

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ÜRETİM TEKNİKLERİ İLE HAZIRLANMIŞ
CO-CR METAL ALTYAPILARIN DENTAL PORSELEN
İLE BAĞLANMA DAYANIMLARININ YAŞLANDIRMA
İŞLEMİ SONRASI İNCELENMESİ**

Dt. Elif Ece ÜZEL

DOKTORA TEZİ

2018-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ÜRETİM TEKNİKLERİ İLE HAZIRLANMIŞ
CO-CR METAL ALTYAPILARIN DENTAL PORSELEN
İLE BAĞLANMA DAYANIMLARININ YAŞLANDIRMA
İŞLEMİ SONRASI İNCELENMESİ**

Dt. Elif Ece ÜZEL

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDK-2016-1472 proje numarası ile desteklenmiştir.

“Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir”

2018-ANTALYA

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü ve Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü ile birlikte ortak yürütülen Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Protetik Diş Tedavisi Programında doktora tezi olarak kabul edilmiştir. 19/01/2018

Tez Danışman : Doç. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN
Akdeniz Üniversitesi

İmza

Üye : Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAĞ
Beykent Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. F. Betül TUNCELLİ
İstanbul Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. S. Hakan TUNA
Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Hüseyin KARAYILMAZ
Akdeniz Üniversitesi

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve/.....sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Narin DERİN

Enstitü Müdürü

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Öğrenci

Dt. Elif Ece ÜZEL



Tez Danışmanı

Doç. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN

İmza



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bana destek olan, bilgisini ve yardımını benden esirgemeyen, eğitimimin tamamlanması için her daim yanımda olan değerli hocam ve tez danışmanım sayın **Doç. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a**,

Doktora eğitimimin başladığı ve üç yıl devam ettiği süreçte bana sonsuz sevgi ve anlayışla her zaman yardımcı olan ve yol gösteren, varlığını her an yanımda hissettiğim İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki değerli hocam sayın **Prof. Dr. F. Betül TUNCELLİ'ye**,

Tez çalışmama kıymetli görüş ve bilgileri ile destek veren Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı başkanı sayın hocam **Prof. Dr. S. Hakan TUNA'ya**,

Eğitimime katkılarından dolayı tüm İstanbul Üniversitesi ve Akdeniz Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı **öğretim üyelerine**, birlikte çalıştığım **tüm asistan arkadaşlarıma** ve Anabilim Dalı **çalışanlarına**,

Tez çalışmamdaki her türlü destek ve titiz çalışmalarından dolayı başta **Cemil Kavrayış** olmak üzere tüm **Kavrayış Diş Protez Laboratuvarı** çalışanlarına,

Deney örneklerimin stereomikroskop görüntülerinin alınması esnasında bana yardımcı olan Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Elektron Mikroskop Görüntü Analiz Ünitesi sorumlularından **Hakan Er'e**,

Hayatım boyunca varlıklarından hep güç aldığım, sevgileri, maddi ve manevi tüm destekleriyle bugünlere gelmemde büyük pay sahibi olan sevgili **anneme, babama** ve **kardeşlerime**,

Berberliğimizin ilk gününden itibaren sonsuz sevgi ve anlayışla yanımda olan, bana inanan sevgili eşim **Erkan ÜZEL'e** sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada, farklı üretim teknikleriyle hazırlanan kobalt-krom (Co-Cr) metal altyapıların bir dental porselenle olan bağlanma dayanımlarının termal yaşlandırma işlemi sonrası mekanik olarak test edilmesi amaçlanmıştır.

Gereç-Yöntem: ISO 9693 standardına uygun 120 adet Co-Cr esaslı metal altyapı örneği geleneksel döküm yöntemi, CAD/CAM sistemi ve 2 farklı lazer sinterizasyon cihazı kullanılarak hazırlandı. Örnekler tek tip üstyapı porseleni ve alt grupların sayıca yarısına termal yaşlandırma işlemi uygulandı (5000 döngü, 5–55°C). Örneklerin tümünün metal seramik bağlantı kuvvetleri ISO 9693:2012 standardına uygun olarak üç nokta eğme testi kullanılarak değerlendirildi. Bağlantı değerlerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile incelendi. Çalışmamızdan elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için bir analiz programı (SPSS for Windows 22.0, Chicago, IL, USA) kullanıldı.

Bulgular: Farklı üretim tekniklerinin karşılaştırmasında bağlantı kuvveti (MPa) ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlendi ($p<0,01$). Çalışma kapsamında farklı yapım yöntemlerine göre gruplandırılan örneklerin bağlanma kuvveti ortalamaları; CAD/CAM frezeleme yöntemi için $52,86 \pm 7,9$ MPa, Concept seçici lazer sinterleme için $44,46 \pm 2,38$ MPa, EOS seçici lazer sinterleme için $43,15 \pm 1,92$ ve geleneksel döküm için $42,41 \pm 4,87$ MPa olarak bulundu. Hazırlanan örneklerin termal yaşlandırma uygulaması karşılaştırılmasında bağlantı kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı.

Sonuç: Bu çalışmanın sonucuna göre üretim yönteminin, metal seramik bağlantı kuvvetini etkilediği ancak termal yaşlandırma uygulamasının önemli bir farklılık yaratmadığı tespit edilmiştir. Termal yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan örneklerin tümünün bağlantı kuvveti değerlerinin ISO 9693 standardı tarafından önerilen en düşük kabuledilebilir değer olan 25 MPa'nın üzerinde olduğu tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Co-Cr, CAD/CAM, sinter lazer, bağlantı kuvveti, termal yaşlandırma

ABSTRACT

Objective: The aim of the present study was to mechanically test the bond strengths between cobalt-chromium (Co-Cr) metal frameworks prepared using by different manufacturing methods with a dental porcelain after thermal aging process.

Method: A hundred and twenty Co-Cr alloy framework specimens compatible with ISO 9693 standard were prepared using conventional cast method, CAD/CAM system, and laser sinterization with two different sintering device. A single type of porcelain was applied to the specimens and after the subgroups were determined, half of the specimens were subjected to thermal aging process (5000 cycles, 5–55°C). According to ISO 9693:2012 standart, all of the specimens' ceramic bond strength were evaluated by using 3-point bending test. Normality distribution of obtained data was examined using by Kolmogorov-Smirnov test. The obtained data of the present study was statistically analyzed with a statistical package programme (SPSS for Windows 22.0, Chicago, IL, USA).

Results: There was a statistically significant difference in bond strength (MPa) values ($p < 0,01$) among the groups compared by different manufacturing methods. Bond strength values of the grouped samples according to the different fabrication methods were $52,86 \pm 7,9$ MPa for CAD/CAM milled, $44,46 \pm 2,38$ MPa for Concept selective laser sintering, $43,15 \pm 1,92$ for EOS selective laser sintering and $42,41 \pm 4,87$ MPa for casting. There was no statistically significant difference between the thermal aging groups and the non-thermal aging groups.

Conclusion: In conclusion, it was determined that the metal ceramic bond strength is dependent on the manufacturing method used but it is independent of the thermal aging application. It was found that the bond strength values of all samples with and without thermal aging applied exceeded the minimum acceptable value of 25 MPa recommended by the ISO 9693.

Key words: Co-Cr, CAD/CAM, laser sintering, bonding strength, thermal-aging

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
SİMGELER ve KISALTMALAR	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramik Kron-Köprü Protezlerinde Restorasyon Tipleri	3
2.1.1. Metal Seramik Restorasyonlar	3
2.1.2. Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlar	4
2.2. Kron-Köprü Protezlerinin Altyapılarında Kullanılan Metal ve Metal Alaşımaları	5
2.2.1. Metal Alaşımalarının Yapısı	5
2.2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Alaşımı Seçimini Etkileyen Faktörler	7
2.3. Metal Alaşımaların Terminolojisi	8
2.4. Dental Porselenlerle Kullanılan Metal Altyapı Alaşımalarının Sınıflandırılması	9
2.4.1. Soy Metal Alaşımaları	12
2.4.2. Soy Olmayan (Baz) Metal Alaşımalar	15
2.5. Metal Alaşımalarını Oluşturan Elementlerin Rolü	17
2.6. Metal Alaşımalarının Klinik Başarısını Etkileyen Fiziksel Özellikleri	20
2.6.1. Oksit Formasyonu	21
2.6.2. Akma Dayanımı (Yield Strength)	21

2.6.3. Elastiklik Modülü	22
2.6.4. Reziliens (Esneklik)	23
2.6.5. Lekelenme ve Korozyona Direnç	23
2.6.6. Döküm Hassasiyeti	24
2.6.7. Isısal Genleşme Katsayısı	25
2.6.8. Isı Altında Zamana Bağlı Deformasyon Direnci (Creep Resistance)	26
2.6.9. Sertlik (Hardness)	26
2.7. Metal-Seramik Sistemleri ve Sistemin Bileşenleri	27
2.7.1. Metal Altyapı	27
2.7.2. Oksit Tabakası	28
2.7.3. Dental Porselenler	29
2.8. Metal Altyapıların Üretim Yöntemleri	36
2.8.1. Döküm Yöntemi	37
2.8.2. CAD/CAM Sistemi ve CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Metal Bloklar	38
2.9. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Teknikleri	45
2.9.1. Eksiltme Prensibine Dayalı Üretim Tekniği	45
2.9.2. Ekleme Prensibine Dayalı Üretim Tekniği	48
2.10. Metal - Seramik Bağlantısı	63
2.10.1. Van Der Waals Kuvvetleri	63
2.10.2. Mekanik Bağlantı	64
2.10.3. Baskı Kuvvetleri	65
2.10.4. Kimyasal Bağlantı	69
2.11. Metal Altyapı Üzerine Seramik Uygulama Yöntemleri	72
2.11.1 Tabakalama Tekniği	72
2.11.2. Presleme Tekniği	74
2.12. Metal Seramik Sistemlerinin Bağlantı Başarısını Etkileyen Faktörler	75

2.13. Metal Seramik Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesi ve Test Yöntemleri	80
2.13.1. İtme – Çekme Testleri	81
2.13.2. Kırılma Testleri	82
2.13.3. Makaslama Testleri	82
2.13.4. Eğme (Bükme) Testleri	83
2.14. Yaşlandırma (Termal Döngü)	85
3. GEREÇ ve YÖNTEM	88
3.1. Deney Örneklerinin Metal Altyapılarının Hazırlanması	89
3.1.1. Geleneksel Döküm Tekniği ile Co-Cr Esaslı Metal Altyapıların Hazırlanması	89
3.1.2. CAD/CAM Sistemi Kullanılarak Frezeleme Yöntemiyle Co-Cr Esaslı Metal Altyapıların Hazırlanması	96
3.1.3. Selektif Lazer Sinterize Tekniğini Kullanarak Co-Cr Esaslı Metal Altyapıların Hazırlanması	99
3.2. Seramik Üstyapıların Hazırlanması	103
3.2.1. Opak Seramiği Uygulanması	103
3.3. Termal Yaşlandırma Uygulaması	106
3.4. Üç Nokta Eğme Testi ile Bağlantı Dayanıklılığının Belirlenmesi	108
3.5. Metal Seramik Örneklerde Ayrılmanın Gerçekleştiği Yüzeylerin İncelenmesi	109
3.5.1. Stereomikroskop Görüntülerinin Alınması	110
3.5.2. SEM Görüntülerinin Alınması	110
3.6. İstatistiksel Değerlendirme Yöntemleri	111
4. BULGULAR	112
4.1. Stereomikroskop Bulguları	115

4.2. SEM Bulguları	117
5. TARTIŞMA	122
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	146
KAYNAKLAR	148
ÖZGEÇMİŞ	171



	Sayfa
Tablo 2.1. Ulusal Standartlar Bürosu'na ait geleneksel döküm altın alaşımları sınıflaması	10
Tablo 2.2. Phillips'in dental porselenleri sınıflaması	33
Tablo 2.3. Metal esaslı bloklara ait firma bilgileri	48
Tablo 2.4. Günümüzde hızlı direkt imalat yapan firmaların kullandığı yöntemler ve malzemeleri	60
Tablo 2.5. Lazer tipleri ve güçleri	61
Tablo 3.1. Döküm örneklerde kullanılan Co-Cr metal alaşımın içeriği (% olarak)	93
Tablo 3.2. Döküm örneklerde kullanılan Co-Cr metal alaşımının fiziksel özellikleri	93
Tablo 3.3. CAD/CAM Co-Cr metal blok içeriği (% olarak)	97
Tablo 3.4. CAD/CAM Co-Cr metal blok fiziksel özellikleri	97
Tablo 3.5. EOS lazer sinterizasyon sistemiyle hazırlanan örneklerde kullanılan Co-Cr tozunun % olarak içeriği	100
Tablo 3.6. EN ISO 22674'e göre EOS lazer sinterizasyon sistemiyle hazırlanan örneklerde kullanılan Co-Cr tozunun materyal özellikleri	100
Tablo 3.7. Concept Laser firmasına ait lazer sinterizasyon cihazı ile hazırlanan örneklerde kullanılan Co-Cr tozunun % olarak içeriği	102
Tablo 3.8. Concept Laser firmasına ait lazer sinterizasyon cihazı ile hazırlanan örneklerde kullanılan Co-Cr tozunun fiziksel özellikleri	102
Tablo 3.9. 1. opak seramiği tozları ve pişim sıcaklıkları	104
Tablo 3.10. 2. opak seramiği tozları ve pişim sıcaklıkları	104
Tablo 3.11. Dentin seramiğinin fırınlama prosedürü	105
Tablo 3.12. Termal döngü cihazına ait bilgiler	107
Tablo 4.1. Farklı üretim yöntemlerine göre bağlantı kuvvetlerinin (MPa) tanımlayıcı istatistikleri ve Tek Yönlü ANOVA test sonucu	112

Tablo 4.2. Farklı üretim yöntemleriyle hazırlanan örneklerin termal yaşlandırma prosedürüne bağlı olarak yapılan alt gruplamasına göre bağlantı kuvvetlerinin (MPa) ortalama, minimum ve maksimum değerleri	114
Tablo 4.3. Termal döngü uygulanmayan metal seramik örneklerde bağlantı başarısızlığı tiplerinin sıklığı	120
Tablo 4.4. Termal döngü uygulanan metal seramik örneklerde bağlantı başarısızlığı tiplerinin sıklığı	121



ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Metal seramik alaşımlarının kompozisyonlarına dayalı sınıflama sistemi	12
Şekil 2.2. SiO ₄ tetrahedra yapısı	30
Şekil 2.3. Hızlı imalat sistemlerinin terminolojisi	49
Şekil 2.4. Doğrudan metal lazer üretiminde kullanılan metal parçaların hızlı üretim sistemlerinin sınıflaması	56
Şekil 2.5. SLS prosesinin şematik olarak görüntüsü	57
Şekil 2.6. SLM cihazının şematik olarak görüntüsü	58
Şekil 2.7. Üç boyutlu lazer giydirme cihazının şematik olarak görüntüsü	59
Şekil 2.8. Seramiğin ısısal genleşme katsayısı fazla olursa	68
Şekil 2.9. Metal ile seramiğin ısısal genleşme katsayısı aynı olursa	68
Şekil 2.10. Metalin ısısal genleşme katsayısı fazla olursa	69
Şekil 2.11. O'Brein'in metal seramik restorasyonlardaki başarısızlık sınıflandırması	78
Şekil 2.12. ISO 9693 Standardına göre eğme testi örneklerinin geometrisi	85
Şekil 3.1. Takip edilen deneysel yöntem ve oluşturulan deney gruplarının şeması	88
Şekil 3.2. CAD/CAM hazır mum blok ve frezeleme işlemi	89
Şekil 3.3. Hazırlanan mum plakaların bloktan kesilmesi ve hazırlanan mum maketler	89
Şekil 3.4. Döküm kanalının bağlanması	90
Şekil 3.5. Waxelectric II elektrikli spatula	90
Şekil 3.6. Mum maketlerin manşete bağlanması ve manşet içindeki görünümü	90
Şekil 3.7. Manşet içine dökülecek revetmanın hazırlanması ve karıştırılması	91
Şekil 3.8. Revetmanın manşet içine dökülmesi ve vibratör cihazı	

üzerinde tutularak hava kabarcıklarının uzaklaştırılması	91
Şekil 3.9. Sertleşmesi ve soğuması tamamlanan revetmanın manşetten çıkarılma ve zımpara ile aşındırma işlemi	92
Şekil 3.10. Manşet ve seramik döküm potalarının yerleştirildiği ön ısıtma fırını	92
Şekil 3.11. Revetman kalıp ve potanın fırına yerleştirilmesi	93
Şekil 3.12. Co-Cr metal alaşımı	93
Şekil 3.13. Revetman kalıbın açılması	94
Şekil 3.14. Döküm kanallarının kesilip metal yüzeyinin tungsten karbid frezlerle aşındırılması	94
Şekil 3.15. Mikrometre ile gerekli ebatların kontrol edilmesinden sonra tesviyesi tamamlanmış örnekler	95
Şekil 3.16. Tesviyesi tamamlanan metal altyapı örneklerin oksidasyon işlemi	95
Şekil 3.17. Oksidasyon işlemi sonrası metal altyapı örneklerin kumlama, ultrasonik temizle ve seramik pişim öncesi yüzey hazırlığının tamamlanması	96
Şekil 3.18. Sanal ortamda freze edilecek Co-Cr blok ve blok içerisine yerleştirilmiş metal altyapı örneklerinin görüntüsü	96
Şekil 3.19. CAD/CAM Co-Cr metal blok örneği	97
Şekil 3.20. Metal altyapı örneklerin hazırlanması için kullanılan bilgisayar destekli frezeleme ünitesi	98
Şekil 3.21. Frezeleme ünitesine yerleştirilen metal bloğun frezelenme işlemi	98
Şekil 3.22. Frezeleme işlemi tamamlanmış altyapı örneklerinin bulunduğu metal blok ve örneklerin bloktan ayrılması	98
Şekil 3.23. Metal altyapı örneklerinin bağlantı noktalarının uzaklaştırılması ve mikrometre ile gerekli ebatların kontrol edilmesi	99
Şekil 3.24. Sanal ortamda lazer sinterize yöntemi kullanılarak üretilecek metal altyapı örneklerinin görüntüsü çalışmamızda kullanılan SEM ve altın kaplama cihazı	99

