeklindeki metal altyapıların seramik bağlanma dayanımları üzerinde çoklu fırınlamanın etkisini araştırmışlardır. Yapılan makaslama testi sonuçlarına göre, çoklu fırınlamanın bağlanma dayanımı üzerinde etkisi bulunmazken; YMF grubunun bağlanma dayanımı döküm grubuna göre daha yüksek bulunmuştur (186).

Farzin ve arkadaşlarının çalışmasında; bağlanma dayanımını ölçmek için makaslama testinin kullanılması, üretilen deney örneklerinin geometrisinin farklı olması ve döküm için farklı bir marka metal alaşımı kullanılması sebebiyle bizim çalışmamızdan farklı sonuçlar elde edilmiş olabilir.

Barazanchi ve arkadaşlarının çalışmasında, lazer sinterleme (LS) (3D Yazıcı) ve YMF (Ceramill Sintron) yöntemleriyle üretilmiş metal altyapıların dört nokta eğme testi kullanılarak seramik bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, LS grubunun bağlanma dayanımı istatistiksel olarak YMF grubuna göre daha yüksek bulunmuştur (187).

Bizim çalışmamızda SLE grubu YMF-S grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesine rağmen, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Şekil 4.2) (Tablo 4.3). Çalışmamızda, Barazanchi ve arkadaşlarının çalışmasındakinden farklı bir lazer sinterleme tekniği (SLE) ve farklı bir bağlanma dayanımı testi (üç nokta eğme testi) kullanılmasından dolayı farklı sonuçlar elde edilmiş olabilir.

Daou ve arkadaşları, döküm yöntemiyle (Wirobond 99, Ni-Cr alaşım) ve YMF (Ceramill Sintron, Ceramill Zi) sistemi ile disk şeklinde üretilmiş altyapıların makaslama testi kullanılarak seramik ile bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmada numunelerin yarısı 500 devirlik termal döngüye maruz bırakılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre YMF gruplarının bağlanma dayanımları döküm grubuna göre daha yüksek bulunmuştur (16).

Bizim çalışmamızda ise, 6000 devirlik termal yaşlandırma uygulanmış YMF gruplarının bağlanma dayanımları döküm grubuna göre daha düşüktür (Şekil 4.2). Daou ve arkadaşlarının sonuçlarıyla örtüşmemesinin sebepleri; termal döngü sayısının farklı olması, döküm tekniğinde Ni-Cr içerikli bir metalin kullanılması, numunelerin disk şeklinde üretilmesi ve makaslama testinin kullanılması olabilir.

Antanasova ve arkadaşları, termomekanik yaşlandırma (6000 termal döngü, 10^5 mekanik döngü) uyguladıkları döküm, SLE ve frezeleme teknikleriyle ürettikleri Co-Cr içerikli metal altyapıların seramik bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (5).

Bizim çalışmamızda da termal yaşlandırma uygulanmış döküm ve SLE gruplarının metal-seramik bağlanma dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir (Tablo 4.3).

Kaleli ve Saraç'ın çalışmasında ise, 4 farklı teknikle üretilen metal altyapıların seramik bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Bu yöntemler döküm, frezeleme, direk metal lazer sinterleme (DMLS) ve direk toz yatağında üretim sistemidir. Tüm numunelere 500 devirlik termal yaşlandırma uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre döküm ve direk toz yatağında üretim sistemi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur; ancak diğer gruplar arasında anlamlı fark bulamamışlardır (148) .

Kaleli ve arkadaşlarının çalışmasında kullanılan lazer sinterleme sisteminin ve termal döngü sayısının bizim çalışmamızdan farklılık göstermesi sebebiyle sonuçlar benzerlik göstermemiş olabilir.

Stawarczyk ve arkadaşlarının çalışmasında, 3 farklı üretim yöntemi (döküm, YMF-Ceramill Sintron ve lazer sinterleme) ile elde edilen metal altyapıların 5000 devirlik termal yaşlandırma sonrası 3 farklı marka seramik ile bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Elde ettikleri veriler sonucunda, Vita VM13 ve Reflex markaların kullanıldığı gruplarda üretim yöntemine göre metal-seramik bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark bulunmazken, Creation kullanıldığı grupta YMF sistemi daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir (17).

Bizim çalışmamızda ise, termal yaşlandırma uygulanmış SLE grubunun YMF-S grubuyla bağlanma dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken; YMF-C grubuyla arasında anlamlı bir fark vardı (Tablo 4.3). YMF-C grubundaki bu farklılığın sebebi, kullanılan farklı marka yumuşak metalden (CASTCO) kaynaklanabilir. Ayrıca, Stawarczyk ve arkadaşlarının çalışmasında kullanılan farklı marka porselenler bağlanma dayanımı üzerinde etkili olmuştur. Bizim çalışmamızda ise tek marka porselen (Ceramco) kullanılmıştır.

Juntave ve Oeng'in yaptıkları çalışmada, YMF-S, sert metal frezeleme (SMF) ve Co-Cr (Remanium) ile Ni-Cr (4-all) içerikli iki farklı metal alaşımdan döküm yöntemiyle metal altyapılar elde etmişlerdir. Tüm numuneler 500 devirlik termal döngüye maruz bırakılmıştır. Numunelere yapılan makaslama testinin sonuçlarına göre YMF tekniğiyle

üretile metal altyapıların bağlanma dayanımı diğer gruplara göre yüksek bulunmuştur (190).

Juntave ve Oeng'in bizim çalışmamızdan farklı bir sonuç bulması; farklı marka ve içerikte döküm alaşımı kullanmaları, daha düşük döngüde termal yaşlandırma uygulamaları ve bağlanma dayanımının ölçülmesinde makaslama testi kullanmaları sebebiyle olabilir.

Mohammadi ve arkadaşlarının çalışmasında da, YMF (Ceramill Sintron) ve Co-Cr (Wirobond sg) ve Ni-Cr (Supremcast V) içerikli iki farklı metal alaşımdan döküm yöntemiyle metal altyapılar elde etmişlerdir. Tüm numunelerin üzerine bonding ajan ve porselen (Creation CC) uygulanmış ve ardından 5000 devirlik termal döngüye maruz bırakılmışlardır. Numunelere yapılan üç nokta eğme testinin sonuçlarına göre, YMF tekniğiyle üretilen metal altyapıların bağlanma dayanımı diğer gruplara göre yüksek bulunmuştur (YMF-S: 24.58 ± 5.16 MPa, Ni-Cr: 21.13 ± 6.34 MPa Co-Cr: 20.98 ± 4.84 MPa) (188).

Mohammadi ve arkadaşlarının çalışmasında kullanılan parametreler bizim çalışmamıza benzer olmakla birlikte, döküm için farklı marka ve içerikte metal alaşım ve porselen kullanmaları, porselen uygulaması öncesi bonding ajan uygulanması, instron cihazının kırma hızının farklı olması (1 mm/dk.) nedeniyle çalışmamızdan farklı değerler elde etmiş olabilirler.

Metal seramik bağlanma dayanımını değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmalarda, mekanik testler öncesinde numunelerin ağız kavitesindeki koşullarını taklit edebilmek için termal ve/veya mekanik (statik ve dinamik) döngü prosedürleri gibi çeşitli yorgunluk testlerinin uygulanması önerilmektedir (163,191,192). Termomekanik etkinin metal seramik bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştıran çeşitli çalışmalar mevcuttur.

Yoldan ve arkadaşları, döküm (KERA® C), frezeleme (Magnum Lusens) ve 2 farklı lazer sinterleme cihazı (EOS Laser-Concept Laser) ve metal tozu (EOS- Remanium® Star CL) kullanılarak elde edilen metal altyapıların seramik bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında örneklerin yarısına termal yaşlandırma uygulamışlardır. Elde edilen sonuçlara göre, frezeleme grubunun bağlanma dayanımı değerleri diğer gruplara göre daha yüksek bulunurken, grupların termal yaşlandırma uygulanan ve

uygulanmayan numunelerinin bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir (184).

Bizim çalışmamızda ise, en az bir grubun termal yaşlandırmadan etkilendiği görülmüştür ($p=,005$). Aynı metal altyapı üretim tekniğinin kullanıldığı deney grupları arasında, termal yaşlandırmanın bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi Bağımsız Örneklemeler için t-testi kullanılarak değerlendirilmiştir. Testin sonucunda, YMF-C grubu hariç; döküm, SLE ve YMF-S gruplarında termal yaşlandırmanın metal-seramik bağlanma dayanımı üzerinde etkisi bulunamamıştır. YMF-C grubunda ise, termal döngü bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşürmüştür ($p<,001$).

Ayrıca çalışmamızdan farklı olarak, Yoldan ve arkadaşlarının çalışmasında frezeleme tekniğinde sert metal bloğun kullanılması, en yüksek bağlanma dayanımının frezeleme grubunda görülmesini sağlamış olabilir.

Antanasova ve arkadaşlarının çalışmasında, termomekanik döngünün döküm, SLE (Remanium Star CL) ve frezeleme teknikleriyle üretilen kobalt-krom ve titanyum içerikli metal altyapıların porselen ile bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, termomekanik etki titanyum içerikli tüm metal altyapıların porselen bağlanma dayanımını anlamlı derecede düşürürken, döngüye maruz kalan Co-Cr içerikli deney grupları üzerinde etkili olmamıştır (5).

Antanasova ve arkadaşlarının, SLE grubunda kullanılan Co-Cr içerikli metal alaşım tozu (Remanium Star CL) çalışmamızda kullanılan metal tozuyla aynıdır. Bizim çalışmamızda da termal yaşlandırmanın, SLE grubunun bağlanma dayanımı değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi olmamıştır ($p=,449$).

Vojdani ve arkadaşları, termal ve mekanik yaşlandırmanın, döküm yöntemiyle elde edilen nikel-krom (Ni-Cr) ve kobalt-krom (Co-Cr) içerikli metal altyapıların seramiğe bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Elde edilen verilere göre, termomekanik yaşlandırmanın, çalışmada kullanılan temel metal alaşımlarının seramiğe bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisi olmamıştır (193).