Şekil 3.25.	Üretimin gerçekleştirildiği Eosint M270 sistemine ait lazer sinterizasyon cihazı ve üretim aşaması	100
Şekil 3.26.	Üretimi tamamlanan lazer sinterize metal örneklerin bağlantı çubuklarının kesilmesi mikrometre ile gerekli boyutların kontrol edilmesi ve kumlama işlemi	101
Şekil 3.27.	Üretimin gerçekleştirildiği Concept Laser Gmbh firmasına ait lazer sinterizasyon cihazı ve üretim aşaması	101
Şekil 3.28.	Mikrometre ile gerekli boyutların kontrol edilmesi ve kumlama işlemi	102
Şekil 3.29.	Çalışmada kullanılan opak ve dentin seramik tozu	103
Şekil 3.30.	Örneklere 1. opak seramiğinin uygulanması ve fırınlama işlemi	104
Şekil 3.31.	Örneklere 2. opak seramiğinin uygulanması ve fırınlama işlemi	104
Şekil 3.32.	Seramik hamurunun uygulanması ve seramik fırınına yerleşmesi için hazır olan örnekler	105
Şekil 3.33.	Kalınlığın mikrometre ile kontrolü ve seramik üstyapının tesviye işlemi	106
Şekil 3.34.	Geleneksel tabakalama tekniği ile seramik uygulaması tamamlanan tüm gruplara ait örnekler	106
Şekil 3.35.	Çalışmamızda kullanılan termal döngü cihazı	106
Şekil 3.36.	Termal döngü cihazına ait numune sepetine yerleştirilen örneklerin termal döngü işlemine tabi tutulması ve kontrol paneli	107
Şekil 3.37.	Üç nokta eğme testinin yapıldığı universal test cihazı	108
Şekil 3.38.	Test düzeneğine yerleştirilen örnekler	108
Şekil 3.39.	Örneklerin metal seramik ara yüzünde kopmanın gerçekleştiği andaki görüntüsü	109
Şekil 3.40.	Çalışmamızda kullanılan stereomikroskop cihazı	110
Şekil 3.41.	Çalışmamızda kullanılan SEM ve altın kaplama cihazı	111
Şekil 4.1.	Farklı üretim yöntemlerine göre bağlantı kuvvetlerinin kutu grafiği	113

Şekil 4.2.	Farklı üretim yöntemleriyle hazırlanan örneklerin termal yaşlandırma prosedürüne bağlı olarak yapılan alt gruplamasına göre bağlantı kuvvetlerinin (MPa) çizgi grafiği	114
Şekil 4.3.	Geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü	115
Şekil 4.4.	CAD/CAM sistemi ile hazırlanan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü	115
Şekil 4.5.	EOS Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü	115
Şekil 4.6.	Concept Laser Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistem ile hazırlanan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü	116
Şekil 4.7.	Geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü	116
Şekil 4.8.	CAD/CAM sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü	116
Şekil 4.9.	EOS Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü	116
Şekil 4.10.	Concept Laser Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü	117
Şekil 4.11.	Geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)	117
Şekil 4.12.	CAD/CAM sistemi ile hazırlanan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)	118
Şekil 4.13.	EOS Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b.x1000 büyütme)	118

Şekil 4.14.	Concept Laser Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)	118
Şekil 4.15.	Geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)	119
Şekil 4.16.	CAD/CAM sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)	119
Şekil 4.17.	EOS Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)	119
Şekil 4.18.	Concept Laser Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)	120

SİMGELER ve KISALTMALAR

ADA	: American Dental Association
Ag	: Gümüş
Al₂O₃	: Aluminyum oksit
Atm	: Atmosfer
Au	: Altın
Be	: Berilyum
Br₂O₃	: Borikoksit
°C	: Santigrad derece
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli dizayn)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
CNC	: Computer Numeric Controlled (Bilgisayar sayımlı yönetim)
Cp	: Commercial pure
Cr	: Krom
Cu	: Bakır
DMLS	: Direkt Metal Lazer Sinterleme
Fe	: Demir
g/cm³	: Gram/santimetreküp
GPa	: Gigapaskal
Ga	: Galyum
HPÜ	: Hızlı Prototip Üretim
In	: İndiyum
ISO	: International Organization for Standardization/Uluslararası Standartlar Organizasyonu
LS	: Lazer Sinterleme
Mb	: Molibden

mm	: Milimetre
µm	: Mikrometre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
N/mm²	: Newton/milimetrekare
Ni	: Nikel
Pd	: Paladyum
Pt	: Platin
RP	: Hızlı prototipleme
Ru	: Rubidyum
SEM	: Scanning Electron Microscope
Si	: Silisyum
Si₂O₃	: Silisyumoksit
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
SLM	: Selective Lazer Melting (Seçici Lazer Ergitme)
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences
SS	: Standart Sapma
STL	: Standart Triangulation Language
Sn	: Kalay
Sn₂O₃	: Kalayoksit
Ti	: Titanyum
Ti₂O₃	: Titanyumoksit
Zn	: Çinko
Zr₂O₃	: Zirkonyumoksit
W	: Watt

1. GİRİŞ

Diş hekimliği pratiğinde, eksik dişlerin protetik tedaviyle rehabilitasyonunun metal destekli seramik restorasyonlar ile gerçekleştirilmesi sıklıkla tercih edilen bir tedavi seçeneğidir. Metal destekli seramik restorasyonların günümüzde halen başarı ile kullanımını; hastanın fonksiyonel ve estetik kayıplarının giderilmesinde çoğunlukla istenilene yakın sonuçlar elde edilmesi, fiziksel özelliklerinin memnun edici olması ve maliyetlerinin düşük olması desteklemektedir.

Diş hekimliği malzemelerindeki güncel gelişmeler metal destekli seramik restorasyonların da gelişmesine neden olmuştur. Bu gelişmeler arasında, fiziksel özellikleri daha iyi ve feldspatik porselenlerden daha az aşınan yeni jenerasyon seramiklerin geliştirilmesi, daha yeni metal alaşım ve seramik kombinasyonları ile metal üzerine preslenebilir porselenlerin kullanımı yer almaktadır (Suleiman ve Vult von Steyern, 2013). Son dönemde yapılmış ve Co-Cr metal altyapılı seramik restorasyonların bağlanma dayanımını araştıran çalışmalar, metal altyapıların yeni üretim yöntemleri üzerine yoğunlaşmıştır (Korkmaz ve Asar, 2009).

Günümüzde halen klinik uygulamalarda metal altyapılı restorasyonların hazırlanması amacıyla sıklıkla kayıp mum ve geleneksel döküm yöntemi kullanılmaktadır. Ancak, gerek laboratuvar aşamasında teknik personele bağlı olarak oluşan hatalar, gerek ise klinikte hastadan alınan ölçü ve elde edilen alçı model kaynaklı yaşanan zorluklar, bu yöntemle metal altyapıların hazırlanmasında ideal sonuçlara ulaşılmasına engel teşkil edebilmektedir.

Teknolojik gelişmelere paralel olarak, günümüzde sabit restorasyonların hızlı üretimi amacıyla bilgisayar destekli tasarım-üretim(CAD/CAM) teknolojisine sahip sistemlerin kullanılması giderek yaygınlaşmaktadır (Yun-Jung, 2014). Bu üretim teknolojisi hem çalışma yöntemlerinin basitleştirilmesine hem de daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanılabilmesine olanak tanımaktadır. Geleneksel döküm yöntemine göre, zaman tasarrufunun yanı sıra maliyetlerin düşürülmesi ve döküm esnasında yaşanabilecek

olumsuzlukların önlenmesi gibi avantajlara sahip bu sistemler kullanılarak altyapılar, hazır bloklardan freze tekniği ile işlenip oluşturulabilmektedir (Sun ve Zhang, 2012).

Frezeleme teknolojisi ile metal altyapı üretimi esnasında kullanılan frezlerin aşırı abrazyona maruz kalması, sistemin arzu edilen zaman tasarrufunu tam olarak karşılayamaması, freze edilen prefabrik bloktan geriye kalan malzemenin fazla olması ve aynı anda birden fazla, kompleks yapıda restorasyon üretiminin güç olması gibi sebepler, son dönemde protetik diş tedavisinde “Hızlı Prototip Üretim Teknikleri”nin kullanımına ağırlık verilmesine neden olmuştur (Santos ve ark., 2006).

Yaklaşık 20 yıllık bir geçmişe sahip hızlı prototip üretim teknikleri, Seçici Lazer Sinterleme (SLS), Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) veya Seçici Lazer Ergitme (SLM) gibi yöntemleri kullanarak CAD ünitesinde dizayn edilen üç boyutlu modellerin fiziksel üretimini tabakalama tekniği ile gerçekleştirmektedir (Roberts ve ark., 2009). Hızlı prototip üretim tekniklerinin ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzemeyi yığarak üretim yapma özelliği ile döküm işlemleri esnasında meydana gelen büzülme ortadan kalkmakta, karmaşık geometrilere sahip objeler kolaylıkla üretilebilmekte ve günümüz CAD/CAM sistemlerine kıyasla maliyette büyük ölçüde tasarruf sağlanmaktadır (Liu ve ark., 2006).

Bu çalışmada; metal altyapının farklı üretim teknikleri ile hazırlanmasının; metal altyapı ile seramik üstyapı arasında kurulan bağlantının geliştirilmesi üzerine olan etkilerinin değerlendirilebilmesi için farklı yapım yöntemleri ile hazırlanan Co-Cr metal altyapıların tek tip bir düşük ısı porselen sistemi ile olan bağlanma dayanımlarının termal yaşlandırma işlemine tabi tutulduktan sonra incelenmesi amaçlandı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramik Kron-Köprü Protezlerinde Restorasyon Tipleri

2.1.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

Diş hekimliği alanında metal destekli seramik restorasyonların kullanımını başarılı olarak değerlendiren yayınlar ilk olarak 1950’li yılların ortasında ortaya çıkmıştır. Bu tarihten itibaren materyal ve tekniklerdeki umut vadeden gelişmeler ve araştırmalar sayesinde metal destekli seramik restorasyonların kullanımında artış görülmüştür. Bu restorasyonların kullanımındaki artış büyük oranda güven veren klinik performansları, kabul edilebilir estetikleri ve memnun edici fiziksel özelliklerinin bir sonucudur (Mc Lean, 1979).

Temel olarak bir tür cam olan dental seramikler, sabit protezlerde kayıp diş dokularının yerini alan, mine ve dentin görünümüne en yakın materyallerdir. İnert yapıları, renk stabiliteyi, yüksek aşınma dirençleri, düşük ısı iletkenlikleri, biyouyumlu olmaları ve estetik özelliklerinden dolayı diş hekimliği açısından etkileyici avantajlara sahip olan dental seramiklerin ısı iletkenlikleri ve ısıl genleşme katsayısı, mine ve dentinin değerlerine oldukça yakındır. Baskı kuvvetlerine yüksek direnç göstermelerine karşın, gerilme kuvvetleri karşısında dirençlerinin zayıf olması nedeniyle kırılma direncinden yoksun olan dental seramikler, mekanik özelliklerinin artırılabilmesi için metal altyapı ile desteklenmektedir (Anusavice, 2003; Mc Lean, 1979; Naylor ve King, 2009).

Herhangi bir restorasyonun başarılı olabilmesi için dayanıklılık, stabilite, dökülebilirlik, korozyona karşı direnç ve parlatılabilirlik gibi belirli gereksinimlere ihtiyaç duyulmaktadır. Metal seramik bir restorasyonun fonksiyonunun önemli bir kısmı seramik materyali tarafından karşılanıyormuş gibi görünse de bir protezin başarısı büyük oranda metal altyapının fiziksel özelliklerine bağlıdır (Roberts ve ark., 2009). Metal altyapı kullanımı her ne kadar seramiğin estetik kalitesinin azalmasına yol açsa da, seramik yapısındaki küçük boşluk ve çatlakların oluşturduğu streslerin materyalin direncinde meydana getirdiği azalmayı kompanse etmesi nedeniyle seramiğe rijit bir altyapı desteği oluşturmaktadır (Moffa ve ark., 1997; Shillingburg ve ark., 1997).

Seramik materyalinin yapısındaki “Griffith çatlakları” materyalin iç streslerini arttıran çıplak gözle görülemeyen mikroçatlaklardır (Yamamoto, 1985). Tekrarlayan gerilme kuvvetleri karşısında yapısındaki mikroçatlakların ilerleme ve genişleme eğilimi göstermesi sebebiyle desteklenmeyen seramik materyalinin direnci zayıflamakta ve kırılmaya yatkınlık göstermektedir. Seramiğin metalle bağlanan alt yüzeyindeki mikroçatlakların ilerlemesi seramik materyali ile metal yüzeyindeki oksit tabakası arasında fırınlama esnasında kurulan kimyasal bağlantı aracılığı ile baskılanmaktadır (Yamamoto, 1985).

Ana bileşenleri feldspar olan feldspatik seramikler 35 yıldan daha uzun süredir diş hekimliğinde metal seramik restorasyonların hazırlanması için kullanılmaktadır (Naylor ve King, 2009). Yaklaşık 70 MPa gibi düşük bir gerilme direncine sahip feldspatik seramiklerin metal altyapı ile desteklenmeleri sonucunda bükülme dayanıklılıkları 550 MPa'ya kadar çıkmaktadır. Ayrıca feldspatik seramiklerin fırınlanmalarını takiben gösterdikleri yoğun doğrusal ve hacimsel büzölmeye bağlı yapılarında görölen boyutsal değişiklik de metal altyapı kullanımını ile restorasyonun bitim sınırında kontrol altında tutulmaktadır (Koçak, 2006).

Halen günümüz sabit restorasyonların büyük bir bölümünü oluşturan metal destekli seramik restorasyonlar estetik beklentiler ile maksimum dayanıklılığı birlikte sunmaları nedeniyle diş hekimliğinde yüksek bir başarı oranı ile kullanılmaktadırlar. Uzun dönem takipli çalışmalarda metal destekli seramik restorasyonların 10 yılın sonunda %72 ila 87, 15 yılın sonunda %69 ila 74, 30 yılın sonunda ise %53 oranında başarı gösterdikleri tespit edilmiştir (Lüthy ve ark., 2005). Metal destekli seramik restorasyonların başarısında uzun dönem devam edecek kuvvetli ve kaliteli bir metal seramik bağlantısı oldukça önemlidir (Kartal, 2014).

Metal seramik sistemleri; metal altyapı, opak seramik tabakası, dentin ve mine seramiği ile bunların üzerindeki en son katman olan glazür tabakasından oluşmaktadır.

2.1.2. Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlar

Doğal dişler ışığın diş yüzeyinden geçip arka tarafa doğru iletilmesine izin vermektedir. Metal destekli seramik restorasyonlarda metal altyapı ışığın sadece yansımalarına izin

vermekte ve doğal diş renginin elde edilmesine engel olmaktadır. Metal desteksiz seramik restorasyonlar renk derinliği, ışık geçirgenliği gibi özellikleri sayesinde doğal diş yapısını daha iyi taklit edebilirler. Bu nedenle komşu dişlerle uyumlu bir estetiğin sağlanabilmesinde metal destekli restorasyonlara göre daha üstün avantajlar taşımaktadırlar (Lehner ve Schärer, 1992; Wall ve Cipra, 1992).

Diş hekimliğinde estetiğin öneminin hem hastalar hem de hekimler için giderek artması, metal içermeyen, diş rengindeki restorasyonlarla ilgili çalışmaların hız kazanmasına sebep olmuştur. Seramikler, yapısal olarak modifiye edilmiş en eski inorganik materyaller olup diş hekimliğinde yaklaşık 200 yıldır kullanılmaktadır (Jones,1985; Mc Lean,1979). Kırılmaya karşı yatkın oluşları kullanımlarındaki en önemli dezavantajı oluşturmaktadır (Koçak, 2006). Seramiğin fiziksel özelliklerini kuvvetlendirmek ve böylece direnç kazanmasını sağlamak amacıyla metal destekli seramik restorasyonlar geliştirilmiştir (Boyle ve ark., 1993; Denissen ve ark., 1993). Seramiğin metal altyapı ile desteklenmesi bilinen en eski ve en güvenilir güçlendirme yöntemi olmasına karşın, metal altyapının varlığı bu tip restorasyonların yeterli estetik ve biyolojik uyumluluğa sahip olmalarına engel teşkil etmektedir.

Sahip oldukları önemli özellikler sayesinde tam seramik sistemlerin tercih edilme sıklığı artmıştır. Bu durum seramik materyallerinin olumsuz özelliklerinin giderilmesi ihtiyacını doğurmuştur. Bu nedenle seramik materyali üzerinde yapılan çalışmalara son yıllarda ağırlık verilmiştir. Ancak tam seramik sistemlerin başarısızlığına dair yapılan çalışmalara ait literatür taraması seramik materyalindeki kırılmanın, rapor edilen komplikasyonlar arasında en sık rastlanılan olduğuna işaret etmektedir (Türkoğlu ve ark., 2010).

2.2. Kron-Köprü Protezlerinin Altyapılarında Kullanılan Metal ve Metal Alaşımları

2.2.1 Metal Alaşımlarının Yapısı

Nispeten yüksek mukavemete ihtiyaç duyan sabit ve hareketli protezlerin hazırlanmasında Co-Cr gibi dökülebilir dental metal alaşımlarının kullanımı oldukça yaygındır (Takahashi, 2002). Metaller civa haricinde oda sıcaklığında genellikle sert ve parlaktır. Metaller, atomların birbirleri ile sıkı bir elektrostatik etkileşim içinde olduğu kristal yapıya sahiptirler.

Erimiş bir metal veya alaşım soğutulduğunda, kristalizasyon şeklindeki katılaşmaya “çekirdek” adı verilen belirli bir odaktan başlar. Hızlı soğutma ile birim hacimde daha fazla çekirdek oluşur. Bu çekirdekler, metal şekli oluşturmak için üç boyutlu bir bulmaca gibi birbirine uyan düzensiz polikristalin taneler veya kristaller oluşturacak şekilde birlikte büyürler. Kristal büyümesi, materyal tamamen katılaşmaya ve küresel kristaller birbirleri ile temas edene kadar devam eder. “Gren” adı verilen her kristal tam kübik veya küresel olmamakla beraber kristalizasyon sonrası merkezi çekirdeğe göre her yönde yaklaşık olarak aynı uzaklıkta konumlanır. Gren boyutu küçüldükçe “gren sınırı” olarak adlandırılan temas halindeki iki gren arasındaki alanın yoğunluğunda artış olur (Mc Cabe ve Walls, 2008; O'Brien, 2008). Gren boyutunun azalması sabit ve hareketli protezlerin yapımı için kullanılan döküm metal alaşımların yapısı üzerinde olumlu etkilere sahiptir (O'Brien, 2008).

İnce gren yapısına sahip metaller genellikle daha serttir ve kaba gren yapısına sahip metallere göre daha yüksek elastiklik limitine sahiptirler. Döküm esnasında ince gren yapısına sahip olması materyalin çekme direnci ve uzaması gibi mekanik özelliklerinin önemli ölçüde (%30) geliştirilmesine olanak sağlamaktadır. Bu sebepten ötürü materyalin mekanik özelliklerinin, gren boyutu kontrol edilerek belli bir dereceye kadar değiştirilmesi mümkündür (Mc Cabe ve Walls, 2008; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Erimiş haldeyken, metaller birbirleri içinde değişik ölçülerde dağılıp, katı halde alaşımlar oluşturmasına izin verirler. Tüm sıvıların birbiri içinde çözülmemesi gibi, tüm metaller de birbirleri içinde çözünmezler. Katı haldeki metallerin eriyebilirlik derecesi, özgün olarak atom türlerinin nispi boyutlarına, saf metal bileşenleri tarafından oluşturulan kristal yapıya, bileşenlerin bileşme değerlerine ve bunların reaktivitesine bağlı olarak değişmektedir (Elshahawy ve Watanabe, 2014; Wataha, 2002). İki veya daha fazla metal veya ametalin eriyik halde iken oluşturdukları karışıma “alaşım” adı verilir. Protetik diş tedavisi uygulamalarında soy metaller dışındaki saf metallerin yeterli fiziksel, biyolojik ve korozyon özelliklerine sahip olmamaları nedeniyle alaşımlara ihtiyaç duyulmaktadır. Alaşım sistemi elementlerin olası tüm birleşme oranlarını göstermektedir. İki metalin birleşmesine “binary”, üç metalin birleşmesine ise “tersiyer alaşım” adı verilir (Elshahawy ve Watanabe, 2014; O'Brien, 2008; Wataha, 2002).

Diş hekimliğinde protetik tedavilerde fiziksel özelliklerinin yeterli olmaması nedeniyle saf metallere çok, alaşımlar kullanılmaktadır. Kullanılan metal alaşımlarının bileşenleri çeşitlidir ve bu çeşitliliğin büyük kısmı altın ve paladyumun fiyatının artması nedeniyle son 20 yılda gelişmiştir. Uzun yıllar boyunca diş hekimliğinde kullanılan altın içerikli alaşımlara alternatif olarak günümüzde gümüş, altın, paladyum, nikel, kobalt veya titanyum içerikli alaşımlar tercih edilmeye başlanmıştır (Schmalz ve Arenholt-Bindslev, 2009)

2.2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Alaşımı Seçimini Etkileyen Faktörler

Diş hekimliğinde kullanılan dökülebilir metal alaşımlar protetik diş tedavisinde belirgin bir rol oynamaktadır. Her ne kadar son yıllarda, tam seramik restorasyonların ve daha dayanıklı reçine esaslı kompozitlerin geliştirilmesiyle restorasyonların hazırlanmasında bu materyallere olan yönelimde artış yaşansa da, metal alaşımların, sabit protetik restorasyonların ana materyali olarak kullanımına günümüzde de devam edilmektedir (Wataha ve Messer, 2004). Sabit bir protezin yapımında kullanılan materyalin ağızda uzun süre bütünlüğünü koruyabilmesi için gerekli dayanıklılık katsayısına, aşınma direncine ve biyolojik uyumluluğa sahip olması gerekmektedir.

Restorasyonlarda kullanılan mevcut döküm alaşımları son 25 yılda önemli ölçüde değiştirilmiştir. 1970'lerin başında, Amerika Birleşik Devletleri'nde altın fiyatının serbestleştirilmesinden önce, diş hekimliği tedavilerinde kullanılan alaşımların ağırlıkça %70'inden fazlasını altın alaşımları oluşturmaktaydı. O dönemde bu alaşımlar, porselenle ya da porselensiz olarak sabit protezler için kullanılan hemen hemen tek alaşım türüydü. 1980'lerin başında altın ve son zamanlarda da paladyum fiyatlarında dalgalanmaların görülmesi ve protetik restorasyonlarda kullanılacak daha yüksek dayanım direncine sahip materyallere yönelik arayışın artması, alternatif alaşımların gelişimini hızlandırmıştır. Protetik tedavinin uzun dönem başarısında uygun alaşım seçimi teknik, etik ve yasal açıdan kritik öneme sahiptir. Olası bir alaşımda bulunması gereken özellikler dikkate alındığında, mevcut olan hiçbir alaşım türünün bütün koşulları aynı anda sağlayamayacağı belirtilmiştir (Wataha ve Messer, 2004). Kullanılacak olan metal alaşımı seçimini; dökülebilir olması, biyoyumluluğu, lekelenme ve korozyon direnci, porselen tarafından metal renginin maskelenebilmesi, sertliği, lehim yapılabilmesi, bükülme direnci, elastiklik

modülü ve ekonomik açıdan uygun olması gibi birçok faktör etkileyebilmektedir (Roberts ve ark., 2009).

Metal destekli porselen restorasyonların yapımında kullanılacak metal ya da alaşımların seçiminde şu özelliklerin dikkate alınması gerekmektedir (Anusavice, 2003; Elshahawy ve Watanabe, 2014; O'Brien, 2008; Wataha, 2000):

- Biyolojik açıdan uyumlu olmalıdır.
- Ağız ortamındaki sıvılara karşı dayanıklı olmalı, korozyona uğramamalıdır.
- Ağız dokularına zarar verebilecek herhangi bir ürün bulundurmamalı, alerjik reaksiyonlara sebep olmamalıdır.
- Fonksiyonel ve yapısal dayanıklılığı sağlamak için yeterli fiziksel ve mekanik özelliğe sahip olmalıdır.
- Porselenin renkleşmesine neden olabilecek metal ve oksitlerini içermemelidir.
- Erime derecesi porselenin fırınlanma ısısından daha yüksek olmalıdır (en az 100°C).
- Isısal genleşme katsayısı porselen ile uyumlu olmalıdır.
- Tüm detayların elde edebilmesi için dökülebilirlik özelliği yeterli seviyede olmalıdır.
- Tesviye ve cila işlemlerine kolaylıkla olanak tanıyabilmelidir.
- Porselen ile kuvvetli bir bağlantı kurabilmesi için ince, yapışkan ve tercihen açık renkte bir oksit tabaka oluşturabilmelidir.
- Ekonomik olmalıdır.

2.3. Metal Alaşımların Terminolojisi

Soy Metaller

Korozyon ve paslanmaya karşı dirençli yapıları ve oksidasyona karşı iyi kimyasal stabilite ile karakterize metallerdir. Diş hekimliğinde kullanılan soy metaller altın ve platin grubunda olan platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os), rodyum (Rh) ve rutenyum (Ru)'dur. Asil metaller, nispeten yüksek maliyetlerinden dolayı sık sık değerli metaller olarak da adlandırılırlar (Givan, 2007). Bazı metalürji uzmanlarınca gümüş (Ag) değerli bir metal olarak kabul edilmesine karşın, ağız içi uygulamalarda korozyona ve kararmaya karşı direncinin zayıf olmasından ötürü diş hekimliğinde asil bir metal olarak kabul görmemektedirler (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Soy Olmayan Metaller

Kolaylıkla okside olabilen soy olmayan metallerin “baz” ya da “kıymetsiz” tercih edilen başka bir tanım şeklidir (Naylor ve King, 2009; O'Brien, 2008). Diş hekimliği literatüründe de soy olmayan metaller, baz ya da kıymetsiz metallerle eş anlamlı olarak kullanılır. Metal seramik alaşımlarda genellikle bulunan soy olmayan metallerden nikel, krom, kobalt ve alüminyum bunlardan birkaçıdır (Naylor ve King, 2009).

Kıymetli Metaller

Bu terim nadir bulunan ve yüksek ticari değerleri nedeniyle elde edilmesi maddi açıdan pahalı olan metaller için kullanılır. Diş hekimliğinde kullanılan altın, gümüş, platin grubundaki altı metal, berilyum, galyum ve indiyum kıymetli metal grubundaki metallere verilebilecek örneklerden birkaç tanesidir. Tüm soy metaller kıymetliken, tüm kıymetli metaller soy değildir (Naylor ve King, 2009).

Yarı Kıymetli Metaller

Yarı kıymetli terimi, önemli oranda gümüş içeren soy metal alaşımları için üretilmiştir. Ancak daha sonraları kıymetli ve kıymetsiz metal içeren alaşımlar için de kullanılmıştır (O'Brien, 2008). Oldukça yaygın olarak kullanılmasına rağmen hiçbir alaşımın bu tanıma uymamasından ötürü hatalı bir terimdir ve diş hekimliğinde kullanılmaması daha doğrudur (Naylor ve King, 2009).

Kıymetsiz Metaller

Bu terim kolay bulunan ve ticari değeri düşük metaller için kullanılır. Diş hekimliği literatüründe oldukça yaygın olarak kullanılmasına rağmen teknik olarak çok doğru bir terim değildir (Naylor ve King, 2009).

2.4. Dental Porselenlerle Kullanılan Metal Altyapı Alaşımlarının Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde metal destekli porselen restorasyonların yapımında kullanılmak üzere altın ve diğer kıymetli metallerin dalgalanan fiyatlarına tepki olarak birçok alternatif alaşım sistemi geliştirilmiştir. Bu alternatif alaşım sistemlerinin gelişimi büyük ölçüde ekonomi tarafından motive edilmiş olsa da, yeni materyallerin ortaya çıkan olumlu özellikleri tercih edilme sebeplerini arttırmıştır. Metal destekli porselen restorasyonların

yapımında kullanılacak uygun alaşım seçimi, alaşımın amaçlanan kullanımı ile ilgili özelliklerin rasyonel bir değerlendirmesine dayanmalıdır (O'Brien, 2008).

Dökülebilir metal alaşımlarını sınıflandırmak için birçok sistem bulunmakla birlikte hiçbiri evrensel olarak kabul edilmiş bir standarda sahip değildir. Her bir sınıflandırma sisteminin amacı kendi içinde değişiklik gösterebilir. Bir sistem fonksiyona göre belirlenirken diğerleri maliyete, kullanım amacına veya alaşımın içeriğine göre oluşturulabilir (Naylor ve King, 2009).

1932 yılında Ulusal Standartlar Bürosu (National Bureau of Standards) döküm alaşımlarını sınıflandırmak üzere en eski ve basit yöntemi tasarlamış ve altın içerikli kron-köprü metallerini Tip I, II, III, IV şeklinde sınıflandırmıştır (Tablo 2.1). Her sınıftaki ya da tipteki alaşımlar Vicker's sertlik oranlarına göre düzenlenmiştir ve ağırlıkça %70 veya daha fazla oranda altın, gümüş, paladyum ve platin içermektedir (Naylor ve King, 2009; O'Brien, 2008).

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

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

Alaşımın içeriğine bağlı olarak özelliklerine yansıyan farklılıklar kullanım alanlarını da doğrudan etkilemektedir.

Tip I: Oldukça yumuşak olan Tip I alaşımları, oklüzal strese maruz kalmayan, yeterli miktarda diş dokusuyla desteklenen inleylerde kullanılırlar. Isıl işleme tabi tutulmayan bu alaşımların çekilebilir olması restorasyon sınırları içerisinde inleynin ağız içinde şekillendirilebilmesine ve daha iyi bir kenar uyumunun elde edilmesine olanak tanır.

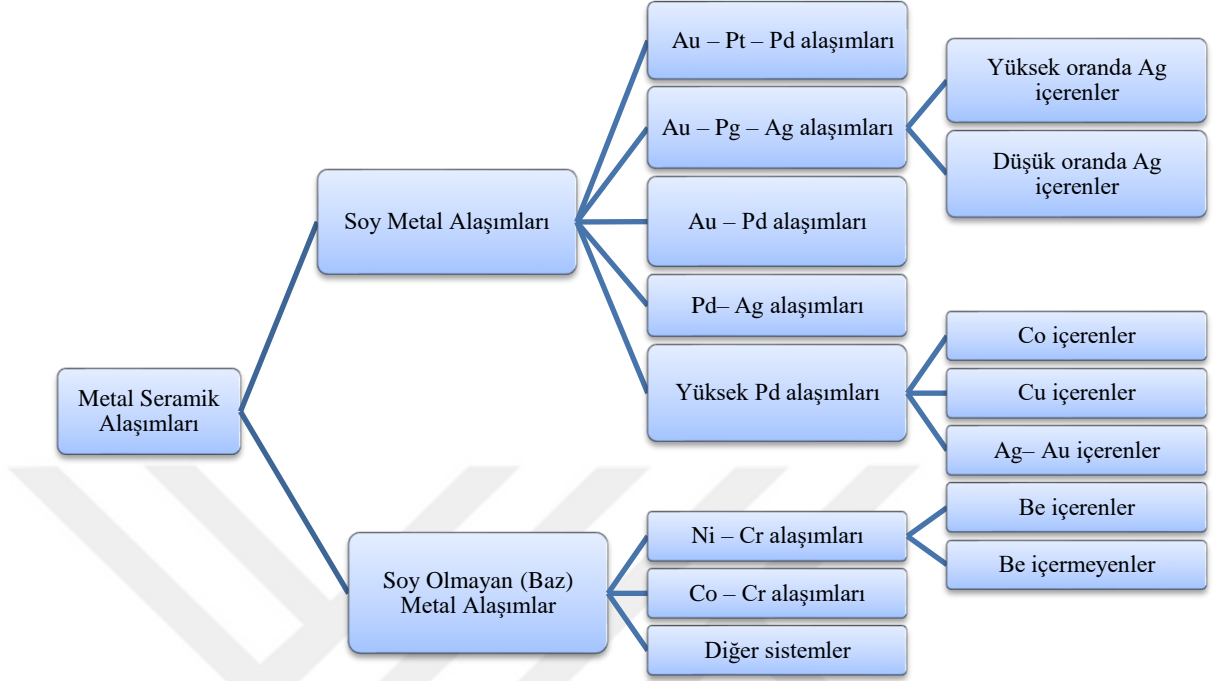
Tip II: Çekilebilirlik özelliğindeki azalmaya rağmen Tip I alaşımlara göre daha üstün mekanik özelliklere sahip olan bu alaşımlar inleyleyler için en yaygın olarak kullanılan altın alaşımlarıdır.

Tip III: Diş dokusu desteğinin az olduğu, oklüzal yüklere fazlaca maruz kalan inley, onley ve 3/4 kronlarda kullanılabilirler. Alaşımın yüksek miktardaki platin ve paladyum içeriği, erime derecesini yükselterek özellikle köprü restorasyonlarının bileşenlerini lehimle bir araya getirme işlemlerinde büyük kolaylık sağlar.

Tip IV: Yapılarında önemli miktarda bulunan paladyum ve platin erime derecelerini artırır, alaşımın oldukça sert yapıda olmasını sağlar. Çiğneme kuvvetlerinin yüksek olduğu vakalarda, uzun dişsiz alanların sabit protezlerle rehabilitasyonunda ve metal destekli hareketli protezlerin, kısmen daha esnek yapıda olması beklenen, küçük bağlayıcı unsurlarının yapımında kullanılırlar (Mc Cabe ve Walls, 2008; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association – ADA) 1984 yılında döküm alaşımlar için alaşımların ağırlıkça yüzde bileşimine dayanan bir sınıflandırma sistemi hazırlamıştır. ADA'ya göre alaşımlar “yüksek soy”, “soy” ve “soy olmayan metal” olarak 3 gruba ayrılmıştır. Farklı içerik ve performanstaki alaşımları aynı genel kategori içerisinde sınıflayan bu sistemin; üretici, teknisyen ve hekim arasındaki iletişimi olumsuz yönde etkilemesi nedeniyle dental döküm alaşımlarını düzenleyebilmek için farklı sınıflama sistemine ihtiyaç olmuştur (Naylor ve King, 2009).

ADA sınıflandırmasının sınırlamalarını belirlemek amacıyla, metal seramik alaşımlarının içeriklerini göz önüne alarak alternatif bir sınıflandırma sistemi tasarlanmıştır. Buna göre; bütün alaşımlar öncelikle “soy” (kıymetli) ve “soy olmayan metal” (baz ya da kıymetsiz) olarak iki ana gruba, ardından da bu iki grup bileşenleri ve temel bileşenin oranı göz önüne alınarak alt gruplara ayrılmıştır. Buna göre metal seramik alaşımlarına ait sınıflandırma sistemi aşağıdaki gibi yapılmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Metal seramik alaşımlarının kompozisyonlarına dayalı sınıflama sistemi

2.4.1. Soy Metal Alaşımları

Altın-Platin-Paladyum alaşımları

Diş hekimliğinde metal seramik restorasyonların yapımında başarıyla kullanılan en eski metal alaşımıdır. Kullanımları; daha ekonomik, mekanik özellikleri ve akma dirençleri önemli derecede daha iyi soy metal alaşımların geliştirilmesi nedeniyle azalmıştır. Altın–platin–paladyum alaşımlarının bileşen aralığı oldukça değişiklik göstermekle beraber içeriklerinde oransal olarak en fazla altın bulunmaktadır (Altın: %75-88, Pt: ≤ %8, Pd: ≤ %11, eğer varsa Ag: ≤ %5, Sn: %2-5, In: < %1, Fe, Re). Eğer alaşım platinden daha fazla oranda paladyum içeriyorsa altın–paladyum–platin, içeriğinde paladyum bulunmazsa altın–platin olarak isimlendirilir. Alaşıma eklenen indiyum, kalay ve demir, porselen ile alaşım arasında kimyasal bağın kurulması için oksit tabakanın oluşmasını sağlamaktadır.

Her bir atomun hemen hemen yaygın bir tutkal gibi hareket eden bir elektron bulutu ile çevrili olduğu metal bağının benzersiz özellikleri, altın alaşımlarına bazı özel avantajlar kazandırır. Bunlar; yüksek gerilme ve kırılma dayanımı, aşınmaya karşı direnç (düşük sürtünme katsayıları), yüksek orandaki soy içerikleri sayesinde kararmaya ve korozyona karşı dirençlerinin fazla olması, kolay ve kusursuz dökülebilme, seramikle kuvvetli bir

bağ oluşturabilme, düzeltme ve bitirme işlemlerinin kolay olması, biyouyumluluk ve parlatılabilirliklerinin yüksek olması olarak sıralanabilir. Dezavantajları ise; yüksek maliyetleri, özellikle uzun gövdeli köprülerde düşük bükülme dirençlerine bağlı olarak kullanımlarının uygun olmaması, sertliklerinin düşük olması ve yoğunluklarının yüksek olması olarak sıralanabilir (McLean, 2001; Naylor ve King, 2009; Roberts ve ark., 2009; Rosenstiel ve ark., 2001; Sakaguchi ve Powers, 2012)

Altın-Paladyum-Gümüş alaşımları

1970'lerde yaygın olarak kullanılan düşük altın içerikli ilk alternatif alaşımlardır. Alaşım bileşimlerinden platin çıkarılarak, altın içeriği, paladyum ve gümüş miktarlarında karşılık gelen artışlarla birlikte yaklaşık %50'ye düşürülmüştür. Altın-platin-paladyum alaşımlarında görülen zayıf akma direnci, düşük sertlik ve yüksek maliyet gibi dezavantajları ortadan kaldırmak için piyasaya sürülmüşlerdir. Altın, paladyum ve gümüş kombinasyonunun iki farklı varyasyonuna bağlı olarak alaşım düşük veya yüksek gümüş grubu olarak sınıflandırılmaktadır. Ancak iki grubun da altın esaslı alaşımlar olması nedeniyle hem düşük hem de yüksek gümüş grubu altın-paladyum-gümüş alaşımı olarak isimlendirilirler ve çoğunlukla aynı avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Alaşımın gümüş içeriği porselende yeşil renklenmeye sebep olur. Porselen içerisindeki yeşil renklenme, bazı seramik markalarına ait porselen kompozisyonlardaki sodyum iyonlarının potasyum iyonlarıyla yer değiştirilmesi yoluyla ortadan kaldırılmıştır (Naylor ve King, 2009; Roberts ve ark., 2009; Rosenstiel ve ark., 2001).