De Vasconcellos ve arkadaşları, opak tabakasının fırınlanma sıcaklığı ve termomekanik yaşlandırma prosedürünün döküm yöntemi ile üretilen Co-Cr içerikli (Wirobond C) metal

altyapıların seramikle bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Tüm numunelere üç nokta eğme testi uygulanmıştır. Elde edilen verilere göre, opak tabakasındaki fırınlama sıcaklığındaki artış bağlanma dayanımını arttırırken, termomekanik yaşlandırmanın bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etki yaratmadığını ifade etmişlerdir (194).

Bizim çalışmamızda da, termal yaşlandırmanın döküm grubundaki (Wirobond C) metal-seramik bağlanma dayanımı değerlerinin üzerinde etkisi olmamıştır ($p=,542$).

Al-Sa'ady ve arkadaşları, Ceramill Sintron yumuşak metalinin kullanıldığı frezeleme tekniğiyle üretilen metal altyapıların farklı marka seramiklerle olan bağlanma dayanımlarını ve marjinal uyumlarını araştırmışlardır. Örneklerin yarısına termal yaşlandırma uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre termal yaşlandırmanın bağlanma dayanımı üzerinde etkisi bulunmamıştır (195).

Krug ve arkadaşları, döküm (Girobond NB) ve yumuşak (Ceramill Sintron) metal bloktan frezeleme yöntemiyle üretilen dental köprünün kırılma davranışını inceledikleri bir çalışmada numunelerin yarısı termomekanik olarak yaşlandırılmıştır. Çalışmanın sonucunda termomekanik döngünün bağlanma dayanımı üzerinde etkisi bulunmamıştır (12).

Bizim çalışmamızda da, termal yaşlandırmanın YMF-S (Ceramill Sintron) grubunun bağlanma dayanımı üzerinde etkisi anlamlı bulunmamıştır ($p=,103$).

Metal seramik bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmaların çoğunda ISO 9693 standartlarına uygun olarak numuneler üretilmiştir. Çalışmamızdaki numunelerin üretimi de, ISO 9603 standardına uygun şekilde gerçekleştirilmiştir.

ISO 9693:2012 standartlarına göre numunelere yapılmış üç-nokta eğme testinin klinik olarak kabul edilebilir sınırı 25 MPa'dır (27). Bizim çalışmamızda termal yaşlandırma uygulanmış olan YMF-C grubu hariç (19.94 MPa), diğer tüm gruplarda metal-seramik bağlanma dayanımı 25 MPa üzerinde bulunmuştur (Şekil 4.2).

Metal-seramik bağlantısında en önemli role sahip olan kimyasal bağlantıda, oksit tabakasının yapısı ve kimyasal bileşiminde alaşımlardaki Si konsantrasyonunun etkili

olduğu düşünülmektedir. Yamanaka ve arkadaşlarının çalışmasında, Co-Cr içerikli metal alaşımlara yapılan Si ilavesinin, Co içeren oksitlerin oluşumunu engellediği ve esas olarak Cr_2O_3 'ten oluşan tek tip oksit filmlerini stabilize ettiği sonucuna ulaşılmıştır (158). Bu sebeple, silisyumun metal-seramik bağlantısıyla ilişkisini değerlendirmek ve kırık modu analizi amacıyla “Kırık Yüzeyin Porselen Bağlantısı (Area Fraction Adherence of Porcelain) (AFAP)” adında bir formül kullanılarak çeşitli çalışmalar yapılmıştır (6,20,156,196,197).

Yan ve arkadaşların yaptıkları çalışmada, ısıtıl işlemin SLE tekniğiyle üretilen Co-Cr içerikli metal altyapıların seramikle bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Çalışmada, farklı sıcaklıklarda ısıtıl işlem görmüş (880 ve 1100°C) ve ısıtıl işlem görmemiş SLE grupları (Solibond C PLUS) ve döküm grubuna (Solibond C PLUS) üç nokta eğme testi uygulanmıştır ve SEM-EDX analiziyle AFAP değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, 4 grubun bağlanma dayanımları arasında istatistiksel bir fark görülmemiştir. Ancak, SLE gruplarının AFAP değerleri döküm grubuna göre yüksek bulunmuştur. Grupların bağlanma dayanımları ile AFAP değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (196).

Xiang ve arkadaşları, döküm (Wirobond C) ve SLE (Wirobond C+) teknikleriyle üretilen metal altyapıların seramikle bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Her gruptan 6 numunenin SEM-EDX analiziyle Si içeriği ölçülerek AFAP değerleri belirlenmiştir. Grupların bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark görülmezken; SLE grubu, döküm grubundan önemli ölçüde daha yüksek bir AFAP değeri sergilemiştir. Grupların bağlanma dayanımları ile AFAP değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır (156).

Ren ve arkadaşlarının çoklu fırınlamanın SLE ile üretilen metal altyapıların seramikle bağlanma kuvveti üzerindeki etkisini araştırdıkları bir çalışmada, döküm (Wirobond C) ve 3 SLE grubu (Wirobond C+) (3, 5 ve 7 kez fırınlandıktan sonra) kullanılmıştır. Tüm gruplara 3 nokta eğme testi uygulanmıştır ve SEM-EDX analiziyle AFAP değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, grupların bağlanma dayanımları arasında istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte, SLE grubunun AFAP değerleri (özellikle 5 veya 7 kez fırınlanan gruplar), geleneksel döküm grubundan daha yüksek

bulunmuştur. Bu sonuçlara göre, bağlanma dayanımı ile AFAP değerleri arasında tam bir korelasyon görülmemiştir (20).

Bizim çalışmamızda da, grupların bağlanma dayanımı ile AFAP değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p=,064$) ve aralarındaki ilişki pozitif yönde zayıf olarak değerlendirilmiştir (Şekil 4.3). Yukarıdaki çalışmaların aksine çalışmamızda, en yüksek AFAP değeri döküm grubunda, en düşük değer ise SLE grubunda bulunmuştur (Tablo 4.4). Bunun sebebi yukarıdaki çalışmalarda çalışmamızdan farklı olarak, döküm ve SLE gruplarında kullanılan metal alaşımın markası ve içeriğinin birebir aynı olması ya da farklı bir lazer sinterleme cihazı kullanmaları (Yan ve ark, M100-EOS; Xiang ve ark, Medifactory-System-Bego) olabilir.

Li ve arkadaşlarının çalışmaları sonucunda, döküm (Wirobond 280), SLE (Wirobond C+) ve frezeleme (ET-02) gruplarının bağlanma dayanımı arasında anlamlı bir fark görülmezken; SLE ve frezeleme gruplarının AFAP değerleri, döküm grubundan daha yüksek bulunmuştur (6).

AFAP değerleri hesaplanırken, oksitlenme sonrası numune yüzeyinin ortasındaki Si yüzdesinin ölçülmesi ilk adımdır. Ancak, AFAP ile ilgili çalışmaların çoğu, bu ölçüm yapılırken oksidasyondan sonra kumlama adımının gerçekleştirilip gerçekleştirilmediği hakkında net bilgi vermemektedir. Çalışmamızda, oksidasyon ve kumlama işlemi yapıldıktan sonra ölçümler yapılmıştır (134,156,196,198). Li ve ark. ile Ren ve arkadaşlarının sonuçlarının bizim çalışmamızdan farklı olmasında; kumlama sonrası ölçüm yapmamız etkili olmuş olabilir. Ayrıca, Li ve arkadaşlarının frezelemede sert metal blok kullanmaları, çalışmamızdakinden farklı bir marka döküm bilye ve SLE metal tozu tercih etmeleri de sonucu etkilemiş olabilir.

Birçok çalışmada üç nokta eğme testi sonrası, numunelerin kırık tipinin belirlenmesinde mikroskoplar kullanılmıştır (4,17,20,148,149,156,184,199).

Han ve arkadaşları çalışmalarında, kırık modu analizi için optik mikroskop kullanmış ve kırık modunu; kırma testi sonrası metal altyapıda kalan porselen oranı %20' den daha az ise adeziv kırık, %80' den fazla ise koheziv kırık, %20' den daha fazla %80' den daha az ise kombine kırık olarak adlandırmışlardır (149).

Kaleli ve Saraç da yaptıkları çalışmada kırık modunu incelemek için stereomikroskop kullanmışlardır ve kırma testi sonrası metal yüzeyinde kalan seramik miktarı %50' den fazla ise koheziv kırık olarak adlandırmışlardır (148).

Bizim çalışmamızda, numunelerin kırık metal yüzeyi $\times 10$ 'luk büyütme altında stereomikroskop ile incelenmiştir. Kırık metal yüzeyinde kalan opak ya da seramik tabaka %50 den fazlaysa koheziv ayrılma olarak değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonucunda, döküm grubunda koheziv, SLE grubunda adeziv, YMF-C grubunda daha çok karışık ve YMF-S grubunda koheziv ve karışık kırık tipi eşit sayıda görülmüştür (Tablo 4.5 ve Tablo 4.6).

Stereomikroskop ile kırık metal yüzeylerinin incelenmesi sübjektif bir değerlendirme olduğundan kesin sonuçlar vermeyebilir. Daha objektif sonuçlar elde etmek amacıyla, kırık tipini SEM-EDX analizleriyle değerlendiren çeşitli çalışmalar mevcuttur. (13,20,149,156,196,199,200). Kırık metal yüzeyinin SEM görüntüsündeki açık gri alanlar (zayıf elektriksel iletkenliği nedeniyle açık gri), kalan opak porselenini; koyu gri alanlar ise (daha yüksek iletkenliği nedeniyle koyu gri), metal yüzeyini temsil etmektedir (156). Ayrıca, çalışmalarda EDX analizlerinde; beyaz alanların esas olarak O, Si, Al ve K (seramik) gibi elementlerden, siyah alanların ise esas olarak Co ve Cr' dan (metal) oluştuğu görülmüştür (13,149).