Altın-Paladyum alaşımları

Gümüş içeren alaşımlarda görülen porselende renk değişikliği ve yüksek ısıl genişleme katsayısı gibi olumsuzlukları çözmek için geliştirilmiş alaşımlardır. İlk kez 1977 yılında piyasaya sürülen bu alaşımlar yüksek paladyum içeriklerinden dolayı sarıya kıyasla "beyaz altın" rengi gösterirler. Au-Pt-Pd alaşımlarından daha güçlü ve sert olan bu alaşımların dökümü kolaydır. Alaşımların döküm sıcaklıklarının yüksek olması lehimleme işlemlerini kolaylaştırmaktadır (Naylor ve King, 2009; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Paladyum-Gümüş alaşımları

Pd-Ag alaşımları 1974 yılında ilk altın içermeyen soy metal seramik alaşımı olarak piyasaya sürülmüştür. Daha pahalı olan altın esaslı alaşımlara ekonomik bir alternatif sunmak için özel olarak geliştirilmişlerdir (Roberts ve ark., 2009). Tipik olarak; Pd-Ag alaşımları %55-60 oranında paladyum, %28-30 oranında gümüş içerir. Alaşım içerisine ilave edilen rutenyum dökülebilirliğini artırırken, indiyum ve kalay ilavesi alaşımın sertliğini arttırıp, porselen bağlantısı için gerekli oksit tabakasının oluşmasını sağlamaktadır (Rosenstiel ve ark., 2001). Pd-Ag alaşımlarının elastiklik katsayısı, soy metal alaşımları içerisinde en uygun olanıdır. Yüksek elastik katsayısı nedeniyle mükemmel akma direncine sahip olan Pd-Ag alaşımları ile porselen arasında kabul edilebilir bir bağlanma kuvveti kurulur. Altın yerine paladyumun kullanılması, alaşımın erime derecesini yükseltip, ısıl genleşme katsayısını düşürür. Gümüş oranının arttırılması ise erime derecesini düşürürken, ısıl genleşme katsayısını arttırır.

Yüksek Paladyum alaşımları

Alaşım sistemlerinin geliştirilmesiyle birlikte, 1980'li yılların başında piyasaya birkaç farklı tipte yüksek paladyum alaşımı sürülmüştür. Bu alaşımlar öncelikle ekonomik nedenlerden ötürü geliştirilse de nikel içerikli döküm alaşımlarının biyouyumluluğunun yetersiz olması ve Pd-Ag alaşımlarıyla görülen porselende renk değişikliği bu alaşımların geliştirilmesine ortam hazırlamıştır (Roberts ve ark., 2009). Yüksek paladyum alaşımları arasında en popüler kompozisyona sahip olanlar kobalt ve bakır içeren gruplardır (Naylor ve King, 2009).

1983 yılında piyasaya sunulan paladyum – bakır alaşımlarının kullanımı 1990'lı yıllarda artış göstermiştir (Anusavice, 2003). Alaşım %70-80 oranında paladyum, %15 oranına kadar da bakır içermektedir. Alaşımın içerdiği yaklaşık %9 oranındaki galyum döküm sıcaklığının kontrol edilmesini, indiyum ise porselen bağlantısı için gerekli oksit tabakasının oluşmasını sağlamaktadır. Bazı yüksek paladyum–bakır alaşımları eser miktarda altın da içermektedir. Pd-Cu alaşımlarının akma direncinin zayıf olması ve oksidasyon sırasında koyu bir oksit tabakası oluşması gibi dezavantajları bulunmaktadır (O'Brien, 2008; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Kullanımı sınırlı olan paladyum-kobalt alaşımlarının ağırlıkça %88'ini paladyum, %4-5'ini kobalt oluşturmaktadır. Pd-Co alaşımlarının en büyük avantajı, bazı porselen sistemlerinde faydalı olan, nispeten yüksek ısısal genleşme katsayısına sahip olmalarıdır. Pd-Co alaşımlarının başlıca dezavantajı, porselenin estetiğini olumsuz yönde etkileyen ve ince kenarlarda maskelenmesi zor olabilen koyu renkli bir oksit tabakası oluşturma eğilimidir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Pd-Cu ve Pd-Co alaşımlarının dezavantajlarından ötürü sürekliliği olan bir pazar payı elde edemeyişi dikkatlerin yüksek paladyum-gümüş-altın alaşımına çevrilmesine neden olmuştur. Pd-Ag-Au alaşımlarının en önemli avantajı altın esaslı alaşımlara göre maliyetlerinin daha düşük olmasıdır (Naylor ve King, 2009).

2.4.2. Soy Olmayan (Baz) Metal Alaşımlar

Dış hekimliğinde soy olmayan (baz) metal alaşımları çeşitli restorasyonlar ve altyapılar için yaygın olarak kullanılmaktadır. 1970'lerin başında geliştirilen soy olmayan metal seramik alaşım sistemlerinden günümüzde nikel ve kobalt esaslı olmak üzere bilinen iki tipi kullanılmaktadır. Krom her iki sistemdeki alaşımlar için de ikinci en büyük bileşeni temsil etmektedir (O'Brien, 2008; Roberts ve ark., 2009; Sakaguchi ve Powers, 2012). Uzun yıllardır piyasaya hâkim olan nikel ve kobalt esaslı alaşımların yanı sıra, özellikle titanyum alaşımları üzerine yapılan araştırmalar devam etmektedir (Roberts ve ark., 2009).

Nikel-Krom alaşımları

Başlıca bileşenleri nikel ve krom olan Ni-Cr alaşım sistemi içeriğinde berilyum elementinin bulunup bulunmamasına bağlı olarak iki büyük grupta incelenebilir. Berilyum içeren nikel-krom alaşımlarının bileşiminde %62-82 oranında nikel, %11-20 oranında krom, yaklaşık %2 oranında berilyum ve alüminyum, karbon, galyum, demir, silikon, titanyum gibi çok sayıda küçük element bulunmaktadır. Alaşım yapısına eklenen berilyum alaşımın özelliklerini daha üstün hale getirmiştir. Berilyum, alaşımın erime ısını ve yüzey gerilimini düşürerek dökülebilme özelliğini geliştirir. Yüzey oksidasyonunu kontrol ederek metal porselen bağının mukavemetini artırır. Berilyum içeren Ni-Cr alaşımların akma dirençleri yüksek, ısı iletimleri zayıftır. Pürüzlendirilebilen ve ince dökümler yapılabilmesine olanak sağlayan bu alaşımların maliyetleri düşüktür.

Avantajlarına rağmen berilyum içeren nikel-krom alaşımlarının en büyük dezavantajı berilyumun sitotoksik özelliğinden ötürü, bu elementi içeren alaşımlar ile hasta ya da teknisyen temasının zararlı etkilere neden olabilmesidir. Doğru şekilde eritilmeleri ve dökülmeleri tecrübe isteyen bu alaşımların sertliklerinin oldukça fazla olması, karşıt dişlerde aşınmaya yol açabilir. Berilyum içermeyen nikel-krom alaşımlarının bileşiminde %62-77 oranında nikel, %11-22 oranında krom ve bor, demir, molibden ve tantalium gibi küçük elementler bulunmaktadır. Nikel-krom alaşımlarının maliyeti düşüktür. Yapısındaki krom sayesinde korozyona karşı direnci yüksektir. Ancak, bu özelliklerine rağmen içeriğindeki nikel elementinin, toplumda nikel alerjisi olan hastalarda toksik etki yapabilmesi nedeniyle kullanımları kısıtlanmaktadır (Anusavice, 2003; Naylor ve King, 2009; O'Brien, 2008).

Kobalt-Krom alaşımları

Kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları, diş hekimliğinde çeşitli klinik uygulamalarda kullanılan en iyi soy olmayan metal alaşımları arasındadır. Bileşimlerinde %35-65 oranında kobalt, %25-35 oranında krom, %0-30 oranında nikel ve eser miktarda molibden, silikon, berilyum karbon gibi küçük elementler bulunmaktadır. Rutenyum elementinin varlığına bağlı olarak alaşım sistemi iki alt gruba ayrılabilir (Mc Cabe ve Walls, 2008; Naylor ve King, 2009).

Kobalt, Co-Cr esaslı metal seramik alaşımlarının temel bileşeni olup, alaşımın direncini artırırken; krom ise alaşımı korozyona karşı dirençli hale getirmektedir (Roberts ve ark., 2009). Co-Cr alaşımları genel olarak yüksek dirence sahip, ısıya dayanıklı, manyetik olmayan ve biyouyumluluğu yüksek alaşımlar olarak tanımlanabilirler (Al Jabbari, 2014).

Günümüzde, Co-Cr esaslı alaşımlar hareketli parsiyel protezlerin ana bağlayıcılarının dökümünde ve sabit metal destekli porselen restorasyonlarının üretimi için Ni-Cr alaşımlarının olası alternatifleri olarak kullanılmaktadırlar. Nikel alerjisi ve berilyuma bağlı toksik reaksiyonlar Co-Cr alaşımlarını, Ni-Cr ve Ni-Cr-Be alaşımlarına göre avantajlı hale getirmektedir (Al Jabbari, 2014). Maliyetlerinin düşük ve ısı iletimlerinin zayıf olması gibi avantajlarının yanı sıra nikel içerikli alaşımlara göre laboratuvar işlemlerinin daha güç olması, sertliklerinin fazla olması dolayısı ile karşıt dişte aşınmaya

neden olabilme ve nikel içerikli alaşımlara göre daha fazla oksit oluşumuna neden olma gibi bilinen dezavantajları da vardır (Naylor ve King, 2009).

Titanyum ve titanyum alaşımları

Saf titanyum ve titanyum alaşımlarının tıbbi alanda ticari olarak kullanımları son 20 yılda önemli ölçüde artmıştır. Titanyum ve titanyum alaşımları dental implantların yanı sıra tam metal, metal porselen ve hareketli protezlerin ana bağlayıcılarının yapımında da kullanılmaktadır (Roberts ve ark., 2009). Diş hekimliğinde genellikle saf olarak kullanılmayan titanyum, titanyum-alüminyum-vanadyum alaşımı şeklinde kullanılmaktadır. Nispeten daha hafif, daha düşük yoğunluklu ve yüksek dirençlidirler. Elektrokimyasal bozunmaya karşı yüksek direnç göstermeleri ve biyolojik uyumlarının mükemmel olması, titanyum esaslı alaşımların kullanımını diş hekimliğinde cazip kılmaktadır (Craig ve Powers, 2002).

Ancak yeterli fiziksel ve mekanik özellikler göstermesine rağmen titanyum alaşımlarının dökümü, döküm sıcaklığının yüksek olması (yaklaşık 2000 °C), hızlı bir şekilde okside olmaları ve revetman materyalleri ile etkileşime girmeleri nedeniyle zordur (O'Brien, 2008). Titanyum alaşımlarından restorasyon elde edilme zorluğu, bu alaşımların kullanımı üzerinde olumsuz etki oluşturmuştur.

2.5. Metal Alaşımlarını Oluşturan Elementlerin Rolü

Alüminyum (Al): Nikel esaslı alaşımların erime derecesini düşürmek için kullanılır. Alüminyum sertleştirici bir ajandır ve oksit oluşumunu etkiler. Alaşımın maksimum çekme ve akma dayanımını artırır. Co-Cr alaşımlarıyla birlikte kullanıldığında, alaşım yüzeyinde reçine esaslı simanların mikromekanik tutuculuk sağlanmasına yardımcı olmak için asitlenebilme özelliği gösteren elementlerden birisidir.

Berilyum (Be): Tıpkı alüminyum gibi nikel esaslı alaşımların erime aralığını düşürmek, dökülebilirliğini arttırmak ve cilalanabilirliğini kolaylaştırmak için alaşıma eklenmiştir. Berilyum alaşımın sertliğini artırır ve oksit oluşumunu kontrol edilmesine yardımcı olur. Bununla birlikte, berilyum içeren Ni alaşımı, asidik bir ortamda Ni iyonlarını serbest bırakır ve salınan Ni iyonları, alerjik ve toksik reaksiyonlara neden olabilir. Bu sitotoksik

etkisinden ötürü, berilyum içeren alaşımlarla teknisyen ve hastanın teması halinde potansiyel sağlık riskleri oluşabilmektedirler.

Bor (B): Bir deoksidedicidir. Nikel esaslı alaşımlar için sertleştirici ajan olarak görev yaparlar. Erimiş alaşımın dökülebilme özelliğini geliştirerek yüzey gerilimini azaltır.

Krom (Cr): Krom, nikel ve kobalt esaslı alaşımlarda korozyon direncine katkıda bulunur. Karbid oluşumu sayesinde, alaşımın güçlenmesine katkıda bulunur. Alaşımın lekelenmeye ve paslanmaya karşı direncini artırır. Alaşımın krom içeriğinin %30'u aşması, dökümünü zorlaştırdığı için döküm metal alaşımları %28 veya %29'dan daha fazla krom içermemelidir (Al Jabbari, 2014).

Kobalt (Co): Nikel esaslı alaşımlara alternatif oluşturur ancak kobalt esaslı alaşımların işlenmesi daha zordur. Yüksek paladyum alaşımların içine alaşımın ısıl genleşme katsayısını arttırması için eklenir. Kobalt; dayanıklılığı, sertliği ve elastiklik modülünü artırır.

Bakır (Cu): Sertleştirici ve dayanıklılığı arttırıcı ajan olarak görev almaktadır. Alaşımın erime derecesini düşürür. Paladyum, platin, gümüş ve altınla reaksiyona girerek altın, bakır ve paladyum esaslı alaşımlara ısıl işlem yeteneği kazandırır. Soy alaşımların içine ilave edilerek porselen bağlantısı için gerekli olan yüzeydeki oksit tabakasının oluşmasını sağlar, yoğunluğunu azaltır ve alaşımın pasifliğini artırır.

Galyum (Ga): Gümüş içermeyen alaşımlara, gümüş eksikliğine bağlı olarak azalan ısıl genleşme katsayısını telafi etmesi için ilave edilir.

Altın (Au): Altın soy bir metaldir. Korozyona ve kararmaya karşı yüksek direnç sağlar. Alaşımın erime derecesini hafifçe attırır. Alaşımın işlenebilirliğini ve parlatılabilirliğini artırır. Ancak yoğunluğunu da arttırması maliyetin de artmasına neden olur.

İndiyum (In): Altın esaslı metal seramik alaşımlarda birçok işlev üstlenir. Alaşımın erime derecesini ve yoğunluğunu azaltırken, akışkanlığı artırır. Alaşımın direncini arttırıcı etkiye sahiptir. İndiyum altın esaslı alaşımlara yüzeyde porselenle bağlantıyı sağlayan

oksit tabakası oluşturmak için ilave edilir. Yüksek gümüş içeren alaşımlara ilave edildiğinde kararma direncini arttırıcı etki gösterir.

İridyum (Ir): İridyum bir platinyum grubu üyesidir ve soy metaldir. Altın ve paladyum içerikli alaşımların içine grenleri düzgünleştirmek için ilave edilir. Böylece kararma direnci gibi mekanik özelliklerin geliştirilmesi amaçlanır.

Demir (Fe): Bazı altın içerikli alaşımlara ilave edilir. Sertliği arttırıcı ve oksit oluşturuca etki gösterir. Demir birkaç soy olmayan metalde de bulunur.

Mangan (Mn): Nikel ve kobalt esaslı alaşımlarda sertlik arttırıcı ajan olarak görev üstlenir. Alaşımların akıcılık ve dökülebilirlik özelliklerini arttırır.

Molibden (Mo): Korozyona direnci arttırır, oksit oluşumunu sağlar ve nikel esaslı alaşımlarda termal genleşme katsayısını ayarlamak için kullanılır. %3-6 oranında molibden varlığı alaşımların sağlamlığına katkıda bulunur.

Nikel (Ni): Isısal genleşme katsayısının altına yakın olması ve korozyona karşı direnç sağlaması nedeniyle metal seramik sistemlerde yaygın bir şekilde kullanılır. Nikel alaşımın dövülebilirliğini arttırır. Nikelin duyarlılık oluşmasına sebebiyet verdiği ve karsinojen olduğu bilinmektedir.

Paladyum (Pd): Altın alaşımlarının dayanıklılığını, sertliğini, korozyona ve kararmaya karşı direncini arttırmak için alaşıma ilave edilir. İlave edildiği alaşımın erime derecesini yükseltirken, akma direncini geliştirir. Güçlü beyazlatıcı etkisi ile %90 oranında altın içeren bir alaşıma sadece %10 oranında ilave edildiği zaman bile alaşımın rengini paladyumun rengine çevirir. Altın alaşımlarında yoğunluğu azaltarak maliyeti düşürür.

Platin (Pt): Altın alaşımlarının korozyon, kararma ve akma direncini geliştirirken, dayanıklılığını erime derecesini ve sertliğini arttırır. Alaşımın rengini beyaza çevirir ve soy olmayan alaşımlara ilave edildiğinde yoğunluğu arttırır.

Rutenyum (Ru): Altın ve paladyum içerikli alaşımlar için gren düzgünleştirici olarak görev yapar. Böylece bu alaşımların mekanik özelliklerini ve kararmaya karşı direncini arttırır.

Silisyum (Si): Alaşım içindeki diğer metallerin erime süresince oksidasyonunu engeller. Ayrıca tıpkı mangan gibi sertliği, akıcılığı ve dökülebilirliği arttırıcı etkisi vardır.