Ren ve arkadaşlarının çalışmasında, döküm ve SLE gruplarının (3, 5 ve 7 kez fırınlanan) üç nokta eğme testi sonrası, kırık modu analizi yapılmıştır. Kırık tipi, SEM-EDX analiziyle belirlenmiştir. SEM ($\times 1000$ büyütme) görüntülerine yapılan EDX analizi sonucunda, açık gri alanların opak porselenini (Al, Si) ve koyu gri alanların ise (Co, Cr) metal altyapıyı temsil ettiği görülmüştür. Bu sonuçlara göre, SLE kırık yüzeylerinde daha fazla porselen gözlenmiştir. Benzer şekilde AFAP değerleri, SLE grubunda döküm grubundan daha yüksek bulunmuştur (20).

Zhou ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, döküm (Wirobond 280) ve SLE (Wirobond C+) teknikleriyle üretilen metal altyapıların mikro yapıları ve metal-seramik bağ özellikleri araştırılmıştır. Bağlanma dayanımını değerlendirmek için, tüm numunelere üç nokta eğme testi uygulanmıştır. Test sonrası numunelerin kırık tipi, çıplak gözle ve SEM-EDX analiziyle değerlendirilmiştir. Ayrıca, kırık metal yüzeyindeki seramik kalıntısının

miktarını ölçmek için, SEM-EDX analiziyle AFAP değerleri hesaplanmıştır. Kırık metal yüzeyine yapılan SEM-EDX analizi sonucuna göre, döküm grubunda, SLE grubundan daha fazla seramik kalıntısı görülmüştür. AFAP değerleri karşılaştırıldığında da, döküm grubunun değerleri SLE grubundan daha yüksek bulunmuştur (197) .

Bizim çalışmamızda da, kırık metal yüzeyleri SEM-EDX analiziyle değerlendirilerek, kırık tipi doğrulanmıştır. Açık gri renklerin fazla olduğu SEM görüntülerinde Si oranı yüksek bulunduğu seramik kalıntısı, koyu gri alanların fazla olduğu görüntülerdeyse Co-Cr oranları yüksek bulunduğu metal yüzeyi olarak yorumlanmıştır (Tablo 4.14 ve Şekil 4.18). Döküm grubundaki numunelerin SEM görüntüleri daha açık renkte, SLE grubundakilerin görüntüleri ise daha koyu renktedir (Şekil 4.12). Bu sonuçlara göre, döküm grubunun kırık yüzeylerinde daha fazla porselen gözlenmiştir (Tablo 4.14). Benzer şekilde, döküm grubunun AFAP değerleri, SLE grubundan daha yüksek bulunmuştur (Tablo 4.4).

Ayrıca çalışmamızda, tüm numunelerin kırık seramik yüzeylerinin fotoğrafları çekilip değerlendirilmiştir ve kırık modu analizi doğrulanmıştır. Renk, herkese göre farklı algılandığından, rengi rakamlarla ifade eden CIELAB sistemi kullanılmıştır. Kırık seramik yüzeylerin, L^*a^*b değerleri belirlenerek E değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, E değeri ne kadar küçükse kırık seramik yüzeyin rengi de o kadar koyudur. E değerleri yükseldikçe, kırık seramik yüzeyindeki metal ya da oksit kalıntılarının azaldığı görülmüştür. Bu sebeple E değerinin yüksek olması koheziv kırılma (seramik-seramik), düşük olması ise adeziv kırılma (metal-seramik) ile ilişkilendirilmiştir. Bizim çalışmamızda en yüksek E değeri döküm grubunda gözlemlenirken, en düşük değer SLE grubunda görülmüştür (Şekil 4.5).

Çalışmamızdaki E ve AFAP değerleri arasında anlamlı bir korelasyon bulunmuştur (Şekil 4.7). Tüm bu sonuçlar; E ve AFAP değerlerinin kırık metal yüzeyinde kalan seramik miktarı hakkında bilgi verdiğini, bu değerlerin kırık tipinin belirlenmesinde yardımcı olabileceğini ve birbirlerinin yerine kullanılabileceğini göstermiştir.

Metal ile seramik arasındaki bağlantıyı sağlayan temel mekanizma kimyasal bağlanmadır. Bu bağ metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasının, opak seramik tabakasına difüze olmasıyla meydana gelmektedir (32,38,52). Metal oksit oluşumunun; alaşımın

türüne, yüzey bitim işlemlerine ve oksidasyon işleminin süresine bağlı olarak değiştiği belirtilmiştir (201). Oksit tabakasının çok ince ya da aşırı kalın olması fonksiyonel kuvvetler esnasında kırılmasına neden olacaktır (1,13,202,203). Bu sebeple çalışmamızda kullanılan farklı marka metal alaşımların ideal oksit kalınlığını sağlayabilmek için, üretici firmaların önerdiği ısı işlemler uygulanmıştır.

Metal-seramik bağlantısında mikro mekanik kitlenmenin kimyasal bağlantıya katkısı büyüktür (32,38,52). Farklı partikül büyüklüğüne sahip Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, hava basıncı ile aşındırma işleminde en sık kullanılan yöntemdir (204).

Literatürü taradığımızda, bizimle aynı marka metal alaşımların kullanıldığı çalışmalarda 110 μm çapında Al_2O_3 partikülleri tercih edildiğinden, bizim tercihimiz de o yönde olmuştur (3,5,13,16,186,187,190,199,205,206). Yüzey özelliklerinin standardize etmek amacıyla, basit bir düzeneğe yararlanılarak (1 cm uzaklıkta, 45° açıyla) tüm numuneler 2 atm basınç altında kumlama işlemine tabi tutulmuştur (6,13). Bu şekilde değişik yüzey işlemlerinin yaratacağı varyasyonlardan kaçınılarak, farklı üretim tekniklerinin ve termal döngünün bağlanma dayanımı üzerindeki mutlak etkisini araştırmak hedeflenmiştir.

Wang ve arkadaşlarının çalışmasında; döküm (Wirobond 280), frezeleme (GIALLOY CB) ve SLE (Remanium Star CL) gruplarının oksidasyon işleminden sonra yüzeyleri SEM ($\times 500$ büyütme) ile görüntülenerek değerlendirilmiştir. Döküm grubu gözenekli ve düzenliyen, frezeleme ve SLE grupları kompakt ve düzensiz bulunmuştur. Metal-seramik arayüzler, gözenek ve çatlaklar olmaksızın frezeleme ve SLE gruplarında yakından birleşirken; döküm grubunun arayüzünde bir kabarcık görülmüştür (13).

Li ve arkadaşlarının çalışmalarında; döküm (Wirobond 280) , frezeleme (ET-02) ve SLE (Wirobond C+) yöntemiyle elde ettikleri metal altyapıların yüzey morfolojisini SEM/EDX kullanarak değerlendirmişlerdir. Tüm grupların kumlama ve ısı işlem uygulamaları sonrası benzer yüzey özelliklerine sahip olduğu görülmüştür. Metal altyapılara seramik uygulaması sonrası arayüz görüntülemelerinde, metal-seramik arasında iyi bir temas izlenirken; çatlak veya gözeneklere rastlanmamıştır (6).

Bizim çalışmamızda ise, kumlama ve ısı işlem sonrası SLE grubu diğer gruplara göre daha pürüzlü bir yüzey yapısına sahipken, YMF-C grubunda gözenekli ve boşluklu yapılar mevcuttu (Şekil 4.8 ve 4.9). Çalışmamızın sonucunda, SLE grubunun en yüksek,

YMF-C grubunun ise en düşük bağlanma dayanımı değerlerine sahip olması yüzey yapılarındaki farklılık sebebiyle olabilir (Şekil 4.1).

De Freitas ve arkadaşlarının çalışmasında, yumuşak metal blokların sinterleme davranışları incelenmiştir. 1200 °C' ye kadar sinterlenmiş bloklar, aynı tanecik boyutlarına sahipken; son sinterleme süresindeki artışının (60 dk ve 240 dk kıyaslandığında), taneciklerin büyüklüğünü ve kaynaşmayı arttırdığı görülmüştür (207).

YMF-C grubunun SEM görüntüsündeki, gözenekli ve kaynaşmamış yapıların nedeni, yumuşak metalin son sinterleme aşamasındaki süresinin yeterli olmadığı şeklinde yorumlanabilir.

Kumlama ve ısıtıl işlem sonrası Wang ve arkadaşlarının, farklı marka döküm alaşımı ve sert metal blok; Li ve arkadaşlarının farklı marka döküm alaşımı, SLE tozu ve sert metal blok kullanmaları nedeniyle çalışmamızdan farklı görüntüler elde etmiş olabilirler.

Li ve arkadaşları, ısıtıl işlem uygulaması sonrası, metal yüzeyinde O ve Cr içeriğinin oldukça fazla artmasının oksitlerin yüzeyde oluştuğuna işaret olduğunu belirtmişlerdir (6). Wu ve arkadaşları, Co-Cr alaşımları ile çoğunlukla krom oksitlerin (Cr_2O_3) seramik tabakasına göç ettiğini ve kimyasal bağlar oluşturduğunu bulmuşlardır (208). Cr_2O_3 'ün, matris ile oksijen arasındaki teması engellediği için alaşım matrisi üzerinde koruyucu bir etkiye sahip olduğu gösterilmiştir (209). Wylie ve arkadaşları, oksidasyon sonrası alaşımda krom içeriği %20' ye ulaştığında başarılı bir Cr_2O_3 tabakasının oluştuğunu belirtmişlerdir (210).

Bizim çalışmamızda da, ısıtıl işlem sonrası, tüm grupların metal yüzeyindeki O ve Cr içeriği artarken Co içeriği azalmıştır. Ayrıca, tüm gruplarda oksidasyon sonrası Cr içeriği %20'den fazla bulunmuştur (Tablo 4.9, 4.10, 4.11, 4.12). Bu nedenle çalışmamızda, metal yüzeyleri üzerinde ağırlıklı olarak krom oksitlerin oluştuğu ve ısıtıl işleminden sonra kimyasal bağlanmaya katıldığı düşünülmektedir.