Gümüş (Ag): Alaşımın erime derecesini düşürür, akışkanlığı arttırır, altın ve paladyum alaşımlarının ısıl genleşme katsayısı kontrolünün sağlanmasına yardımcı olur. Bazı seramiklerle birlikte kullanımı, seramikte sarı, kahverengi veya yeşil renklenmeye sebep olabilir. Döküm sırasında porözite ve artık gaz oluşmasına sebebiyet verebilecek oksijen absorpsiyonu eğilimi vardır. Bunu engellemek için alaşımın içine çinko ve indiyum ilave edilir. Sülfür varlığında korozyona ve kararmaya uğrar. Kıymetli bir metal olmasına rağmen ağız içerisinde kullanılan gümüş, soy metal olarak kabul edilmez.

Kalay (Sn): Sertleştirici bir ajan görevi görür. Bu da alaşımın erime derecesini düşürür. Altın ve paladyum alaşımlarında seramik adezyonu için gerekli oksit tabakasının oluşumunda en önemli rolü oynar.

Titanyum (Ti): Tıpkı alüminyum ve berilyum gibi alaşıma titanyum ilavesi, alaşımın erime derecesini düşürür ve dökülebilirliğini arttırır. Sertliği arttırıcı ve yüksek ısılarda oksidasyonu önleyici etkisi de vardır.

Çinko (Zn): Alaşımın erime derecesini düşürmeye yardımcı olur. Deokside edici etkisi vardır. Alaşımın dökülebilirliğini arttırır ve paladyum ile bir araya geldiğinde alaşımın sertliğine katkıda bulunur. (Divya ve ark., 2016; Kocaağaoğlu ve ark., 2016; Naylor ve King, 2009)

2.6. Metal Alaşımlarının Klinik Başarısını Etkileyen Fiziksel Özellikleri

1. Oksit formasyonu
2. Akma dayanımı (Yield Strength)
3. Elastiklik modülü
4. Reziliens
5. Lekelenme ve korozyona direnç
6. Döküm hassasiyeti
7. Isıl genleşme katsayısı
8. Isı altında zamana bağlı deformasyon direnci (Creep resistance)

9. Sertlik (Hardness)

2.6.1. Oksit Formasyonu

Porselen ile metal arasında kurulan bağ kuvveti, metal seramik restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisidir. Genel olarak; kurulan bu kimyasal bağ, alaşım yüzeyindeki metal oksitlerin porselen ile arasındaki kimyasal reaksiyonun bir sonucudur.

Metal yüzeyindeki oksit film tabakasının niteliği; kullanılan metal alaşımının bileşimi, uygulanan ısı işlem, alaşım yüzeyinin durumu, alaşımdaki stres gibi farklı faktörden etkilenir. Piyasadaki tüm alaşım sistemleri için standart bir oksidasyon tekniği yoktur. Aksine, uygulanan ısı işlemin gerçekleştiği porselen fırının özelliği (vakum veya hava) ve ilgili sıcaklıkta geçirilen zaman, çok sayıda soy ve soy olmayan metal altyapı alaşımı arasında farklılık göstermektedir. Dahası alaşımın yapısına bazı küçük elementlerin hususi olarak eklenmesinden ötürü oksit tabakasının kimyasal açıdan oluşumu, sistemler arasında bile farklılık gösterebilmektedir. Örneğin altın ve diğer soy metal alaşımlarında kabul edilebilir bir oksit tabakası üretmek için alaşıma kalay, indiyum ve demir gibi oksitlenebilir eser elementler eklenir. Asal olmayan bu eser elementlerin oksit tabakasını oluşturmaları için sıklıkla alaşımın döküm sıcaklığında birkaç dakika süreyle tutulması gereklidir. Bunun aksine, soy olmayan metal alaşımlarında herhangi bir ilave ısı işlem olmaksızın, yüzeyde kendiliğinden kolayca oksit tabakası oluşur. Eser elementler; bu alaşımlara, belli özelliklere sahip ve kararlı yapıda bir metal seramik bağı kurulmasında etkili olan oksit tabakasının oluşturulabilmesi için eklenir. İyi bir bağlantı için metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasının kalın olmaması, adezyonunun iyi olması, porselende çözünür olması, porselenin ısıl genleşme katsayısına etki etmemesi ve çevre dokulara zararlı etki göstermemesi gerekir (McLean, 2011; Naylor ve King, 2009).

2.6.2. Akma Dayanımı (Yield Strength)

Akma dayanımı; materyalde elastik deformasyonun bittiği ve plastik (kalıcı) deformasyonun (tipik olarak %0.1 veya %0.2) başladığı stress olarak adlandırılır. Materyalin akma dayanıklılık değeri, materyalde kalıcı deformasyona yol açan stres miktarını belirlediği gibi bu değer üzerindeki streslerde materyalde kalıcı deformasyon oluşacağını da ifade eder. Materyale belirli bir noktanın üzerinde stres uygulanmaya

devam edildiğinde, stres ile materyalin gerilimi arasındaki orantı bozulur. Stresin gerilim ile orantılı olduğu en yüksek değer “elastik sınır” veya “orantılı sınır” olarak adlandırılır. "Elastik sınır" ve "orantılı sınır" terimleri eş anlamlı olmakla birlikte “akma dayanımı” teriminin biraz farklı bir anlamı vardır. Bir malzemenin akma dayanımı, daima elastik sınırdan biraz daha yüksektir. Akmaya yol açan gerilmeye “akma gerilmesi” veya “akma noktası” denir. Akma noktasına ulaştıktan sonra, gerilmelerde bir artış olmadan şekil değiştirmelerde ciddi bir artış görülür. Bu nokta; bazı malzemeler için belirgin, bazıları için ise değildir. Akma dayanımı dental bir restorasyonun maruz kalabileceği makul olan en yüksek kuvveti temsil etmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan dökülebilir alaşımların akma dayanımı klinik açıdan oldukça önemlidir. Alaşımın bu özelliğinin yüksek değerde olması metal seramik sistemini, özellikle kole bölgesinde plastik deformasyona ve dolayısıyla yaşanabilecek bir bağlanma başarısızlığına karşı korur. Bu tip bir başarısızlığın görülebileceği en muhtemel yer, çok üyeli sabit bir köprü restorasyonun gövdeler arasındaki alanıdır. Akma dayanımı değeri alaşım sistemine göre farklılık göstermekle birlikte, bu değer 300 MPa'nın üzerinde olduğu alaşımların çoğunun, klinik durumda kalıcı ağız içi deformasyona direnecek kadar güçlü olduğu tespit edilmiştir. Her bir alaşım grubunda akma dayanımı, genelde sertlik arttıkça artar. Alaşımın sertliği, oklüzal kuvvetlere direnmek için yeterli olmalıdır. Ancak karşıt dişlerde de aşınmaya yol açmamalıdır. Akma dayanımı ile birlikte sertliği de artan alaşımların, buna paralel olarak laboratuvar işlemleri de zorlaşmaktadır (Al Jabbari, 2014; O'Brien, 2008; Rosenstiel ve ark., 2001; Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.6.3. Elastiklik Modülü

Bir materyalin elastikiyet ölçüsü, “elastikiyet modülü” veya “young modülü” olarak da adlandırılan ve “E” değişkeni ile gösterilen “elastiklik modülü” terimiyle tanımlanmaktadır. Elastiklik modülü; $(E) = \text{Stres } (\sigma) / \text{Gerilim formülü } (\epsilon)$ kullanılarak hesaplanmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Elastiklik modülü, elastik aralıktaki bir malzemenin elastik deformasyona direncini yani rijiditesini ve sertliğini temsil eder. Bir materyalin esnekliği, elastiklik modülü ile ters orantılıdır. Yüksek elastiklik modülüne sahip bir alaşım, düşük elastiklik modülüne sahip bir alaşımından daha düşük kuvvetler altında esneyecektir (O'Brien, 2008). Bu yüzden

uzun dişsiz boşlukların sabit metal destekli porselen restorasyonlarla rehabilitasyonunda, aşırı oklüzal kuvvetler karşısında protezin rijiditesini sağlamak ve böylece porselen üzerine gelecek stresleri azaltmak için elastiklik modülü yüksek olan bir alaşım tercih edilir (Rosenstiel ve ark., 2001).

2.6.4. Reziliens (Esneklik)

Reziliens, bir maddenin kalıcı deformasyona direncidir. Reziliensin ölçüm birimi olan reziliens modülü materyali orantılı sınır değerine kadar deforme etmek için gereken enerjinin miktarını belirtir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlarının, oklüzal kuvvetler altında en az Şekil değişikliği göstererek kırılğan porselen materyalini destekleyebilmek için yüksek reziliens modülüne sahip olmaları beklenir (Anusavice, 2003).

2.6.5. Lekelenme ve Korozyona Direnç

Diş hekimliğinde kullanılan döküm alaşımları uygun mekanik özelliklere sahip olmanın yanı sıra, lekelenmeye ve korozyona karşı direnç göstermelidirler (Lang ve ark.,1982). Lekelenme; materyal yüzeyinde görülen bir renk değişikliği olup, materyalin yüzey cilası ya da parlaklığındaki hafif kayıp veya bozulma olarak gözlemlenir. Ağız ortamında lekelenme, genellikle restorasyon yüzeyindeki sert ve yumuşak tortulardan ötürü oluşur. Korozyon ise sadece bir yüzey tortusu olmayıp, materyalin çevresi ile reaksiyona girmesi sonucu oluşan bir bozulmadır (Anusavice, 2003).

Bir alaşımın aşınması, bir protezin başarısı için merkezi bir öneme sahiptir. Metal ve alaşımlarda, korozyona daima iyon salınımı ve bir elektriksel akım eşlik etmektedir. Lekelenme ve korozyon direnci, protetik tedavide kullanılan metal alaşımlarının biyolojik uyumu ile doğrudan ilişkilidir. Ağız ortamında bulunan bir metal alaşımının ağız sıvılarında çözünmesi ve toksik korozyon ürünleri açığa çıkartması; hastanın metalik bir tad algılamasına, alerjik reaksiyonların görülmesine ve oluşabilecek renk değişiklikleri veya çukurcuklar nedeniyle hastanın estetik açıdan görüntüsünde kayıplar yaşanmasına sebep olabilir. Tüm bu durumlar restorasyonun başarısı ve ömrü açısından tehlike arz etmektedir (Elshahawy ve Watanabe, 2014; Wataha ve Messer, 2004).

Alaşımın korozyonu ne kadar şiddetli olursa olsun klinik olarak gözlenebilmesi oldukça zordur. Hemen hemen bilinen her alaşım, bir miktar korozyona uğrasada alaşımların soy metal içeriğindeki artış, alaşımın lekelenme ve korozyona karşı direncini arttırmaktadır. İçeriğinde %50-60 oranında soy metal bulunan alaşımların, lekelenme ve korozyona karşı direncinin tatmin edici düzeyde olduğu tespit edilmiştir (Wataha, 2002; O'Brein, 2008). Bunun dışında yapısındaki elementsel bileşim değiştirilerek veya alaşım ısı işlemlere tabi tutularak alaşımın lekelenme ve korozyona karşı direnci değiştirilebilir. Bu nedenden ötürü kobalt esaslı metal seramik alaşımların yapısına pasifleştirme yoluyla korozyona direnç sağlamak için krom ilave edilmektedir (Niemi ve Holland, 1984; Roberts ve ark., 2009).

2.6.6. Döküm Hassasiyeti

Protetik restorasyonların hazırlanmasıyla ilgili kritik öneme sahip faktörlerden biri, dökümü yapılan metal altyapının, prepare edilen diş ile marjinal uyumunun ideal olarak sağlanmasıdır. Zayıf marjinal uyuma bağlı olarak, plak retansiyonu, kemik kaybı ve mikrosızıntı potansiyeli artar; tekrarlayıcı çürük ve periodontal hastalıklar gibi restorasyonların uzun dönem klinik başarısını engelleyen rahatsızlıkların görülme olasılığında artış görülür (Fahmy ve Salah, 2011; Rosenstiel ve ark., 2001; Vaillant-Corroy ve ark., 2015).

Döküm sonrası klinik uyumu kabul edilebilir bir metal restorasyon elde edilebilmesi, diş protez teknikeri faktörü de dâhil olmak üzere pek çok etmene bağlıdır. Bunun dışında alaşım türü, alaşım yüzeyindeki metal oksit oluşumu, porselenin fırınlanmaya bağlı olarak gösterdiği büzülme, porselen ile alaşım arasındaki ısısal katsayısı farkı, altyapı tasarımı, diş hazırlığı ve döküm kaynaklı gerilimlerin serbest bırakılması gibi etmenler de restorasyonun klinik uyumunu etkilemektedir (Campbell ve ark., 1995). Alaşımın sıvı halden katı hale geçerken gösterdiği büzülme, bunların arasındaki en önemli etmenlerden biri olup, döküm uyumunu bozan bu durumun yeterince telafi edilebilmesi için bazı özel işlemler gerekebilir (Anusavice, 2003).

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyon malzemelerinin bilhassa da metal alaşımlarının döküm sonrası uyumu, alaşımların ergime sıcaklıkları ve döküm sırasında kullanılan malzemelerin ısısal genleşme davranışlarıyla yakından ilgilidir (O'Brein, 2008). Ergime

dereceleri yüksek metaller soğurken, ergime dereceleri düşük metallere nazaran daha çok ısıl büzülme gösterirler. Dökümleri teknik hassasiyet gerektiren, yüksek ergime derecesine sahip soy olmayan metallerin dökümü sırasında, revetmanda daha fazla genişleme elde edilerek yüksek soğuma büzülmesi kompanse edilmelidir. Bununla birlikte, kıymetli metal alaşımların dökümü esnasında yaşanabilecek sıkıntılar nispeten daha azdır (Eden ve ark., 1979).

2.6.7. Isıl Genleşme Katsayısı

Materyalin 1°C ısı değişimi karşısında birim uzunluktaki boy değişikliğine “lineer genleşmekatsayısı”, hacmindeki artışa ise “hacimsel genleşme katsayısı” denir. Bu iki terime ortak olarak ise “ısısal genleşme katsayısı” adı verilir (Craig ve Powers, 2002; Sakaguchi ve Powers, 2012). Doğrusal ısıl genleşme katsayısı; metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan metal alaşımı için kritik bir özelliktir (Rosenstiel ve ark., 2001).

Porselen ve metal alaşımın ısıl genleşme katsayıları arasındaki fark metal porselen ara yüzünde meydana gelen strese bağlı olarak porselende çatlak oluşumuna neden olur. Bu durum hazırlanacak restorasyonun porselen ve metal alaşımının ısıl genleşme katsayılarının birbirlerine yakın olmasını gerektirmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Restorasyonun oda sıcaklığına doğru soğuması esnasında metalin ısıl genleşme katsayısının porseleninkine göre biraz fazla olması; porselenin, kendisine göre daha fazla büzülen metal altyapıya doğru çekilmesine ve porselende sıkışma streslerinin oluşmasına neden olur (Shillingburg ve ark., 1997). İki materyal arasındaki bağın güçlenmesinde önemli bir rol üstlenen bu sıkışma stresleri, soğutma evresinin hızına (yavaş veya hızlı soğutma) ve viskoziteye bağlı olarak da şekillenebilmektedir (Benetti ve ark., 2010).

Porselen tozu üreticilerine göre metal ile porselen arasında termal uyumun sağlanabilmesi için her iki materyalin ısıl genleşme katsayıları arasındaki farkın en fazla $0.5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ olması gerekmektedir. Metal ve porselenin ısıl genleşme katsayıları, içeriklerine yapılan ilaveler ile değiştirilebilir. Porselenin ısıl genleşme katsayısı, lityum karbonat gibi bir alkali ilave edilerek yükseltilebilirken; metalinki, paladyum veya platin ilavesi ile düşürülebilir (Benetti ve ark., 2010; Shillingburg ve ark., 1997).

2.6.8. Isı Altında Zamana Bağlı Deformasyon Direnci (Creep Resistance)

“Creep” terimi, sabit bir stres altında ve genellikle yüksek sıcaklıklarda materyalin zamana bağlı gösterdiği deformasyonu ifade eder (Sakaguchi ve Powers, 2012; Tuccillo ve Nielsen, 1967). Ergime derecesine yakın sıcaklıkta tutulan bir metale uygulanan sabit bir kuvvet sonucu oluşan deformasyon, zamana bağlı olarak artar. Zamanla ilişkili olarak ortaya çıkan bu kalıcı deformasyona “creep” adı verilir.

Metal destekli porselen restorasyonlarda, metalde creep oluşumunun görülmesinin nedenlerinden biri; metal alaşımının ergime ısısına yakın bir ısıda gerçekleşen porselen fırınlanması sırasında metal altyapı üzerinde yer çekimi kuvvetlerinin etkin rol oynamasıdır. Özellikle uzun köprü restorasyonlarında kendini önemli ölçüde belli eden creep oluşumunun bir diğer nedeni ise; alaşım ile porselen arasındaki ısıl büzülme farkına bağlı olarak meydana gelen streslerdir. Metal ile porselen arasındaki ısıl büzülme farkının çok yüksek olması halinde gerçekleşebilecek olan bu durum, porselenin ısısı oda sıcaklığına erişinceye kadar geçen sürede etkili olur (Anusavice, 2003).

2.6.9. Sertlik (Hardness)

Sertlik, bir alaşımın oklüzal yükler altında bölgesel olarak kalıcı deformasyona karşı koyma kabiliyetinin iyi bir göstergesidir. İlişkileri karmaşık olmasına rağmen, sertlik bir materyalin akma dayanımı ile ilgilidir. Yüksek sertlikteki alaşımlar, genelde yüksek akma dayanımına sahiptirler.

Sertlik, klinik pratiğinde önemli bir özelliktir. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan metallerin yüksek sertlik değerlerine sahip olması, dökümü tamamlanan altyapı materyalinin laboratuvar işlemlerini zorlaştırır. Bir alaşımın sertliğinin doğal dişlerin minesinin sertliğinden daha büyük olması, restorasyonun karşısındaki dişlerin minesinin aşınmasına neden olabilir. Buna rağmen, özellikle metal altyapının ince olduğu bölümlerde ve uzun gövdeye sahip köprü protezlerin yapımında, yüksek sertlikte metal kullanımı olumlu sonuçlar ortaya koyabilir (Rosenstiel ve ark., 2001; Sakaguchi ve Powers, 2012; Wataha ve Messer, 2004).

2.7. Metal Seramik Sistemleri ve Sistemin Bileşenleri

Metal seramik sistemlerinin bileşenlerini;

- Metal altyapı,
- Metal altyapının bir parçası olarak kabul edilen oksit tabakası,
- Seramik üstyapıyı oluşturan opak, dentin ve mine seramiği ile glazür tabakası oluşturmaktadır.