Yapılan çalışmalar molibdenin, tanecik boyutu kontrolünde rol oynayan M_6C tipi karbürün oluşumunu desteklediğini göstermektedir (211–213). Çalışmamızdaki iki yumuşak metal grubu kıyaslandığında, YMF-S grubunda YMF-C grubundan farklı olarak Mo elementi görülmüştür (Tablo 4.11 ve 4.12). Bu farklılık, YMF-C metal altyapısını oluşturan taneciklerinin tam kaynaşmamış görüntüsünde etkili olmuş olabilir.

Metal ile seramiğin bağlanma arayüzündeki elementler genel olarak Co, Cr, Al, K, Si ve O'den oluşmaktadır (13,189,197). Zhou ve arkadaşlarının çalışmasında, metal-seramik bağlantısında oksit tabakasının elemental içeriğini incelediklerinde, en fazla Cr ve O elementine rastlanıldığı görülmüştür. Bu durum, oksit tabakasının ana kimyasal bileşiminin Cr_2O_3 olduğunu göstermiştir (197).

Bizim çalışmamızda tüm grupların metal-seramik arayüzlerinde, gözenek ve çatlaklar olmaksızın iyi bir temas görülmüştür. Metal ile seramiğin bağlanma arayüzüne yapılan EDX spot analizine göre; tüm gruplarda O ve Cr yüksek oranlarda bulunmuştur. Ayrıca Si oranı SLE hariç tüm gruplarda yüksek oranda görülmüştür (Tablo 4.13). Eğme testi sonrası, SLE grubunda adeziv kırık tipinin görülmesinin ve AFAP ile E değerlerinin düşük olmasının nedeni; diğer gruplara göre bağlanma arayüzünde Si oranının düşük, Co oranının yüksek olması olabilir.

Metal-seramik restorasyonlarda, metal altyapının dayanıklı olabilmesi için yeterli kalınlıkta olması çok önemlidir. Çoğu araştırmacı metal altyapı için optimum kalınlığı 0,5 mm olarak belirtmektedirler (33,55,214). Straussberg ve arkadaşları metal altyapı kalınlığının 0,5 mm'nin altında olması halinde çiğneme kuvvetleri karşısında dayanıklılığının azalacağını bildirmişlerdir (54). Araştırmamızda, metal altyapılar ISO 9693:2012 standardının belirtildiği gibi $0,5 \pm 0,05$ mm kalınlık aralığında üretilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan farklı marka metal alaşımların ısısal genleşme katsayısı birbirine benzerdir (Tablo 3.5, 3.6, 3.7 ve 3.8) ve üreticilerinin önerdiği genleşme katsayılarına uyumlu seramik markası (Ceramco3, Dentsply; Weybridge, United Kingdom) kullanılmıştır. Metal altyapılar üzerindeki seramiğin, ISO 9693:2012 standartlarına uygun şekilde 1,1 mm kalınlığında standart olarak şekillendirilebilmesi için önceden hazırlanan porselen şekillendirme kalıbı kullanılmıştır.

Kısıtlamalar:

Çalışmamızın kısıtlamaları şunlardır:

- Çalışmamızda in vitro deney yöntemini kullandığımız için, ağız içi koşulları tam olarak sağlamak ve klinik şartların bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini

incelemek mümkün olmamıştır. Bu çalışmanın, in vivo çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

- Ağız içi ortamının simüle edilmesi için çalışmamızda numunelerin yarısına termal yaşlandırma uygulanmıştır. Ancak, çalışmada kullanılan termal döngü cihazında yapay tükürük kullanılması önerilmediği için numuneler distile su içerisinde tutulmuştur. Yapay tükürüğün kullanımına imkân veren cihazlar, ağız içi ortamı daha çok yansıtacağından bağlanma testlerinin sonuçlarını değiştirebilir. Ayrıca, tekrarlayan çiğneme kuvvetlerini taklit eden mekanik yormanın da dâhil edildiği, metal-seramik bağlanma dayanımlarını değerlendiren ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Çalışmamızdaki metal altyapılar ISO 9693:2012 standartlarına göre metal şerit şeklinde üretilmiştir. Altyapılar gerçek dişlerin şekline benzer geometride üretilmediği için, tam olarak klinik koşulları yansıtacak sonuçlar elde edilememiş olabilir. Metal altyapıların kron şeklinde üretildiği deney gruplarının metal-seramik bağlanma dayanımının değerlendirildiği ileri çalışmalar yapılabilir.
- Çalışmamızda metal seramik bağlanma dayanımını değerlendirmek için, tek bir marka seramik kullanılmıştır. Seramiğin içeriği ve genleşme katsayısı metal seramik bağlanma dayanımını etkilemektedir. Bu nedenle, farklı marka seramiklerin bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin araştırıldığı ileri çalışmalar yapılabilir.
- Çalışmamızdaki opak seramik uygulaması, üretici firmanın talimatlarına göre iki aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir. Opak uygulaması öncesi metal yüzeyinde paste opak ya da bağlayıcı ajanın kullanılması, bağlanma dayanımı değerlerini ve kırık tipini etkileyebilir. Bu nedenle, farklı opak uygulamalarının değerlendirildiği ileri çalışmalar yapılabilir.
- Çalışmamızda metal-seramik arayüz incelemesinde EDX spot analizi yapılmıştır; ancak EDX ile çizgi analizinin yapılması daha uygundur. Çünkü bu analiz bağlanma bölgesindeki elementlerin içeriğine ek olarak, elementlerin metal ve seramik arasındaki difüzyon yönü, oksit tabakasının kalınlığı ve içeriği hakkında

da bilgi verir. Bu sayede arayüzeydeki elementler arası alışveriş ve etkileşim net bir şekilde izlenebilir.

- Çalışmamızda iki farklı marka yumuşak metal blok kullanılmıştır. Başka markalarda yumuşak metal bloklardan üretilen metal altyapıların bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği ileri çalışmalar yapılarak yumuşak metallerle ilgili daha fazla bilgiye ulaşılabilir.

Sonuç ve Öneriler:

Çalışmamızın başlangıcında oluşturduğumuz hipotezlerden yola çıkarak, kısıtlamalar dâhilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Termal yaşlandırma göz önüne alınmaksızın farklı üretim tekniklerinin metal-seramik bağlanma dayanımları üzerinde etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır. Bu sebeple ilk hipotez reddedilmiştir. Bağlanma dayanımı değerleri: $SLE > Döküm > YMF-S > YMF-C$ şeklinde sıralanmıştır (Şekil 4.1). Ancak, SLE ve döküm grubunun bağlanma dayanımları arasında anlamlı fark yoktur.

2. Termal yaşlandırma uygulamasının YMF-C grubu hariç, metal seramik bağlanma dayanımı üzerinde etkisi bulunmamıştır. YMF-C grubu etkilendiği için ikinci hipotez de reddedilmiştir.

a- Termal yaşlandırma uygulanmış grupların bağlanma dayanımı değerleri: $Döküm > SLE > YMF-S > YMF-C$ (Şekil 4.2),

b- Termal yaşlandırma uygulanmamış grupların bağlanma dayanımı değerleri: $SLE > Döküm > YMF-S > YMF-C$ (Şekil 4.2) şeklinde sıralanmıştır.

3. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının AFAP değerleri ile metal seramik bağlanma dayanımları arasında pozitif yönde zayıf bir ilişki bulunmuştur (Şekil 4.3). Bu nedenle üçüncü hipotez kabul edilmiştir.

4. Termal yaşlandırma uygulanmış kırık seramik yüzeylerinin E değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmuştur. Dördüncü hipotez reddedilmiştir. E değerleri yüksekte düşüğe göre: $Döküm > YMF-S > YMF-C > SLE$ şeklinde sıralanmıştır (Şekil 4.5).

5. Termal yaşlandırma uygulanmış deney gruplarının, AFAP değerleriyle kırık seramik yüzeylerinin E değerleri arasında pozitif yönde güçlü bir ilişki bulunmuştur. Bu nedenle, beşinci hipotez de reddedilmiştir.

6. Farklı üretim teknikleri kullanılarak üretilen metal altyapıların yüzey özellikleri ve metal-seramik arayüzlerinin elemental içerikleri açısından aralarında farklılık görüldüğü için bu hipotez de reddedilmiştir.

Kırık seramik yüzeyinin E değerlerinin hesaplanması kolay ve ekonomiktir. Bu sebeple, çalışmalarda kırık metal yüzeyinde kalan seramik oranının değerlendirilmesi için, AFAP yerine E değerleri tercih edilebilir.

Termal yaşlandırma uygulanmış YMF-C grubu hariç (19.94 MPa), tüm gruplardaki ortalama bağlanma değeri 25 MPa'ın üzerinde bulunmuştur. Ayrıca termal yaşlandırma uygulanmamış YMF-C grubunun ortalama bağlanma değeri, 25 MPa'ın üzerinde olmasına rağmen sınırdadır (25.36 MPa).

YMF-C grubunun diğer gruplara göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermesinin sebepleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- 1- Kumlama ve oksitleme sonrası, YMF-C grubunun elemental içeriği diğer gruplarla benzer olmasına rağmen, SEM görüntülerinde belirgin gözenekli ve boşluklu yapılar mevcuttu (Şekil 4.8 ve 4.9). Metal-seramik arayüz incelemesindeki görüntülemelerde de YMF-C grubunun metal altyapısı diğer gruplardan farklı olarak parçalı ve tam olarak kaynaşmamış görünümdeydi (Şekil 4.10). Bu durum, yumuşak metal bloğun frezelenmesi sonrası yapılan sinterizasyon işleminin yeterince başarılı olmadığı şeklinde yorumlanabilir. Yumuşak metalin son sinterleme aşamasındaki süresinin uzatılması, tanecikler arasında daha iyi bir kaynaşma sağlayabilir.
- 2- YMF-C grubunun içeriğinde, Ceramill Sintron metal bloğun aksine, molibdenin olmaması ya da eser miktarda bulunması sinterizasyon aşamasındaki tanecik büyüklüğünü ve kaynaşmayı etkilemiş olabilir. CASTCO yumuşak metalinin içeriğindeki molibden elementinin yüzdesinin artırılması, sinterizasyonun daha başarılı gerçekleşmesini sağlayabilir.

- 3- CASTCO yumuşak metalinin üretici firması, opak uygulaması öncesi bir bağlayıcı ajanının kullanılmasını önermektedir. Çalışmamızda ise standardizasyon sağlamak amacıyla, tüm gruplara aynı opak uygulaması yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda genellikle bağlayıcı ajanın, bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür (215–218). Yine de, çalışmamızda bağlayıcı ajan kullanılmaması, YMF-C grubunun bağlanma dayanımı değerlerini etkilemiş olabilir.
- 4- Çalışmamızda 5 yıllık klinik yaşlanmaya karşılık gelen 6000 devirlik termal döngü kullanılmıştır. Termal yaşlandırma uygulanmamış YMF-C grubu, sınırdaki kabul edilebilir bir bağlanma dayanımı gösterirken, bu değerin yaşlandırma sonrası 25 MPa'ın altında olduğu görülmüştür. Bu durum da klinikte, altyapısı YMF-C tekniğiyle üretilen restorasyonların, ileriye yönelik (5 yıllık) metal-seramik bağlantı başarısızlığı gösterebileceğine işaret etmektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, döküm yöntemi hala geçerliliği en yüksek üretim yöntemlerinden biridir. Ancak, daha standart ve hızlı altyapı elde etmek için, yerini bilgisayar destekli üretim sistemlerine bırakabilir. Her kliniğin kendi bünyesinde bir lazer sinterizasyon cihazı bulundurması oldukça maliyetli olacağından, frezeleme tekniği gündeme gelmiştir. Ayrıca, sert metal blokların dezavantajları, yumuşak metal blok ile giderilmeye çalışılmıştır. Her ne kadar çalışmamızın sonuçlarında, frezeleme gruplarından birinin bağlanma dayanımı değerleri düşük bulunmuş olsa da, bunun nedeni kullanılan yumuşak metal bloğun markasıdır. Ceramill Sintron yumuşak metal bloğunun kullanıldığı gruptaki bağlanma dayanım değerleri, ISO standardında belirtilen 25MPa'ın üzerindedir. Bu nedenle klinik kullanımda, diğer üretim tekniklerinin yerine yumuşak metalin kullanıldığı frezeleme tekniği tercih edilebilir. Çalışmamızdaki verilere göre, CASTCO yumuşak metalinin kullanıldığı grupta düşük bağlanma dayanımı gösterme nedenleri üretici firmaya iletilmiştir. Metal bloğun eksikleri değerlendirilerek, özellikleri iyileştirilebilir. İyileştirmeler yapıldıktan sonra, piyasadaki yumuşak metal bloklara göre daha ekonomik olduğu için tercih edilebilir ve YMF tekniğinin kullanımı ülkemizde yaygınlaşabilir.

6.KAYNAKÇA

1. Lombardo GHL, Nishioka RS, Souza ROA, Michida SMA, Kojima AN, Mesquita AMM, et al. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt-chromium. *J Prosthodont*. 2010;19(2):103–11.
2. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*. 2002;87(4):351–63.
3. Lee DH, Lee BJ, Kim SH, Lee KB. Shear bond strength of porcelain to a new millable alloy and a conventional castable alloy. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2015;113(4):329–35. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.09.016>
4. Lawaf S, Nasermostofi S, Afradeh M, Azizi A. Comparison of the bond strength of ceramics to Co-Cr alloys made by casting and selective laser melting. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(1):52–6.
5. Antanasova M, Kocjan A, Kovač J, Žužek B, Jevnikar P. Influence of thermo-mechanical cycling on porcelain bonding to cobalt–chromium and titanium dental alloys fabricated by casting, milling, and selective laser melting. *J Prosthodont Res*. 2018;62(2):184–94.
6. Li J, Chen C, Liao J, Liu L, Ye X, Lin S YJ. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 2017 Jul;118(1):69–75.
7. Rosenstiel SF, Land MF FJ. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. Londra: The C.C. Mosby Company; 2001. 609–42 p.
8. Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater* [Internet]. 2014;30(4):e79–88. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.01.008>

9. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations. 2006;137(September).
10. 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. *Dent Mater J*. 2009 Jan;28(1):44–56.
11. İşeri U, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast , machined and laser- sintered titanium. *Dent Mater J*. 2011;30(3):274–80.
12. Krug KP, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy. *Clin Oral Investig*. 2015;19(2):401–11.
13. Wang H, Feng Q, Li N, Xu S. Evaluation of metal-ceramic bond characteristics of three dental Co-Cr alloys prepared with different fabrication techniques. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016;116(6):916–23. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.06.002>
14. Xin XZ. Application of selective laser melting technique to oral medicine. *Chinese J Dent Mater Devices*. 2012;21:35–7.
15. Yadroitsev I, Bertrand P, Smurov I. Parametric analysis of the selective laser melting process. *Sci Direct*. 2007;253:8064–9.
16. Daou EE, Özcan M, Salameh P, Husain NAH, Salameh Z. Comparison of adhesion of a novel pre-sintered cobalt-chromium to pre-sintered zirconia and cast nickel-chromium. *J Contemp Dent Pract*. 2018;19(7):816–23.
17. Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, et al. A novel CAD/CAM base metal compared to conventional CoCrMo alloys: an in-vitro study of the long-term metal-ceramic bond strength. *Oral Health Dent Manag* [Internet]. 2014;13(2):446–52. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24984663>
18. Jang S-H, Lee D-H, Ha J-Y, Hanawa T, Kim K-H, Kwon T-Y. Preliminary Evaluation of Mechanical Properties of Co-Cr Alloys Fabricated by Three New Manufacturing Processes. *Int J Prosthodont*. 2015;28(4):396–8.
19. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;112(6):1432–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.002>

20. Ren XW, Zeng L, Wei ZM, Xin XZ, Wei B. Effects of multiple firings on metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2016;115(1):109–14. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.03.023>
21. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1984;51(3):338–42. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022391384902178>
22. Anderson RJ, Janes GR, Sabella LR, Morris HF, Participants of DVA Cooperative Study No. 147. Comparison of the performance on prosthodontic criteria of several alternative alloys used for fixed crown and partial denture restorations: Department of Veterans Affairs Cooperative Studies Project 147. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1993;69(1):1–8. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002239139390230L>
23. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Impl Res*. 2004;15:625–42.
24. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GWJ. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 1990 Jan;63(1):21–5.
25. Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, Sperner F, Schaefer A. Bond strength of metal-ceramic systems in three-point flexure bond test. *J Appl Biomater*. 1995;6(1):55–64.
26. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1996 Jun;75(6):602–8. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391396902449>
27. International Organization for Standardization ISO 9693 Metal Ceramic Dental Restorative Systems. 3rd ed. İsviçre; 2012 p. 1–10.
28. Ozcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2003;30(3):265–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12588498>
29. Tylman SD. Theory and Practice of Crown and Bridge Prosthodontics [Internet]. C.V. Mosby; 1965. Available from:

<https://books.google.sh/books?id=cW4wAAAAIAAJ>

30. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ, Goldstein G, et al. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. J Prosthet Dent. 2017;117(5):e1–105.
31. Maloney WJ, Maloney MP. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. J Mass Dent Soc [Internet]. 2009;58(2):28–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19774867>
32. Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. 2013.
33. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramic, Volume I: the Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use. Vol. 1. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1979.
34. Jones DW. Development of Dental Ceramics - an Historical-Perspective. Dent Clin North Am. 1985;29(4):621–44.
35. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics, Vol 2: Bridge Design & Lab Procedures in Dental Ceramics. Vol. 2, Quintessence Publishing Co, Inc. Berlin: Quintessence Publishing Co.; 1980.
36. Yılmaz HY. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. In Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi; 1996. p. 2–15.
37. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. 2nd ed. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2011.
38. Naylor WP, King AH. Introduction to Metal-Ceramic Technology. 12th ed. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc; 2009.
39. O'Brien WJ. Dental materials and their selection [Internet]. 4th ed. Canada: Quintessence Pub. Co; 2008. Available from: http://www.dentalbooks.bg/PDF/dental_material.pdf
40. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: A review. J Prosthodont. 2009;18(2):188–94.
41. Alp A. Çeşitli Metal Alaşımlarının Biyolojik Ortamda İyon Salınımlarının Değerlendirilmesi Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2003.
42. Lehner C, Schärer P. All-ceramic crowns. Curr Opin Dent. 1992;42–5.
43. Gosavi S, Gosavi S, Alla R. Titanium: A miracle metal in dentistry. Trends

- Biomater Artif Organs. 2013;27(1):42–6.
44. Bezzon OL, de Mattos MG, Ribeiro RF, Rollo JM. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *J Prosthet Dent*. 1998;80(5):570–4.
 45. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. St. Louis : Mosby; 2002. 584–587 p.
 46. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd ed. Learning. USA: Quintessence Publishing Co; 1997.
 47. Yamamoto M. Metal-Ceramics : principles and methods of Makoto Yamamoto. Chicago: Quintessence; 1985.
 48. Skinner EW, Phillips RW. Skinner’s science of dental materials 8 Ed. 1982;646. Available from: <https://books.google.com/books?id=fwpqAAAAMAAJ&pgis=1>
 49. Can G, Ersoy EA, Aksu LM. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Yurtmim Yayıncılık; 2014.
 50. Butel EM, Campbell JC, DiFiore PM. Crown margin design: A dental school survey. *J Prosthet Dent*. 1991;65(2):303–5.
 51. McCabe JF, Anderson JN. Anderson’s applied dental materials. 6., editor. Londra: Blackwell Scientific Publications; 1985.
 52. Sakaguchi R, Powers J. Craig’s Restorative Dental Materials. 13 th. ABD: Elsevier Inc.; 2012. 200–252 p.
 53. Ucar Y, Aksahin Z, Kurtoglu C. Metal ceramic bond after multiple castings of base metal alloy. *J Prosthet Dent*. 2009 Sep;102(3):165–71.
 54. Straussberg G, Katz G, Kuwata M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *J Prosthet Dent*. 1966;16(5):928–36.
 55. Silver M, Klein G HM. An evaluation and comparison of porcelains fused to cast metals. *J Prosthet Dent*. 1960;(10):1055–64.
 56. Isaacson G, Isaacson D. Ceramo-metal fixed partial dentures (part I). *Compend Contin Educ Dent* [Internet]. 2(2):98–107. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7039962>
 57. Asgar K. Casting Metals In Dentistry : Past - Present - Future. *Adv Dent Res*. 1988;2(1):33–43.
 58. Anusavice K. Phillip’s science of dental materials. 12th ed. W.B. Saunders, Philadelphia; 2003. 655–719 p.