2.7.1. Metal Altyapı

Geleneksel düşük ısı seramiği tek başına kullanıldığında mekanik özellikleri yeterli olmaz. Doğal diş benzeri görünüm elde edilebilmenin yanı sıra mekanik özellikleri üstün olan restorasyonlar hazırlanabilmesi için seramik üstyapının metal altyapı ile desteklenmesi gerekmektedir. Böylece seramiğin estetik nitelikleri, metallerin dayanıklılığı ve sertliğiyle birleştirilebilir (Craig ve Powers, 2002; Vernekar ve ark., 2011).

Metal destekli seramik restorasyonların hazırlanmasında yaygın olarak Ni-Cr alaşımları kullanılırken, günümüzde daha biyouyumlu olan Co-Cr alaşımlarının kullanımına yönelik bir eğilim söz konusudur (Joias ve ark, 2008).

Restorasyonun dayanıklılığı ve uzun dönem başarısı için metal altyapının rijiditesi ve dizaynının optimum kalınlığa sahip olması oldukça önemlidir. Oklüzal yükler altında metal altyapının bükülmesi, porselenin yapısında gerilimler oluşmasına ve bunun sonucu olarak da porselende kırılmaların görülmesine neden olur. Yeterli dayanıklılığa ve rijitliğe sahip altyapı metalinin kalınlığı, alaşımının tipine göre değişkenlik göstermekle birlikte; soy metal altyapılar için ideal kalınlık miktarı 0.3-0.5 mm'dir. Daha yüksek akma direncine ve ergime ısısına sahip soy olmayan metal alaşımlarının altyapı olarak kalınlığı 0.2 mm kadar ince olabilir (Shillingburg ve ark., 1997).

Mumford (Mumford, 1965), metal altyapı olarak altın alaşımlarının kullanıldığı restorasyonlarda yeterli dayanıklılık ve rijitlik için metal kalınlığının 0,3-0,5 mm arası olması gerektiğini belirtmiştir. Straussberg ve ark. (Straussberg ve ark., 1966), 0.5 mm'nin altında bir kalınlığa sahip metalin, çiğneme basınçları altında deforme olacağını belirtmişlerdir. Metal kalınlığı restorasyonun tipine, restorasyon hazırlığı yapılan dişin bulunduğu bölgeye ve hazırlık sırasında kaldırılan diş dokusu miktarına göre değişkenlik gösterir (Shillingburg ve ark., 1997; Rosenstiel ve ark., 2001). Dayanıklılık ve estetiğin

optimum karışımını sağlamak için diş hazırlığının kole bitiş şekli de metal kalınlığını etkilemektedir. Estetik faktörler labialde kole bölgesindeki metal kalınlığının sınırlanmasına neden olurken, çoğunlukla bu durum metalin bu bölgelerde distorsiyona maruz kalmasına yol açabilmektedir. Lingual ve proksimal yüzeylerdeki metal kalınlığı ise, ilgili bölgelerdeki bu tür değişiklikleri en aza indirgeyecek şekilde tasarlanmaktadır (Shillingburg ve ark., 1973).

2.7.2. Oksit Tabakası

Çoğu metal seramik alaşımı metal altyapının dökümünü takiben hazırlanıp temizlendikten sonra porselen uygulaması öncesi oksidasyon işlemine tabi tutulur. Oksidasyon işlemi porselen uygulaması için metal altyapının hazırlanmasında temel prosedürlerden biridir. Oksitleyici adım olarak tanımlanabilen bu ısıl işlem sırasında metal yüzeyinde bir oksit tabakasının oluşumu porselenin metal üzerine bağlanmasında anahtar rol oynar. Bu tabaka bir yapıştırıcı gibi davranarak; alt yüzeyi ile metali, üst yüzeyi ile porseleni tutar (Kurtoğlu ve Uçar, 2009).

McLean'e (McLean, 2011) göre, metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasının özellikleri, metal ve porselen arasındaki bağlanma gücünü etkileyebilir ve bu durum soy olmayan alaşımlarına göre soy metal alaşımlarda daha iyi sonuçlar elde edilmesine olanak vermektedir.

Oksitlenmeye direnç gösteren soy metal alaşımlarına, genellikle bir oksit tabakası oluşturmak ve porselen ile kurulan bağı geliştirmek için indiyum (In) ve kalay (Sn) gibi kolay oksitlenen elementler küçük miktarlarda ilave edilir. Alaşım tiplerine göre de oksidasyon işlemi değişkenlik gösterir (Rosenstiel ve ark., 2001; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Metal ile porselenin birbirlerine bakan yüzeylerinde kimyasal bağlanma kuvveti oluşturabilmek için metal alaşımındaki okside olabilen iyonlar ile erimiş porselenin oksijen atomları arasında yaygın bir elektron transferi gereklidir. Metal ile porselen arasındaki oksit tabakasının kimyasal yapısı, özel olarak küçük alaşım elementlerinin eklenmesi nedeniyle sistemler arasında farklılık gösterebilirken, kalınlığı alaşımın

tipinden bağımsız olarak optimum miktarda olmalıdır (Naylor ve King, 2009; Rosenstiel ve ark., 2001).

Metal ve oksidin bazı özellikleri metal ile porselen arasında kurulacak bağlantıyı etkilemektedir. Yeterli ve kaliteli bir bağlantı kurulabilmesi için bu özellikler şöyle sıralanabilir (Anusavice ve ark., 1977; Sakaguchi ve Powers, 2012):

- Porselenin metal yüzeyindeki oksit tabaka ile temas kurabilmesi için metali yeteri kadar ıslatabilmesi gerekmektedir.
- Metal oksidin porselenin cam yapısı içine diffüze olup çözünmesi gerekmektedir.
- Metal yüzeyinde oluşan oksidin, bazı soy metallerin gümüş içeriğine bağlı olarak görülen porselende ya da ara yüzeyde renklemeye neden olmaması gerekmektedir.
- Metal ya da metal oksitlerin porselen ile porselenin direncini azaltacak veya ara yüzeyde porselenin ısıl genleşme katsayısını değiştirerek yüksek iç stresler oluşturacak şekilde reaksiyona girmemesi gerekmektedir.
- Metal ya da metal oksitlerin korozyona uğramaması ya da çevre dokularında toksik etki yaratmaması gerekmektedir.

2.7.3. Dental Porselenler

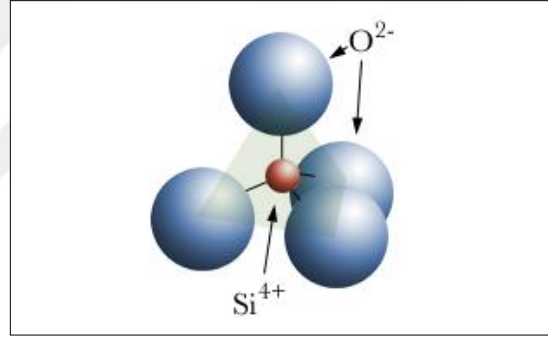
Porselenlerin insanoğlunun günlük yaşantısına girişi milattan önceki yıllara uzanmaktadır. Diş hekimliğinde bu materyallerin kullanımı 18. yüzyılda başlarken, teknolojik gelişmelerin yardımıyla istenilen özelliklere cevap veren dental porselen üretimi, 1950’li yıllardan sonra olmuştur (Rosenstiel ve ark., 2001). Dişlerin restorasyonlarında mine ve dentin görünümüne en yakın olarak kullanılan materyal olan porselenler; ışık geçişine izin vermeleri, doğal diş yapısını taklit edebilmeleri gibi estetik avantajlarının yanı sıra ağız sıvılarından etkilenmemeleri, dirençli bir yapıya sahip olmaları, yumuşak dokularla uyumlarının yüksek olması, doğal dişlerin yapısına benzer ısıl genleşme katsayısına sahip olmaları ve biyouyumluluk gibi protetik diş tedavisinde kullanımlarını arttıran özelliklere sahiptirler (Kartal, 2014).

Dental Porselenlerin Yapısı

Seramik, orijini Yunanca “keramos” sözcüğünden alan, bir veya birden fazla metalin, metal olmayan oksijen elementi ile birleşmesi sonucu oluşan inorganik bileşiktir

(Anusavice, 2003; Craig ve Powers, 2002; Mc Cabe ve Walls, 2008). Porselenler ise, belirli oranlardaki kaolin, kuartz ve feldspat maddelerinin yüksek ısı altında pişirilmesiyle elde edilen özel yapıyı ifade etmektedir. Metal seramik restorasyonların yapımında kullanılan dental seramikler bu aileye ait olup "dental porselen" olarak adlandırılmaktadırlar. Seramik ve porselen sözcükleri diş hekimliğinde sıklıkla aynı anlamda kullanılsada seramik, kimyasal yapı olarak porseleni de kapsayan bir bileşimdir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler; kristal ve cam fazından meydana gelmektedir. Cam faz her bir silisyum atomunun dört O^{2-} iyonu ile birlikte güçlü bağlar oluşturduğu silisyum tetrahedral (SiO_4) yapıdadır (Şekil 2.2) (Anusavice, 2003; McLean, 2011).



Şekil 2.2. SiO_4 tetrahedra yapısı

Benzer yapılarına rağmen porselenler arasında temel içerik oranlarının aynı olmamasından ve fırınlama işlemlerindeki değişikliklerden kaynaklanan farklılıklar söz konusudur (Mc Cabe ve Walls, 2008). Diş hekimliğinde kullanılan geleneksel dental porselenlerin temel yapısını oluşturan yapı maddeleri şunlardır:

1. Feldspat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$)
2. Kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$)
3. Kuartz (SiO_2)

Feldspat

Doğada saf olarak bulunmayan, soda (Na_2O) ve potas (K_2O)'ın farklı oranlardaki karışımından oluşan feldspat dental porselenin içeriğinin %60'ından fazlasını oluşturmaktadır. 1100-1300°C aralığında erime sıcaklığına sahiptir. Porselenin

fırınlanması esnasında eriyerek diğer bileşenlere bağlayıcı bir matriks oluşturur. Eridikten sonra viskozitesi yüksek, kristalin fazında cama dönüşen feldspar, seramiğin doğal bir translüsentliğe sahip olmasını sağlar. Diş hekimliğinde kullanılan porselende potasyum miktarı yüksek olan feldspat tercih edilmektedir (Akın, 1999; Burgaz ve ark., 1984; Craig ve Powers, 2002; Naylor ve King, 2009; Rhoads ve ark., 1980; Yamamoto, 1985).

Kaolin

Su ile karıştırıldığı zaman kazandığı yapışkan özelliği sayesinde ana yapı içerisinde kuartz ve feldspar için bağlayıcı görevi üstlenir ve porselen hamurunun kolay şekillendirilebilmesine yardımcı olur. Erime ısısı yüksek olan kaolin, porselene opaklık verir ve bu nedenle günümüz dental porselenlerinde belli bir orandan (%3-5) daha fazla kullanılması tercih edilmez (Akın, 1999; Burgaz ve ark., 1984).

Kuartz

Erime derecesi ortalama 1700°C olan kuartz SiO₂'ten meydana gelen bir mineraldir. Porselen içerisinde %10-30 oranında bulunur ve doldurucu görevi yapar. Kuartz'ın erime derecesinin diğer maddelere göre daha yüksek olması fırınlama esnasında meydana gelebilecek büzülme engeller ve porselenin stabilitesinin korunmasına yardımcı olur (Akın, 1999; McLean, 2011; Zaimoğlu, 1993).

Dental porselenlerinin yapısına, esas yapıyı oluşturan bu ana malzemelerin dışında cam modifiye ediciler, ara oksitler, akışkanlar, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ve florensans özelliği veren ajanlar da eklenmektedir.

Cam Modifiye Ediciler ve Akışkanlar; seramiğin ana yapısını oluşturan silisyum tetrahedra ağının bütünlüğünü bozarak bazı özelliklerini geliştirmek için yapıya katılırlar. Cam yapı içindeki oksijen-silikat oranı, camın viskozitesini ve ısıl genişlemesini etkilemektedir. Yapı içine katılan kalsiyum oksit (CaO), sodyum oksit (Na₂O) ve potasyum oksit (K₂O) porselenin ısıl genişleme katsayısının artmasını ve erime ısısının düşmesini sağlarken, viskozitesini azaltarak şekillendirilmesi daha zor akışkan bir yapı elde edilmesine neden olurlar. Cam modifiye edici yapılardan borik oksit (B₂O₃) camlaşma reaksiyonunun kolaylaşması için dental porselenlerin yapısına eklenmektedir. Porselen içerisine belli oranlarda eklenmesi gereken bu yapılar aksi halde

“devitrifikasyon” adı verilen ve camsı yapının bozulması anlamına gelen duruma yol açabilirler. Bu durum; metal ile seramiğin ısıl genleşme katsayılarını birbirine yaklaştırmak amacıyla cam modifiye edici oksitlerin, daha çok metallerle birlikte kullanılacak seramiklere ilave edilmesi nedeniyle metal destekli seramik restorasyonlarda görülür (Kartal, 2014).

Ara Oksitler; diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin yapısına eklenen alüminyum oksit gibi ara oksitler; camın sertliğini ve viskozitesini arttırmaktadır. Böylece stabilitesi daha yüksek bir cam yapı elde edilmektedir.

Renklendirici, Opaklaştırıcı ve Floresans Özelliği Veren Ajanlar; diş hekimliğinde kullanılan porselenlere, doğal dişlerin renklerini taklit edebilmek için renklendirici olarak “renk fritleri” adı verilen metal ve metal oksitleri ilave edilmektedir. Renkli cam tozları şeklindeki, bu metalik pigmentler yüksek ısılarla dayanıklı olup en fazla %7 oranında yapıya eklenirler. Bunlar uranyum, kobalt, titanyum, krom, nikel, demir, çinko, kalay gibi metal oksitlerdir. Porselenin aşırı şeffaf yapısını baskılamak için tek başına renk fritlerinin eklenmesi yeterli olmadığından, yapıya kalay oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit gibi opaklaştırıcı ajanlar eklenmektedir. Ayrıca floresans etki için yapıya uranyum oksit veya lantanit oksitler ilave edilse de günümüzde radyoaktivite miktarı daha az olduğu için lantanit oksitlerin kullanımı daha çok tercih edilmektedir.

Dental Porselenlerin Sınıflaması

Dental porselenlere ait farklı sınıflandırma şekilleri bulunmasının yanı sıra bunlar arasında en çok kullanılan porselenlerin fırınlama ısılarına göre yapılan sınıflandırmadır (Tablo 2.2). Belirtilen ısı derecelerinde küçük sapmalar gözlenmekle birlikte değerler uluslararası standartlarda kabul edilmektedir.

Tablo 2.2. Phillips’in dental porselenleri sınıflaması

Porselen Çeşidi	Fırınlama Sıcaklığı
Yüksek Isı Porseleni	>1300°C
Orta Isı Porseleni	1101°C - 1300°C

Düşük Isı Porseleni	850°C - 1100°C
Ultra Düşük Isı Porseleni	< 850°C

Yüksek ve orta ısı porselenleri benzer mikroyapıya ve kompozisyona sahipken metal seramik sistemlerde kullanılan düşük ve ultra düşük ısı porselenlerinin fiziksel özellikleri ve yapıları farklıdır. Oldukça homojen yapıdaki yüksek ısı porselenleri düşük büzülme oranları gösterirler. Detayları korurlar ve takım porselen dişlerin hazırlanmasında kullanılırlar. Orta ısı porselenleri ise prefabrike gövdelerin yapımında kullanılırlar. Düşük ısı porselenleri metal destekli kron-köprü restorasyonların ve tam seramik restorasyonların yapımında kullanılırken, ultra düşük ısı porselenleri ısıl genleşme katsayılarının titanyum alaşımlarla uyumlu olması ve porselenin fırınlama sıcaklıklarının titanyum yüzeyinde aşırı oksit tabakasının oluşmasına engel olabilecek sınırlarda olması nedeniyle titanyum alaşımlarla hazırlanan metal seramik restorasyonların yapımında tercih edilirler (Akin, 1999; Anusavice, 2003; O'Brien, 2008).

Düşük Isı Seramiğinin Yapısal Bileşenleri

Düşük ısı seramiklerinin temel bileşenlerini; opak seramiği ve gövde seramiğini oluşturan dentin ve mine seramiği, modifiye ediciler ve glazür seramikleri oluşturmaktadır.

Opak Seramiği

Opak seramiği;

- Metal altyapı ile seramik ara yüzde kurulan mekanik ve kimyasal bağlantıda yüzeyi kolayca ıslatmak,
- Metal altyapının koyu rengini ince bir tabakayla bile kamufule edebilmek,
- Restorasyonun ana renginin elde edilmesinde ilk basamağı temsil etmek gibi üç temel göreve sahiptir (Rosenstiel ve ark., 2001).

Opak porselen, metal seramik bağlantısının oluşmasına katkıda bulunsa da başarılı bir metal seramik bağı için özellikle gerekli olmayabilir. Porselenin opak görüntüsü yapı içerisine ilave edilen SnO₂, TiO₂, ZrO₂ ve CeO₂ gibi erimeyen oksitler ile sağlanmıştır. Yapı içindeki oksitlerin partikül boyutları 5 µm iken konsantrasyonları gövde

seramiğinden daha yüksek olup %8-15 oranında değişkenlik göstermektedir. Metal oksitler, ışığı metalin içine aktarmak yerine saçarak ve yansıtarak, metal altyapıyı maskeler ve restorasyonun daha estetik bir görünümüne sahip olmasına yardımcı olur (Wood ve ark., 2007). Opak porselenin metal altyapıyı maskeleyen miktarını parçacık boyutlarının dağılımındaki küçük farklılıklar, metal altyapının yüzeyinde oluşan oksit tabakasının cinsi ve rengi etkilemektedir. Oluşan oksit tabakasının rengi açıldıkça, metal altyapının rengini maskelenmek için gerekli opak seramiğinin ince olması yeterli olacaktır. Bazı alaşımların daha koyu olan oksidini maskeleyen için daha kalın bir opak tabakasına ihtiyaç duyulması, restorasyonun aşırı konturlu olmasına ve estetik görünümün bu durumdan olumsuz olarak etkilenmesine neden olacaktır. Kullanılması planlanan porselenin markasına ve rengine göre opak tabakasının kalınlığı farklılık gösterebilse de ideal bir opak porseleni kalınlığı, porselenin markası ve rengi de göz önünde bulundurularak en az 0,2 mm en fazla 0,5 mm değildir (Naylor ve King, 2009).

Gövde Seramikleri

Dentin, mine, translüsent ve modifiye edici seramik tozları restorasyonun gövde olarak tabir edilen ana formunu oluşturmak için kullanılır. Bu 4 temel tip seramik tozu gövde porseleninin yapı taşlarını oluşturmaktadır.

Gövde porseleni doğal dişin dentin ve minesinin renk ve formunu taklit eden bir restorasyon elde edilmesi amacıyla doğrudan opak seramiğin üzerine uygulanır. Distile su ya da kendi özel likitleri ile karıştırılarak uygulamaya hazır hale getirilen bu 4 tip seramiğin kimyasal ve fiziksel özellikleri aynı olduğu için istenirse birlikte şekillendirilip tek seferde fırınlama işlemi gerçekleştirilebilir. Fırınlamadan sonra ise bu 4 tip seramiğin içerdikleri metal oksit pigmentlerinin birbirinden farklı olması nedeniyle görüntüleri de farklı olarak elde edilir. Gövde porselenlerinin komşu doğal dişlerle uyumlu bir restorasyonun elde edilebilmesi için geniş bir renk tonu çeşidi vardır. Çoğu porselen üreticisi, her gövde seramiği tozunun tonu için bir ayrı opak seramiği sağlar. Farklı firmalar aynı tonda seramik tozu üretselerde firmalar arasında belirgin bir renk farklılığı olabilmektedir (Naylor ve King, 2009; Rosenstiel ve ark., 2001).

Dentin Seramiği

Dentin seramiği doğal dişin dentin tabakasını taklit etmektedir. Dentin seramiği, opak tabaka ile başlayan porselen renginin oluşturulmasında rengi belirleyen ve restorasyonun formunun büyük bir kısmını oluşturan asıl tabakadır. Bileşiminde pigmentasyona uğramış metal oksitler yer almaktadır. İstenilen porselen renginin ve dayanıklılığın elde edilebilmesi için dentin ve mine porseleni kalınlığının en az 0,5-1,0 mm en fazla ise 1,5-2,0 mm olmasına ihtiyaç vardır. Gereğinden daha kalın uygulanıp pişirilen seramik tabakası metal altyapı tarafından yeterli miktarda desteklenemez. Normalden daha kalın olan seramik yapı, fonksiyonel kuvvetler karşısında kırılma riskiyle karşı karşıya kalabileceği gibi oluşan stresler porselen içerisinde çatlak oluşumuna da neden olabilir (Naylor ve King, 2009).

Mine Seramiği

Fırınılandıktan sonra dentin porselenine nazaran daha şeffaf bir görünüm kazanan mine seramiği doğal dişin minesini taklit etmek üzere geliştirilmiştir. Genelde insizal kenar veya oklüzal yüzey bölgelerine uygulandığı için “insizal porseleni” olarak da ifade edilebilmektedir. Dentin porselenine nazaran daha sınırlı bir renk aralığına sahip olması nedeniyle birçok dental seramik markasının setinde skaladaki tüm renkleri kapsayacak şekilde 4 ya da 5 tane mine tozu bulunur. Genellikle mine porseleni renkleri menekşe renginden griye doğru değişen renk aralığında yer alır. Bu sayede doğal dişlerdeki şeffaflığı taklit edecek ve illüzyonu sağlayacak şekilde grimsi, bazen de mavimsi tonlarda görüntü oluştururlar. Mine ve dentin porseleni arasındaki renk geçişlerinin daha doğala yakın elde edilebilmesi için mine porseleninin fırınlama işleminin dentin porseleniyle birlikte tek seferde yapılması tercih edilir (Naylor ve King, 2009).

Translusent Seramiği

Translusent seramiği her ne kadar tamamen şeffaf olmayıp, ışığın bütünüyle geçişine izin vermesede, üretilme amaçları restorasyona doğal dişlerdekine yakın doğallıkta ve derinlikte bir şeffaflık kazandırmaktır. Bu amaçla yapılan restorasyonun neredeyse tüm yüzeyini örtecek şekilde uygulanırlar ve böylece alt yüzeydeki rengi yansıtacak bir görüntü elde edilir (Naylor ve King, 2009).

Gövde modifiye ediciler

Yapılarında renklendirici özellikteki metal oksitlerden yoğun olarak bulunan bu seramik tozları doğal dişlerde oluşabilecek renk değişikliklerini yapılan restorasyona yansıtılabilmek için üretilmişlerdir. Tek başına kullanıldıklarında oldukça belirgin karakterdeki renklemeleri taklit edebilirler. Dentin ve mine seramiğine nazaran daha yoğun renk tonuna sahip olmaları nedeniyle yaratılmak istenen daha hafif renk efektlerinde bu seramik tozlarıyla birlikte kullanılabilirler (Naylor ve King, 2009).

Glazür seramiği

Renksiz cam tozlarından oluşan glazür seramiğinin içeriğindeki sodyum ve potasyum oksit miktarının yoğunluğu opak ve gövde seramiğine göre daha fazla iken, silika ve alümina miktarının yoğunluğu daha azdır. Dentin ve mine porselenine göre fırınlama sıcaklığının daha düşük olması, glazür fırınlaması sırasında dentin ve mine porselenin formunda oluşabilecek kayıpları engeller. Seramik yüzeyine uygulandığı zaman pişmiş seramik yüzeyindeki açık porözleri doldurarak seramik yüzeyinde oluşabilecek olası abrazyonu azaltır ve yapının kırılmaya karşı direncini artırır. Yapısındaki renklendiriciler, doğal dişin yüzey tabakasındaki renklemeleri taklit edilebilmesine olanak tanır. Böylece fırımlandığı zaman doğal dişe yakın görüntüde, parlak ve camsı bir yüzey görüntüsü elde edilebilir (Naylor ve King, 2009; Sarac ve ark., 2006).

2.8. Metal Altyapıların Üretim Yöntemleri

Günümüzde halen popülerliğini koruyan metal destekli seramik sistemlerinin klinik başarısını arttırmak amacıyla, dental materyallerdeki güncel gelişmelere paralel olarak metal seramik restorasyonlarda da gelişmeler kat edilmiş, fiziksel özelliklerinin yanı sıra metal altyapının üretim yöntemleri de çeşitlendirilmiştir. Bilgisayar destekli sistemlerin diş hekimliğindeki kullanım alanları ve başarısı göz önüne alınarak metal altyapıların hazırlanmasında geleneksel döküm yöntemine alternatif olarak hızlı doğrudan imalat teknikleri aktif rol almaya başlamıştır.

2.8.1. Döküm Yöntemi

Kayıp mum (lost wax) tekniği mevcut en eski döküm teknolojilerinden biridir. Diğer döküm yöntemlerine kıyasla son derece ince detayları daha kolay ve az maliyetle verebilmesi nedeniyle halen dental restorasyonların metal altyapılarının hazırlanmasında tercih edilen ve yaygın olarak kullanılan bir yöntem olma özelliğini taşımaktadır.

Endüstriyel alanda ve mücevher üretiminde de yaygın olarak kullanılan kayıp mum teknolojisinin, ilk kez M.Ö. 3000 yılında bronz dökümlerin elde edilmesi sırasında kullanıldığına dair bilgiler bulunmaktadır. İlk kez 1897'de Philbrook'un kayıp mum metodunu tanımladığına dair kanıtlar olsa da tekniğe gelişmesi için gereken önemi, zamanı ve bütçeyi Dr. William H. Taggart göstermiş ve tekniği 1906 yılında diş hekimliğine kazandırmıştır (O'Brein, 2008; Rosenstiel ve ark., 2001; Shillingburg ve ark., 1997).

Kaybolan mum yöntemi ile döküm işlemini gerçekleştirebilmek için bazı prosedürleri yerine getirmek gerekmektedir. Bunlar (O'Brein, 2008; Rosenstiel ve ark., 2001):

- İlgili diş veya dişlerin preparasyonunun tamamlanması,
- Preparasyonu tamamlanan diş veya dişlerin ölçüsünün alınması,
- Alçı modelin hazırlanması,
- Model üzerinde prepare edilen dişin mum modelajının yapılması,
- Mum modele döküm kanallarının bağlanması ve manşete yerleştirilmesi,
- Manşet içerisine revetman dökülüp sertleşmesinin beklenmesi,
- Ön ısıtma ile mum eliminasyonun gerçekleşmesi,
- Revetman içerisindeki mum modeleja ait boşluğa erimiş metalin gönderilerek dökümün yapılması,
- Dökümün tesviye, uyumlama ve polisaj işlemlerinin yapılmasıdır.

Diş hekimliğinde, metal destekli seramik restorasyonların metal altyapılarını döküm yoluyla elde ederken bazı durumlara dikkat etmek gerekmektedir. Mum modeajı yapılan restorasyona ait dökümün hem yüzey ayrıntılarıyla hem de boyutsal açıdan mum yapıyla tam olarak eşleşmesi gerekmektedir. Diş veya dişlerin hazırlığı sonrası hastadan alınan ölçüde veya dökümde yaşanabilecek en küçük olumsuzluk bile bitmiş restorasyonun başarısını önemli ölçüde etkileyebilmektedir. Dökümün başarılı olması, hasta ağızında yapılan hazırlıktan itibaren tüm prosedürlerin doğru ve eksiksiz bir şekilde ayrıntılara önem gösterilerek gerçekleştirilmesine bağlıdır. Tekniğin her aşamasının dökümün başarısı üzerindeki kesin etkisinin anlaşılması önemlidir (Rosenstiel ve ark., 2001).

Protetik restorasyonların dökümünde, kıymetli alaşım kullanımının maliyetli olması, tercihi kıymetsiz alaşımlara yöneltmiştir. Ancak kıymetsiz alaşımların dökümü sırasında yaşanan zorluklar, döküm sonrası porözlü, delik metal altyapıların elde edilebilmesi, metalin soğurken gösterdiği ısıl büzölmeye bağılı olarak metal altyapı uyumunun istenilen gibi olmaması ve kıymetsiz alaşımların tesviye, polisaj gibi bitim işlemlerinin zahmetli olması üreticileri döküm yönteminin bu tip dezavantajlarını ortadan kaldıracak yeni üretim metotları bulma arayışına itmştir.

2.8.2. CAD/CAM Sistemi ve CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Metal Bloklar

CAD/CAM Sistemi

Endüstriyel uygulamalarda CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture) sistemlerinin kullanımına yönelik yakın zamanda artan ivme, yazılım ve üretim bandında önemli gelişmelerin kaydedilmesine, ilgili makinelerin boyutlarının azalmasına ve maliyetlerin düşürülmesine olanak tanımıştır. Bu sayede, günümüzde CAD/CAM sistemlerinin kullanımı tıp ve diş hekimliği uygulamaları da dâhil olmak üzere çok sayıda alanda benimsenmiştir. Diş hekimliğinde CAD/CAM, analog düzene dayalı geleneksel diş laboratuvarı yöntemlerini kullanmak zorunda kalmadan, hastaya özel restorasyonların ve protezlerin hazırlanmasına izin vermektedir (Patel, 2014).

Dijital bilgisayar teknolojisinin dental uygulamalardaki yerine yönelik çalışmalar ilk kez 1970'li yıllarda başlamış ve Duret ve Preston dental CAD/CAM sistemlerinin gelişiminde önemli katkısı olan Sopha® sistemini geliştirmiştir. Bunu 1980'lerde Moermann ve Brandestini'nin CEREC® sistemini geliştirmek üzere yaptıkları çalışmalar izlemiştir. CEREC® sistemi klinikte, hasta başında direkt olarak ağız içi kamera ile alınan ölçü sayesinde aynı günde restorasyon yapılmasını mümkün kılmıştır. Dr. Andersson'ın geliştirdiği Procera® sistemi ise dünyanın her yerinden sanal ortam üzerinden gelen verilerin aktarılıp tam seramik restorasyonların üretiminin sağlandığı bir merkezi üretim birimi halini almıştır (Miyazaki ve ark., 2009; van Noort, 2012).

CEREC® sisteminin klinik kullanımının yanı sıra aynı teknolojinin diş laboratuvarlarına da taşınmasına yönelik yapılan çalışmalar, CAD/CAM sisteminin dental laboratuvarlarda da kullanım alanı kazanmasını sağlamıştır (Çelik ve ark., 2013). Bilgisayar destekli tasarım (CAD-Computer Aided Design) ve bilgisayar destekli üretim (CAM-Computer Aided

Manufacturing) sistemi olan “CAD/CAM” terimi, dental teknolojideki karşılığı olan üretim yöntemi ile ilgili herhangi bir bilgi vermediği için bu terim, tamamen doğru olmamakla beraber “freze teknolojisi” ile üretilen protezleri ifade etmektedir (Beuer ve ark.,2008).

Bütün CAD/CAM sistemleri temel olarak 3 kısımdan oluşmaktadır. Bunlar (Beuer ve ark., 2008; Hickel ve ark., 1997):

1. Ağız içi ya da ağız dışı olarak görüntüyü bilgisayar tarafından işlenebilecek dijital verilere dönüştüren bir sayısallaştırma aracı/tarayıcı (üç boyutlu yüzey tarayıcısı),
2. Uygulamaya bağlı olarak hazırlanacak restorasyon için bir veri düzeni üreten ve bu verileri işleyen yazılım (restorasyonun bilgisayar destekli planlaması ve tasarımı),
3. Veri düzeninin istenilen restorasyona dönüştürülmesini sağlayan üretim birimidir (restorasyonun üretim birimi).

CAD/CAM sistemlerinin tarayıcı birimleri farklılık gösterebilmektedir. Bazıları dijital bir ağız içi kamerası ile üç boyutlu taramalar yapabilirken, bazıları modelden veri almakta kullanılan, ağız içi kullanıma uygun olmayan birimlere sahiptir. Farklı dental uygulamaların 3 boyutlu sanal tasarımı için her sistemin kendine ait CAD yazılımı bulunmaktadır. Ortodonti ve ağız cerrahisi için analiz modellerinden, protetik diş tedavisinde kullanılan restorasyonlara ve hatta implant tedavisindeki ara parçaların yapımına kadar CAD uygulamaları çeşitlilik göstermektedir. Yazılım, serbestçe tasarlanıp taranan yüzeye ait verilere adapte edilebilecek spesifik bir dental restorasyon tasarımının eksiksiz olarak gerçekleştirilmesine izin vermektedir (Patel, 2014).

Üreticilerin 3 boyutlu sanal tasarım üzerinde gerçekleştirebildikleri değişimler CAD/CAM sistemlerine göre farklılık gösterebilmektedir. Kullanılan ilk sistemler tasarımda yapılabilecek değişikliklere hemen hemen hiç olanak tanımazken, daha güncel sistemlerde bu durum iyileştirilmiş ve tasarım üzerinde istenilen değişikliklerin yapılabilmesine izin veren teknolojik ilerleme sağlanmıştır.

CAM sürecinde amaç sıklıkla restorasyonun frezeleme ya da eklemeli hızlı prototipleme yoluyla hazırlanmasıdır. Sanal modelin tasarımının tamamlanması sonrası CAD birimi gerekli verileri CAM ünitesine aktararak restorasyonun üretimini başlatmaktadır.

Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinin bileşenlerinin bulunduğu yere göre, üç farklı üretim konsepti mevcuttur:

A-Hasta Başında (Chairside) Üretim: CAD/CAM sisteminin tüm bileşenleri dental klinikte bulunmaktadır. Dijital bir ağız içi kamera ile yapılan 3 boyutlu tarama sonucu ilgili alanların görüntüsü sanal ortama taşınırken, restorasyonların hazırlanması laboratuvar prosedürü olmaksızın hasta başında gerçekleştirilir. Böylece hastanın indirek restorasyonu tek seansta yapılarak zaman kaybı önlenir. Son 25 yılda CAD/CAM sistemlerinin “chairside” konsepti odaklı gelişimi ile Cerec® 3D (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) ve E4D Dentist Sistemleri (Planmeca D4D Teknolojisi, Helsinki, Finlandiya) piyasaya sunulmuştur (Beuer ve ark., 2008; McLaren, 2011).

B-Laboratuvar Üretimi Konsepti: Bu üretim konsepti diş hekimiyle laboratuvar arasındaki geleneksel çalışma sırasını taklit etmektedir. Bu sistemde diş hekimi hastasından aldığı ölçüyü ilk önce laboratuvara gönderir ve bundan sonraki kalan tüm CAD/CAM üretim adımları tamamen laboratuvarında yapılır. Bir tarayıcı yardımıyla, çalışma modelinden elde edilen üç boyutlu veriler bilgisayara aktarılır ve bu veriler CAD birimi vasıtasıyla işlenir. CAD sürecinden sonra veriler, CAM ünitesine gönderilerek diş laboratuvarında gerçek protezlerin üretimi gerçekleştirilir. Son olarak, restorasyonun uyumu ana model üzerinde değerlendirilerek gerekli görüldüğü takdirde düzeltmeler yapılır. Bu sistemlerin çoğunda altyapının tamamlanmasını takiben teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için üzerine porselen ekler. CEREC inLab (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya), DCS Preci-fit (Popp DCS, Greendale, Wisconsin, ABD) Cercon® (Dentsply Ceramco, York, Pennsylvania) ve Everest® (Kavo Dental Corp, Lake Zurich, Illinois, ABD) sistemleri bu gruptadır (Beuer ve ark., 2008; Çelik ve ark., 2013).

C-Merkezi Üretim Konsepti: Dental protezlerin bilgisayar destekli üretiminin üçüncü üretim seçeneği bir frezeleme merkezinde toplanan veriler ışığında yapılan üretimdir. Bu konseptte, diş laboratuvarındaki uydu tarayıcılarının internet üzerinden bir üretim merkezine bağlanması mümkündür. Dental laboratuvarında elde edilen veriler, restorasyonların CAD/CAM ile hazırlandığı bir üretim merkezine gönderilir. Son olarak, üretim merkezi protezi, hazırlanmasından sonra sorumlu laboratuvara geri gönderir. Böylece üretimin, birinci ve ikinci adımları dental laboratuvarında gerçekleşirken, üçüncü basamak böyle bir merkezde

gerçekleşir. Altyapıların aynı merkezde hazırlanmasıyla optimal kalite kontrolü sağlanırken, CAD/CAM üretim yöntemlerinin tamamına da erişim mümkün olur. Ayrıca böyle bir üretim konseptinde yalnızca tarayıcı ve yazılımın satın alınması, yüksek kalitedeki bu üretim sürecine daha az bir yatırımla sahip olunmasına olanak tanımaktadır. Procera® (Nobel Biocare USA, Yorba Linda, California, ABD) ve Lava™ (3M ESPE, St Paul, Minnesota, ABD) sistemleri bu şekilde çalışmaktadır (Beuer ve ark., 2008; Çelik ve ark., 2013).