59. Wohlers T, Report W. Rapid prototyping and tooling, State of the Industry. Wohlers Associates; 2002.
60. Jedynekiewicz NM, Martin N. CEREC: science, research, and clinical application. *Compend Contin Educ Dent* [Internet]. 2001 Jun [cited 2019 Dec 1];22(6 Suppl):7–13. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11913288>
61. Liu P-R, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* [Internet]. 2008 Oct;29(8):482, 484, 486-8 passim. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18935787>
62. Moörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 2006 Sep;137:7S-13S. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002817714652995>
63. Ucar Y, Akova T, Akyil S, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique : Laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent* [Internet]. 102(4):253–9. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60165-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60165-7)
64. Ashby M, Johnson K. Materials and Design. In: *Materials and Design*. 1 st. London: Elsevier; 2002. p. 256–25.
65. Ersu B, Doç Y, Yüzügüllü B, Canay PŞ. Sabit Restorasyonlarda CAD / CAM Uygulamaları Cad / cam Applications in Fixed Restorations. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*. 2008;32(2):58–72.
66. Uzun G. An Overview of Dental CAD/CAM Systems. *Biotechnol Biotechnol Equip*. 2008 Jan;22(1):530–5.
67. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol*. 2006;29(3):317–35.
68. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry : a review. 2009;3(January):216–25.
69. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012;28(1):3–12.
70. Willer J, Rossbach A, Willer J. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system Jürgen. *J Prosthet Dent*. 1998;80(3):346–53.
71. Witkowski S. (CAD-)/CAM in Dental Technology. *Quintessence Dent Technol*. 2005;28:169–84.
72. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM--fillings of the future? *Int*

- Dent J. 1997 Oct;47(5):247–58.
73. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505–11.
 74. Samra A, Morais E, Fernando Mazur R, Roberto Vieira S, Rached R. CAD/CAM in dentistry – a critical review. Vol. 31, *Revista Odonto Ciência.* 2016. 140 p.
 75. Duret F, Blouin J, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988;117(November).
 76. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug, S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004;7(1):25–45.
 77. Miyazaki T, Hotta Y. CAD / CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011;56(1):97–106.
 78. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc.* 2001 Sep;132(9):1301–3.
 79. Yöndem İ, Aykent F. Bilgisayar Desteği İle Hazırlanan Dental Seramikler (CAD / CAM) Dental Ceramics Made by Using Computer Technology (CAD / CAM). *Hacettepe Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2008;32(3):79–86.
 80. Önöral Ö, Ulusoy M, Seker E, Etikan İ. Influence of repeated firings on marginal, axial, axio-occlusal, and occlusal fit of metal-ceramic restorations fabricated with different techniques. *J Prosthet Dent.* 2018;120(3):415–20.
 81. Kartal A. Farklı Yapım Yöntemleri İle Hazırlanan Co-Cr Metal Altyapıların Dental Porselen İle Bağlanma Dayanımlarının İn-Vitro Olarak İncelenmesi Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2014.
 82. https://www.amanngirrbach.com/fileadmin/_agweb_2013/media/mediathek/Print/Case_studies/EN/994_Sintron_FB_2_EN.pdf.
 83. Delikanlı K, Sofu MM, Bekçi U. Üretim sektöründe hızlı direkt imalat sistemlerinin yeri ve önemi. *Makine Teknol Elektron Derg.* 2005;4:33–9.
 84. Skoog SA, Goering PL, Narayan RJ. Stereolithography in tissue engineering. *J Mater Sci Mater Med [Internet].* 2014 Mar 4;25(3):845–56. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s10856-013-5107-y>
 85. Kai CC, Jacob GKG, Mei T. Interface between CAD and Rapid Prototyping systems. Part 1: A study of existing interfaces. *Int J Adv Manuf Technol [Internet].*

- 1997 Aug;13(8):566–70. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/BF01176300>
86. Jacob GKG, Kai CC, Mei T. Development of a new rapid prototyping interface. *Comput Ind.* 1999;39(1):61–70.
 87. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Mach Tools Manuf.* 2006;46(12):1459–68.
 88. Kruth J-P, Levy G, Klocke F, Childs THC. Consolidation Phenomena in Laser and Powder-Bed Based Layered Manufacturing. *CIRP Ann - Manuf Technol.* 2007;56(2):730–59.
 89. Chua CK, Yeong Wai Y. *Rapid Prototyping Principles and Applications*. 2nd ed. Singapore: World Scientific Publishing Co.; 2003.
 90. Kruth J, Vandenbroucke B. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyp J.* 2007 Aug;13(4):196–203.
 91. P. Kruth J, Vandenbroucke B, van J V, Naert I. Digital manufacturing of biocompatible metal frameworks for complex dental prostheses by means of SLS/SLM. Taylor & Francis Ltd; 2005.
 92. Özüğür B. Hızlı Prototipleme Teknikleri ile Kompleks Yapıdaki Parçaların Üretilirliklerinin Araştırılması Yüksek Lisans Tezi. Gülhane Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü; 2006.
 93. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of three-unit fixed dental prostheses produced by stereolithography. *Dent Mater J.* 2014;33(4):504–9.
 94. Sofu MM, Delikanlı K, Kayacan MC. Hızlı direkt imalatla kullanılan seçici lazer sinterleme ve ergitme cihazının gövde tasarımı ve imalatı Doktora Tezi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü. Makine Mühendisliği Anabilim Dalı; 2007.
 95. Park J, Tari MJ, Hahn HT. Characterization of the laminated object manufacturing (LOM) process. *Rapid Prototyp J.* 2000;6(1):36–49.
 96. Baş H, Yapıcı F. Hızlı Prototipleme Ve Tasarım. *Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilim ve Tasarım Derg.* 2015;3(3):199–204.
 97. Rengier F, Mehndiratta A, Von Tengg-Kobligh H, Zechmann CM, Unterhinninghofen R, Kauczor HU, et al. 3D printing based on imaging data: Review of medical applications. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2010;5(4):335–

- 41.
98. Mahindru PD V, Mahendru PP. Review of Rapid Prototyping-Technology for the Future. Glob Journals Inc. 2013;13(4):27–37.
99. Kan B. Hızlı Prototipleme Sistemleri ve Uygulam Esasları Yüksek Lisans Tezi. Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü; 2006.
100. Levy GN, Schindel R, Kruth JP. Rapid Manufacturing And Rapid Tooling With Layer Manufacturing (LM) Technologies, State Of The Art And Future Perspectives. CIRP Ann. 2003 Jan;52(2):589–609.
101. Greulich M. Rapid Prototyping and Fabrication of Tools and Metal Parts by Laser Sintering of Metal Powders. Mater Technol. 1997 Jan;12(5–6):155–7.
102. Leuven KU. Progress in Additive Manufacturing and Rapid Prototyping. 1988;47(I):525–40.
103. Kruth J-P, Levy G, Klocke F, Childs THC. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. CIRP Ann [Internet]. 2007;56(2):730–59. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0007850607001540>
104. Tolochko N. Selective laser sintering of single- and two-component metal powders. 2003;
105. Santos EC, Osakada K, Shiomi M, Kitamura Y, Abe F. Microstructure and mechanical properties of pure titanium models fabricated by selective laser melting. Proc Instn Mech Engrs. 2004;218(PART C):711–8.
106. Santos EC. Processing of pure titanium by selective laser melting. Master Degree Diss Sch Eng Sci Osaka Univ Japan. 2003;
107. Zhang S, Cheng X, Yao Y, Wei Y, Han C, Shi Y, et al. Porous niobium coatings fabricated with selective laser melting on titanium substrates: Preparation, characterization, and cell behavior. Mater Sci Eng C. 2015 Apr;53:50–9.
108. Kıran K. Seçici Lazer Ergitme ile Üretilmiş 316L Paslanmaz Çelik Parçaların İnce Tornalama İşlemleri Doktora Tezi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü; 2011.
109. Sinirlioglu MC. Rapid Manufacturing of Dental and Medical Parts via LaserCUSING ® Technology using Titanium and CoCr Powder Materials. In: US – TURKEY Workshop On Rapid Technologies. 2009. p. 89–92.
110. Sexton L, Lavin S, Byrne G, Kennedy A. Laser cladding of aerospace materials. J

- Mater Process Technol. 2001;122(2002):63–8.
111. Fischer J, Zbären C, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. *J Dent*. 2009;37(7):549–53.
 112. Anthony DH, Burnett AP, Smith DL, Brooks MS. Shear Test for Measuring Bonding in Cast Gold Alloy-Porcelain Composites. *J Dent Res* [Internet]. 1970 Jan 9;49(1):27–33. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/00220345700490012601>
 113. Hammad IA, Goodkind RJ, Gerberich WW. A shear test for the bond strength of ceramometals. *J Prosthet Dent*. 1987 Oct;58(4):431–7.
 114. Anusavice KJ, Ringle RD, Fairhurst CW. Adherence controlling elements in ceramic-metal systems. II. Nonprecious alloys. *J Dent Res*. 1977 Sep;56(9):1053–61.
 115. Sukumaran VG, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. *Trends Biomater Artif Organs*. 2006;20(1):7–11.
 116. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. 2nd ed. İstanbul: İ.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları; 1983.
 117. Öztaş DD. *Porselen Jaket Kron Yapımında Uygulanan Çeşitli Kor Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin Araştırılması Doktora Tezi*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakakültesi; 1990.
 118. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996 Jan;75(1):18–32.
 119. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*. 2004 Feb;91(2):136–43.
 120. Barghi N, Lorenzana RE. Optimum thicknesses of opaque and body porcelain. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1982 Oct;48(4):429–31. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0022391382900804>
 121. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. 1992;(1985):203–7.
 122. Turner KA, Jordan RD, Vident VV-, Park B, Vmk- V. An evaluation treatment of porcelain strength and the effect of surface. *J Prosthet Dent*. 1989;61(4):446–51.
 123. Ozcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont*.

- 2002;15(3):299–302.
124. Aladağ A, Çömlekoğlu ME. Metal Destekli Seramik Faset ile Endirekt Seramik Kırığı Onarımı: Olgu Sunumu. EÜ Dişhek Fak Derg 2009; 2009;30:47–51.
 125. Li B, Ye J, Liao J, Zhuang P, Zhang Y, Li J. Effect of pretreatments on the metal-ceramic bonding strength of a Pd-Ag alloy. J Dent. 2014 Mar;42(3):319–28.
 126. Grover N, Nandlal B. An in vitro evaluation of the effect of sandblasting and laser surface treatment on the shear bond strength of a composite resin to the facial surface of primary anterior stainless steel crowns. J Clin Exp Dent [Internet]. 2015;e119–25. Available from: <http://www.medicinaoral.com/odo/volumenes/v7i1/jcedv7i1p119.pdf>
 127. Lahori M, Nagrath R, Sisodia S. The Effect of Surface Treatments on the Bond Strength of a Nonprecious Alloy – Ceramic Interface : An Invitro Study. J Indian Prosthodont Soc. 2013;3–7.
 128. Benetti P, Della Bona A, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. Dent Mater. 2010 Aug;26(8):743–50.
 129. Anusavice KJ, Dehoff PH, Twiggs SW, Lockwood PC. Thermal shock resistance of porcelain discs. J Dent Res. 1983 Oct;62(10):1082–5.
 130. Kümbüloğlu TÖ. Porselen restorasyonların tamirinde kullanılan farklı tamir materyallerinin çeşitli yüzey preparasyonları uygulanarak; kopma, bağlanma, kırılma dirençlerinin in vitro ve in vivo olarak karşılaştırmalı değerlendirilmesi Doktora Tezi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2003.
 131. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. In Berlin: Quintessence Publishing Co; 2011. p. 52–90.
 132. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001 Jan;85(1):61–6.
 133. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? Clin Oral Implants Res [Internet]. 2007 Jun;18:218–31. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0501.2007.01460.x>
 134. Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. J Prosthet Dent. 2003;90(1):10–7.

135. Mc Cabe JF WA. Anderson's Applied Dental Materials. 9th ed. Londra: Blackwell Scientific Publications; 2008. 89–100 p.
136. Anusavince KJ, Phillips R, Shen C, Rawls H. Phillip's Science of Dental Materials. 12th ed. Elsevier Health Sciences; 2012.
137. Anusavice KJ. Noble metal alloys for metal-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 1985 Oct;29(4):789–803.
138. Ozcan M, Kojima AN, Nishioka RS, Mesquita AMM, Bottino MA, Filho GD. Effect of Jig Design and Assessment of Stress Distribution in Testing Metal-Ceramic Adhesion. *J Prosthodont.* 2016 Dec;25(8):665–9.
139. Kim J-T, Cho S-A. The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2009 Feb;101(2):101–6. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391309600020>
140. Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res.* 1962;41:1424–37.
141. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater.* 1995 Mar;11(2):126–31.
142. Lavine MH, Custer F. Variables affecting the strength of bond between porcelain and gold. *J Dent Res.* 1966;45(1):32–6.
143. Schwickerath H. Fusion strength of metal ceramics. *Dtsch Zahnarztl Z.* 1980 Sep;35(9):910–2.
144. International Organization for Standardization ISO 9693 Metal Ceramic Dental Restorative Systems. 2nd ed. İsviçre; 1999 p. p:1-11.
145. Wood MC, Thompson GA, Agar JR. A comparison of debonding strengths of four metal-ceramic systems with and without opaque porcelain. *J Prosthet Dent.* 2007 Mar;97(3):141–9.
146. Troia MG, Henriques GEP, Mesquita MF, Fragoso WS. The effect of surface modifications on titanium to enable titanium-porcelain bonding. *Dent Mater.* 2008;24(1):28–33.
147. Dieter GD. Mechanical metallurgy. 3rd ed. New York: McGraw-Hill Book Company,; 1986. 241 , 254, 329–332, 557–559.
148. Kaleli N, Saraç D. Comparison of porcelain bond strength of different metal frameworks prepared by using conventional and recently introduced fabrication methods. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2017;118(1):76–82. Available from:

<http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.002>

149. Han X, Sawada T, Schille C, Schweizer E, Scheideler L, Geis-Gerstorfer J, et al. Comparative analysis of mechanical properties and metal-ceramic bond strength of Co-Cr dental alloy fabricated by different manufacturing processes. *Materials* (Basel). 2018;11(10).
150. Goldstein JI, Newbury DE, Michael JR, Ritchie NWM, Scott JHJ, Joy DC. *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis*. 4th ed. New York: Springer; 2017.
151. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*. 2002;15(3):248–53.
152. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*. 2003;28(5):647–60.
153. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent*. 2003;90(1):24–30.
154. Bancroft JD, Stevens A. *The Theory and Practice of Histological Techniques* [Internet]. 4th ed. New York: Scientific Research Publishing; 1996 [cited 2020 Feb 3]. Available from: [https://www.scirp.org/\(S\(i43dyn45teexjx455qlt3d2q\)\)/reference/ReferencesPapers.aspx?ReferenceID=523682](https://www.scirp.org/(S(i43dyn45teexjx455qlt3d2q))/reference/ReferencesPapers.aspx?ReferenceID=523682)
155. Ian M. Watt. *The Principles and Practice of Electron Microscopy*. 2nd ed. UK: Cambridge University press; 1997. 452–513 p.
156. Xiang N, Xin X-Z, Chen J, Wei B. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Dent*. 2012 Jun;40(6):453–7.
157. Lyman C, E Newbury D, I. Goldstein J, Williams D, D Romig A, T Armstrong J, et al. *Scanning Electron Microscopy, X-Ray Microanalysis, and Analytical Electron Microscopy: A Laboratory Workbook*, Plenum, New York, NY. 1990.
158. Yamanaka K, Mori M, Chiba A. Surface characterisation of Ni-free Co – Cr – W-based dental alloys exposed to high temperatures and the effects of adding silicon. *Corros Sci* [Internet]. 2015;94:411–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.corsci.2015.02.030>
159. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental

- restorations. *J Dent*. 1999 Feb;27(2):89–99.
160. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*. 1989;67(3):325–7.
 161. Akden C, Ece E. Farklı Üretim Teknikleri İle Hazırlanmış Co-Cr Metal Altyapıların Dental Porselen İle Bağlanma Dayanımlarının Yaşlandırma Co-Cr Metal Altyapıların Dental Porselen Doktora Tezi. Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı; 2018.
 162. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil* [Internet]. 1999 Feb;26(2):130–7. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1046/j.1365-2842.1999.00346.x>
 163. Probst L, Maiwald U, Weber H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *Eur J Oral Sci*. 1996 Jun;104(3):313–9.
 164. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *J Oral Rehabil*. 2002 Jun;29(6):546–52.
 165. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Color Science, Esthetics, and Shade Selection. In: *Contemporary Fixed Prosthodontics*. Mosby Inc. Philadelphia; 2001. p. 592-608.
 166. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*. 2004;32 Suppl 1:3–12.
 167. Paravina R., Powers J. *Esthetic Color Training in Dentistry*. Elsevier M. St. Louis; 2004.
 168. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. *J Prosthet Dent*. 2001 Nov;86(5):453–7.
 169. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am* [Internet]. 2004;48(2):v, 341—58. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.004>
 170. Henriques B, Gonçalves S, Soares D, Silva FS. Shear bond strength comparison between conventional porcelain fused to metal and new functionally graded dental restorations after thermal-mechanical cycling. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012;13:194–205.
 171. Oliveira de Vasconcellos LG, Silva LH, Reis de Vasconcellos LM, Balducci I, Takahashi FE, Bottino MA. Effect of airborne-particle abrasion and mechanico-thermal cycling on the flexural strength of glass ceramic fused to gold or cobalt-

- chromium alloy. *J Prosthodont*. 2011;20(7):553–60.
172. Vásquez V, Özcan M, Nishioka R, Souza R, Mesquita A, Pavanelli C. Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dent Mater J*. 2008;27(1):7–15.
 173. Madani AS, Rokni SR, Mohammadi A, Bahrami M. The Effect of Recasting on Bond Strength between Porcelain and Base-Metal Alloys. 2011;20:190–4.
 174. Oyafuso DK, Ozcan M, Bottino MA, Itinoche MK. Influence of thermal and mechanical cycling on the flexural strength of ceramics with titanium or gold alloy frameworks. *Dent Mater*. 2008 Mar;24(3):351–6.
 175. Kul E, Aladag LI, Yesil Duymus Z. Comparison of the metal-ceramic bond after recasting and after laser sintering. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2015;114(1):109–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.01.016>
 176. American Dental Association. Report on base metal alloys for crown and bridge applications: benefits and risks. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc*. 1985 Sep;111(3):479–83.
 177. Eliasson A, Arnelund C-F, Johansson A. A clinical evaluation of cobalt-chromium metal-ceramic fixed partial dentures and crowns: A three- to seven-year retrospective study. *J Prosthet Dent*. 2007 Jul;98(1):6–16.
 178. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Jun;18 Suppl 3:86–96.
 179. Kim D-Y, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C. Comparison and evaluation of marginal and internal gaps in cobalt-chromium alloy copings fabricated using subtractive and additive manufacturing. *J Prosthodont Res*. 2018 Jan;62(1):56–64.
 180. White SN, Ho L, Caputo AA, Goo E. Strength of porcelain fused to titanium beams. *J Prosthet Dent*. 1996 Jun;75(6):640–8.
 181. Arola D. Fatigue testing of biomaterials and their interfaces. *Dent Mater*. 2017 Apr;33(4):367–81.
 182. Anusavice KJ, Ringle RD, Morse PK, Fairhurst CW, King GE. A thermal shock test for porcelain-metal systems. *J Dent Res*. 1981 Sep;60(9):1686–91.
 183. Papazoglou E, Brantley WA. Porcelain adherence vs force to failure for palladium-gallium alloys: a critique of metal-ceramic bond testing. *Dent Mater*. 1998

Mar;14(2):112–9.

184. Yoldan EE, Türker N, Büyükkaplan UŞ, Özarslan MM, Karal R, Deniz AT. Evaluation of the Bond Strengths between Dental Porcelain and Cobalt-Chromium Metal Frameworks Manufactured with Different Techniques after the Thermal Aging Process. 2020;2020.
185. Ahmadzadeh A, Ghanavati S. Comparison of bond strength of two porcelains and two base metal alloys in metal - ceramic restorations. 2019;298–303.
186. Farzin M, Giti R, Asalforush-Rezaiye A. The effect of multiple firings on the shear bond strength of porcelain to a new millable alloy and a conventional casting alloy. *Materials (Basel)*. 2018;11(4).
187. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Adhesion of porcelain to three-dimensionally printed and soft milled cobalt chromium. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2019; Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.05.007>
188. Mohammadi Z, Mahabadi M, Tabbakhian G, Talaakoob M. Bond Strength of Porcelain to Milled Sintered and Casting Base Metal Alloys. *J Dent* [Internet]. 2020; Available from: https://dentjods.sums.ac.ir/article_46670.html
189. 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. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014;111(1):51–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.09.011>
190. Juntavee N, Oeng SE. Shear bond strength of ceramic fused to CAD-CAM milled alloys. *J Clin Exp Dent*. 2018;10(1):e32–40.
191. Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res*. 1986 Jul;65(7):993–7.
192. Wiskott HW, Nicholls JJ, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont*. 1995;8(2):105–16.
193. Vojdani M, Shaghaghian S, Khaledi A, Adibi S. The effect of thermal and mechanical cycling on bond strength of a ceramic to nickel-chromium (Ni-Cr) and cobalt-chromium (Co-Cr) alloys. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res*. 2012;23(4):509–13.
194. de Vasconcellos LGO, Buso L, Lombardo GHL, Souza ROA, Nogueira LJ, Bottino MA, et al. Opaque layer firing temperature and aging effect on the flexural

- strength of ceramic fused to cobalt-chromium alloy. *J Prosthodont*. 2010 Aug;19(6):471–7.
195. Al-Sa'ady AA, Abdulghani M, Ittihad E. Marginal Discrepancy and Fracture Resistance of CAD / CAM Ceramill Sintron Metal Copings with Different Porcelain Materials. *J Bagh Coll Dent*. 2017;29(June):7–12.
 196. Yan X, Xu YX, Wu Y, Lin H. Effects of heat treatment on metal-ceramic combination of selective-laser-melted cobalt-chromium alloy. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;120(2):319.e1-319.e6. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.05.012>
 197. Zhou Y, Wei W, Yan J, Liu W, Li N, Li H, et al. Materials Science & Engineering A Microstructures and metal-ceramic bond properties of Co-Cr biomedical alloys fabricated by selective laser melting and casting. *Mater Sci Eng A* [Internet]. 2019;759(May):594–602. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.msea.2019.05.085>
 198. Ringle RD, Mackert JR, Fairhurst CW. An X-ray Spectrometric Technique for Measuring Porcelain-Metal Adherence. *J Dent Res*. 1983;62(8):933–6.
 199. 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. 2018;25–31.
 200. Ekren O, Ozkomur A, Ucar Y. Effect of layered manufacturing techniques, alloy powders, and layer thickness on metal-ceramic bond strength. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2018;119(3):481–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.007>
 201. Brantley WA, Cai Z, Papazoglou E, Mitchell JC, Kerber SJ, Mann GP, et al. X-ray diffraction studies of oxidized high-palladium alloys. *Dent Mater*. 1996 Nov;12(6):333–41.
 202. Huang H-H, Lin M-C, Lee T-H, Yang H-W, Chen F-L, Wu S-C, et al. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *J Oral Rehabil*. 2005 Mar;32(3):206–12.
 203. Joias RM, Tango RN, Junho de Araujo JE, Junho de Araujo MA, Ferreira Anzaloni Saavedra G de S, Paes-Junior TJ de A, et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *J Prosthet Dent*. 2008 Jan;99(1):54–9.

204. Külünk T, Kurt M, Ural Ç, Külünk Ş, Baba S. Effect of different air-abrasion particles on metal-ceramic bond strength. *J Dent Sci* [Internet]. 2011;6(3):140–6. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1991790211000535>
205. Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, et al. A novel CAD/CAM base metal compared to conventional CoCrMo alloys: an in-vitro study of the long-term metal-ceramic bond strength. *Oral Health Dent Manag* [Internet]. 2014;13(2):446–52. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24984663>
206. Tulga A. Effect of annealing procedure on the bonding of ceramic to cobalt-chromium alloys fabricated by rapid prototyping. *J Prosthet Dent*. 2018 Apr;119(4):643–9.
207. De Freitas BX, Nunes CA, Dos Santos C. Sintering behaviour of Co-28%Cr-6%Mo compacted blocks for dental prosthesis. *J Mater Res Technol* [Internet]. 2019;8(2):2052–62. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2018.12.020>
208. Wu Y, Moser JB, Jameson LM, Malone WF. The effect of oxidation heat treatment of porcelain bond strength in selected base metal alloys. *J Prosthet Dent*. 1991 Oct;66(4):439–44.
209. Kofstad PK, Hed AZ. Oxidation of Co-25 w/o Cr at High Temperatures. *J Electrochem Soc* [Internet]. 1969;116(11):1542. Available from: <http://dx.doi.org/10.1149/1.2411603>
210. Wylie CM, Shelton RM, Fleming GJP, Davenport AJ. Corrosion of nickel-based dental casting alloys. *Dent Mater*. 2007 Jun;23(6):714–23.
211. Bettini E, Eriksson T, Boström M, Leygraf C, Pan J. Electrochimica Acta Influence of metal carbides on dissolution behavior of biomedical CoCrMo alloy : SEM , TEM and AFM studies. *Electrochim Acta* [Internet]. 2011;56(25):9413–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.electacta.2011.08.028>
212. Liao Y, Pourzal R, Stemmer P, Wimmer MA, Jacobs JJ, Fischer A, et al. New insights into hard phases of CoCrMo metal-on-metal hip replacements. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012 Aug;12:39–49.
213. Tan XP, Wang P, Kok Y, Toh WQ, Sun Z, Nai SML, et al. Scripta Materialia Carbide precipitation characteristics in additive manufacturing of Co-Cr-Mo alloy via selective electron beam melting. *Scr Mater* [Internet]. 2018;143:117–21.

Available from: <https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2017.09.022>

214. Rasmussen ST, Doukoudakis AA. The effect of using recast metal on the bond between porcelain and a gold-palladium alloy. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1986;55(4):447–53. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022391386901745>
215. Dimitriadis K. Effect of Bonding Agent on Metal-Ceramic Bond Strength between Co-Cr Fabricated with Selective Laser Melting and Dental Feldspathic Porcelain. 2019;
216. Mehulić K, Lauš-šošić M, Schauperl Z, Vojvodić D, Štefančić S. Influence of cast surface finishing process on metal-ceramic bond strength. 2009;6(March):235–42.
217. Trindade FZ, Anami LC, Magalhães J, Gustavo L, Vasconcellos O De, Balducci I, et al. The effect of a bonding agent and thermo- mechanical cycling on the bond strength of a glass-ceramic to gold and cobalt-chromium alloys. 2014;1–11.
218. Al H, Spintzyk S, Schille C, Schweizer E. Influence of a bonding agent on the bond strength between a dental Co-Cr alloy and nine different veneering porcelains. 2016;1–9.

ÖZ GEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Betül KOÇAK KARAHAN

Uyruğu: Türkiye (TC)

Doğum Tarihi ve Yeri: 05.09.1991, ANKARA

Medeni Durumu: Evli

email: kocakbetul13@gmail.com

Yazışma Adresi: Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı Melikgazi/Kayseri

EĞİTİM

Derece	Bölüm/Program	Kurum	Yıl
Temel Eğitim	İlkokul - Ortaokul	Ahmet Bahadır İ.Ö.O İnönü İ.Ö.O Osman Ünyazıcı İ.Ö.O	1997-2005
Orta Öğretim	Lise	Ankara Atatürk Anadolu Lisesi	2005-2009
Lisans/Y.Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Ankara Üniversitesi	2011-2016
Uzmanlık	Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Karadeniz Teknik Üniversitesi (6 ay) Erciyes Üniversitesi	2017-2020

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2017-2020	Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Araştırma Görevlisi

YABANCI DİL : İngilizce

POSTER SUNUMLARI: EKTODERMAL DİSPLAZİLİ ÇOCUK HASTANIN
PROTETİK TEDAVİSİ- 6.Uluslararası Türk Prostodonti Ve İmplantoloji Derneği Dicle
Sempozyumu 2018 – Diyarbakır / Türkiye