Birçok avantajı olan CAD/CAM sistemlerinin kullanımı;

- Geleneksel ölçü alma işlemlerine gerek olmamasına,
- Daha uyumlu restorasyonların kısa bir zaman içerisinde elde edilmesine,
- Daha kaliteli materyallerin kullanılmasına,
- Yapılan restorasyonların kalitesinin artırılmasına,
- Çeşitli parametrelerin kontrol edilebilmesine,
- Hata potansiyelinin azalmasına,
- Olası çapraz kontaminasyonların önüne geçilmesine
- Döküm gibi laboratuvar işlemlerinin ortadan kalkması ile iş akışının hızlanmasına böylece zaman ve iş gücü tasarrufuna olanak tanımaktadır (Dwivedi ve ark., 2017; Freedman ve ark., 2007; Karaalioğlu ve Doymuş, 2008; Mehl ve ark., 2013; Miyazaki ve ark., 2009).

Avantajlarının yanı sıra CAD/CAM sistemlerinin kullanımını kısıtlayan bazı dezavantajları da söz konusudur. Bunlar:

- Üretimin maliyetli olması,
- Sisteme sahip olmanın ciddi zaman ve maliyet yatırımı gerektirmesi,
- Monokromatik blokların kullanılması sebebiyle renk kısıtlaması yaşanması ve ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamaması,
- Derin subgingival sınırlara sahip restore edilecek dişlerin tam olarak bilgisayar ortamına aktarılmasında sorun yaşanabilmesi,
- Sistemi kullanma konusunda iyi eğitilmiş uzman kişilere ihtiyaç olmasıdır (Çetindağ ve Meşe, 2016; Mehl ve Hickel, 1999; Christensen, 2001).

CAD/CAM Sisteminin Bileşenleri

Tarayıcı (Sayısallaştırıcı)

Frezelemede olduğu gibi eksiltme veya hızlı prototiplemede olduğu gibi ekleme yöntemine dayalı herhangi bir CAD/CAM teknolojisinin kullanımında anahtar olarak dijital verilerin oluşturulması gerekmektedir. Hedef dişin ve çevre dokuların morfolojisini temsil eden dijital verileri elde etmek amacıyla ilgili yapıların üç boyutlu ölçümünü yapan araçlara “sayısallaştırıcılar” veya “tarayıcılar” denir. Taramanın doğruluğu, sabit restorasyonların uyumu üzerinde etkili olan önemli bir faktördür. Genellikle veri toplamak için kullanılan tarayıcı, CAD/CAM sisteminin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır. Değişik CAD/CAM sistemlerine göre farklılık gösteren bu aşamada temel olarak kullanılan optik ve mekanik olmak üzere iki farklı tarayıcı vardır (Beuer ve ark., 2008; Miyazaki ve ark., 2009; Rudolph ve ark., 2016).

Optik tarayıcı: Bu tarayıcı tipinin temelini üç boyutlu yapıların "triangülasyon prosedürü" olarak adlandırılan koleksiyonu oluşturmaktadır. Bu tarayıcılarda ışık kaynağı ve alıcı birim birbirleriyle belirli bir açıyla ilişkilendirilir. Bu açıyla bilgisayar, reseptör ünitesindeki görüntüden üç boyutlu olarak veri düzenini hesaplayabilir. Günümüzde, veri toplama işlemi doğrudan ya hastanın ağızında (ağız içi olarak) ya da dolaylı olarak prepare edilen dişin ölçüsünü aldıktan sonra elde edilen ana model üzerinde (ağız dışı olarak) gerçekleştirilir. Optik tarayıcılar, yüksek çözünürlüğe sahip verilerin daha hızlı elde edilmesine olanak tanımaktadırlar. Ancak, tercih edilen tarama modundan bağımsız olarak, tükürük, kan ve hastanın hareketleri gibi klinik parametreler alınan üç boyutlu ölçünün doğruluğunu etkileyebilmektedir.

Ağız içi optik tarayıcılar, kullanıcının prepare edilen dişlerden doğrudan veri temin edebilmesine izin vermektedir. Dolayısıyla, ölçü alma ve ana model elde etme aşamalarına gerek olmamaktadır. Ağız içi optik tarayıcılar ile ağız içinin dijital olarak ölçüsü alınmadan önce yansımaları önlemek ve taranabilir bir yüzey oluşturmak için parlak ve berrak diş yüzeylerine titanyum dioksit veya magnezyum oksit tozu uygulanmalıdır. Diş yüzeyine bu toz tabakasının uygulanması yaklaşık 13-85 µm ilave bir kalınlığa neden olmaktadır. Ayrıca restorasyonun uyumu da harekete duyarlı olmaları nedeniyle, ağız içi optik tarayıcılar ile veri toplanırken, hastanın en ufak hareketinden dahi etkilenebilmektedir.

Ağız dışı optik tarayıcı ile tarama yapılmadan önce, hasta ağzından klinik durumu yansıtan bir ölçü alınması gerekmektedir. Ölçü tekniğinin yanı sıra kullanılan ölçü malzemesinin özellikleri de sabit restorasyonların uyum konusundaki hassasiyetini etkileyebilmektedir. Ana modelin hazırlanması, ölçü maddesinin hacimsel olarak gösterdiği değişiklikleri belirli bir düzeye kadar dengeler. Bununla birlikte, ana model hazırlığı beraberinde birlikte çalışılması zorunlu dental bir laboratuvarın varlığını gerektirmekte, bunun sonucu olarak da zaman kaybı ve hata olasılığı artmaktadır. Ana modeller optik veya mekanik tarayıcılarla ağız dışı olarak taranabilmektedir. Bunun yanı sıra ağız dışı optik tarayıcıların gölgeleme gibi bir dezavantajı söz konusudur. Bu tür etkileri telafi etmek için sıralanmış kısmi taramaların birleştirilmesiyle geniş bir yüzey taraması gerçekleştirilir. Yeni geliştirilen tarayıcılarda da modelin pozisyonu 3-5 farklı aks üzerinde değiştirilerek istenilen bölgenin tam olarak taranması sağlanabilmektedir. Aydınlatma kaynağı olarak beyaz ışık veya bir lazer ışını kullanılabilir. Diş hekimliği sektöründe kullanılan optik tarayıcılara örnek olarak Lava Scan ST (3M Espe, St. Paul, ABD), Everest Scan (KaVo, Biberach/Riß, Almanya), Etkon es1 (Institut Straumann AG, Basel, İsviçre) verilebilir (Beuer ve ark., 2008; Quaas ve ark., 2007).

Mekanik tarayıcı: Tarayıcının diş ile göreceli olarak pozisyonun korunduğu bu tarayıcıda, ana model, yakut bir küre aracılığıyla mekanik olarak satır satır okunur ve yapı üç boyutlu olarak ölçülür. Bu tip tarayıcılarda tarama sırasında marjinal bölgelerde deformasyon görülebileceğinden, tarayıcıları; dişin silikon ölçüsü gibi negatif yüzeylerden veri elde etmek için değil, alınan ölçüden ana model elde edildikten sonra bu model üzerinden veri elde etmek amacıyla kullanmak daha doğrudur. Küçük boyutlu yapıların hazırlanması tarayıcı ucun çapı ve tasarımı ile sınırlanmaktadır. Mekanik tarayıcının kullanıldığı durumlarda karşılaşılan tarama hataları ağırlıklı olarak taranan nesnelere geometrisinden kaynaklanmaktadır. Taramayı gerçekleştiren uzmanın yalnızca yumuşak bir temas kuvveti ile bile olası yüzey hasarları veya tarayıcı ucun dokunuşuna bağlı olarak nesne deformasyonu görülebilmesi nedeniyle yumuşak ve esnek materyalleri mekanik olarak taramak oldukça zordur. Yüksek temas basınçları, taranacak objelerin yüzeyine zarar verebilir. Procera®Scanner (Nobel Biocare USA, Yorba Linda, California, ABD) diş hekimliğinde mekanik tarayıcılara verilebilecek tek örnektir. Yüksek tarama doğruluğuna sahip olan bu tip bir tarayıcı kullanımının dezavantajı ise,

optik sistemlere kıyasla uzun üretim süreci ile beraber oldukça pahalı olan cihazın karmaşık bir mekanik yapıya sahip olmasıdır (Beuer ve ark., 2008; Quaas ve ark., 2007).

Tasarım Yazılımı (Software)

Bir sayısallaştırıcı aracılığı ile taranıp bilgisayar ortamına kaydedilen veriler daha sonra bilgisayar yazılımı aracılığıyla noktacıklardan oluşan sanal modele dönüştürülmektedir. CAD yazılımı tasarımı tamamlanan restorasyona ait sanal modeli daha sonra, CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir (Strub ve ark., 2006). Hangi sistemin yazılım programı olursa olsun uzman tarafından restorasyonun tasarımı yapılırken; marjin seçimi, undercut giderilmesi ve siman aralığı mesafesinin belirlenmesi gibi benzer adımlar takip edilir. Bununla birlikte, son ayarlamalar uzman tarafından yazılımın yardımıyla belirlenir. Çeşitli dental restorasyonların tasarımı için üreticiler tarafından özel yazılım programları sağlanmaktadır. Bu tür bir yazılımla, bir taraftan kron ve köprü protezlerinin altyapıları oluşturulurken; diğer taraftan, bazı sistemler tam anatomik kron, parsiyel kron ve inley tasarlama fırsatı sunmaktadır. Piyasada bulunan CAD/CAM sistemlerinin yazılımı sürekli geliştirilmektedir. Üretime dair veriler çeşitli veri formatlarında saklanabilir. Bu amaçla temelde sıklıkla STL verileri kullanılır. Ancak pek çok üretici, kendi üretim sistemine özgü veri formatlarını kullanırken, üretim programlarının verileri birbiriyle uyumlu olmayabilmektedir. Pazardaki mevcut sistemler çoğunlukla üretim yazılımları hususunda farklılık göstermektedir (Beuer ve ark., 2008).

Üretim Birimi

Üretim; CAD yazılımı ile oluşturulan yapıya ait veriler ışığında üretim biriminde farklı yöntemler kullanılarak gerçekleştirilir (Beuer ve ark., 2008). Bu yöntemler eksiltme ve ekleme prensibine dayalı üretim tekniklerini içermektedir.

2.9. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Teknikleri

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM teknolojilerindeki en önemli gelişmelerden biri, kapalı sistemlerden açık sistemlere geçiştir. Başlangıçta, firmaların üretim sürecine dair her bir aşamayı birbiri ardına ve birbiriyle ilişkili olarak gerçekleştirebilen donanımı sunan ve tüm aşamalardaki veri işlenmesinde daha fazla tutarlılığın görüldüğü kapalı sistemler geliştirilmiştir. Ancak gelişen teknolojiyle birlikte kapalı sistemler yerini açık sistemlere bırakmış ve böylece bir CAD/CAM sisteminin bileşenlerini oluşturan

ünitelerin ayrı olarak temini mümkün hale gelmiştir. Açık sistemlerin kullanılacak tarayıcı, tasarım ve üretim birimlerinin seçimi için esneklik sağlayabilmesi verilerin çeşitli kaynaklardan (ağız içi tarayıcı, mekanik veya lazer model tarayıcı, CT, MR) elde edilebilmesine, uygun yazılımın hazırlanacak restorasyonla eşleştirilebilmesine ve en önemlisi daha uygun fabrikasyon yöntemi ile materyallerin seçilebileceği oldukça geniş bir üretim tekniği yelpazesine sahip olunmasına imkân vermektedir. Açık sistemin farklı tarayıcı, yazılım ve üretim birimleri arasında entegrasyon kurması merkezi üretim konseptinin yaygınlaşmasının ve dolayısıyla çok sayıda uzmanın bu teknolojiye erişebilmesinin önünü açmıştır (van Noort, 2012).

2.9.1. Eksiltme Prensibine Dayalı Üretim Tekniği

Dental CAD/CAM teknolojisinde mevcut pek çok sistemin CAM birimi, ağırlıklı olarak prefabrike blokların bilgisayar destekli freze ve aşındırma cihazlarında frezler, driller veya elmas diskler yardımıyla aşındırılarak restorasyonunun hazırlandığı eksiltme prensibine dayalı bir üretim gerçekleştirmektedir. Her ne kadar gelecek için ekleme prensibine dayalı üretim teknolojilerine yönelim artsa da halen diş hekimliğinde eksiltme yöntemi oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (van Noort, 2012).

Çalışma prensibinin başlangıcı eksiltmeli yöntem üzerine kurulu olan CAM ünitelerinde kron, post, inley ve onley gibi restorasyonlar frezeleme yöntemi kullanılarak hazırlanmaktadır. Buna göre sistemin CAM ünitesindeki bilgisayar destekli freze birimi CAD ünitesinin verilerine göre blok halindeki materyalden istenmeyen parçaları uzaklaştırarak arzu edilen geometriye sahip restorasyonun hazırlanmasını sağlamaktadır. Eksiltmeli üretim tekniği kıvılcım erozyonu ve frezeleme metodu gibi işleme yöntemlerini içermektedir (Bilgin ve ark., 2016; Samraa ve ark., 2016).

Kıvılcım erozyonu ile CAD verilerine göre restorasyonun hazırlanabilmesi için belli koşullar altında bir metal bloğu aşındırmak için devamlı tatbik eden kıvılcımlar kullanılmaktadır. Frezeleme yönteminde ise restorasyonun hazırlanabilmesi için metal bloğun aşındırılması amacıyla sistemin CAM ünitesinde kullanılan cihazlarda elmas ve karbid frezler bir arada bulunmaktadır. 2015 yılının ilk çeyreğinden itibaren lazer teknolojisi kullanılarak yapılan frezeleme yöntemi de sistemdeki yerini almıştır (Bilgin ve ark., 2016; Jo, 2011).

CAD/CAM yöntemi ile indirekt restorasyonun tasarımı tamamlandıktan hemen sonra, sistem en az zaman ve materyal kaybıyla en iyi sonucu elde etmek için veriyi işler, restorasyon materyali bloğunun boyutunu ve konumunu seçer ve frezeleme işlemine geçer. Eksiltme sistemi kullanılarak üretim yapılan sistemlerde frezeleme prosedürü, kuru bir ortamda veya su soğutması altında gerçekleştirilir. Kuru işleme, ağırlıklı olarak düşük sıcaklıkta yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blokların frezelemesinde kullanılırken, su soğutması altında yapılan sulu işleme ise frezeleme esnasında oluşabilecek ısıya bağlı meydana gelebilecek zararların önlenmesi için metal ve cam seramik malzemelerin frezelemesinde kullanılır (Beuer ve ark., 2008; Samraa ve ark., 2016).

Eksiltme yönteminde kullanılan frezeleme cihazlarının eksen sayısı restorasyonun geometrisinin frezeleme sırasında frezin elde edebileceği erişim pozisyonlarının sayısına bağlı olması sebebiyle önemli bir parametredir. Eksen sayısının artması restorasyon morfolojisinin daha ayrıntılı olarak işlenebilmesine olanak tanımaktadır. Eksiltme yönteminde kullanılan frezeleme cihazları üç, dört veya beş eksenli olabilmektedir. Üç eksenli frezeleme cihazında milin sadece X, Y ve Z değerleri ile tanımlanan uzaysal yönlere hareket etmesi nedeniyle restorasyonun hazırlanması 3 eksen doğrultusunda gerçekleşir. Diğerlerine göre daha ucuz olan üç eksenli frezeleme cihazları restorasyon içinin veya dışının üretiminde parçayı 180° çevirebilir. Bu cihazlara örnek olarak CEREC inLab (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya), Lava™ (3M ESPE, St Paul, Minnesota, ABD) Cercon Brain (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) verilebilir. Dört eksenli frezeleme cihazlarında ise üç uzaysal eksene (X, Y, Z) ilave olarak komponent için gerilim köprüsü (tension bridge) bulunur ve çok çeşitli yönlere döndürülebilmesini sağlar. Bu sisteme Zeno (Weiland Imes) örnek verilebilir. Beş eksenli frezeleme cihazlarında ise üç uzaysal eksene (X, Y, Z) ve dönebilir gerilim köprüsüne ilave olarak frezeleme ekseninin de dönebilme olanağı vardır (Beuer ve ark., 2008; Samraa ve ark., 2016).

Eksiltme prensibine dayalı üretim teknolojisi, geleneksel yöntemlerle elde edilmesi zor veya imkânsız olan karmaşık restorasyonların ve ince ayrıntıların hazırlanma süresini önemli ölçüde azaltarak oldukça kolay bir şekilde üretilmesini sağlamaktadır. Ancak, etkin bir yöntem olmasına rağmen en büyük dezavantajı tipik bir dental restorasyon elde

edebilmek için prefabrik blokların %90'ının uzaklaştırılması sebebiyle yaşanan materyal israfıdır (Burhanoğlu, 2015; van Noort, 2012).

Eksiltme Yönteminde Kullanılan Metal Esaslı Bloklar

Diş hekimliğinde geniş uygulama alanı olan metal ve metal alaşımlarından elde edilen bloklar eksiltme prensibine dayalı CAD/CAM sistemlerinde yaygın olmamakla beraber kullanılmaktadır. Şu anda çeşitli sistemler için üretilmiş saf titanyum, titanyum alaşımları ve krom-kobalt alaşımlarından üretilen disk şeklindeki bloklar sistemin CAM ünitesinde frezeleme yöntemi kullanılarak işlenebilmektedir. Tablo 2.2'de günümüzde CAD/CAM teknolojisinde kullanılan metal esaslı bloklara ait firma bilgileri bulunmaktadır. CAD/CAM sistemlerinde bu materyallerden üretilmiş blokların kullanımıyla özellikle implantüstü restorasyonlara ait bar yapımı ya da metal destekli seramik restorasyonların metal altyapılarının hazırlanması esnasında döküme bağlı olarak görülen materyal büzülmelerinin ve uyumsuzluklarının önüne geçilebilir. Son zamanlarda sinterlenen metal bloklar geleneksel metal blokların yanı sıra piyasadaki yerini almıştır. Metal bloklardan üretilen restorasyonların hazırlık süreci, zirkonya esaslı bloklardan üretilenler ile benzerlik göstermektedir. Yarı sinterlenmiş metal blokların sinterlendikten sonra büzülme göstermeleri nedeniyle bu blokların frezelenmesi esnasında bu büzülme miktarı göz önünde bulundurulur ve blok %110 oranında daha büyük freze edilir. Freze edilen restorasyonlar argon gazlı ortamda sinterlenerek mekanik özellikler ve boyutsal açıdan son şekline ulaşır (Beuer ve ark., 2008; Çetindağ ve Meşe, 2016).

Tablo 2.3. Metal esaslı bloklara ait firma bilgileri

Metal Esaslı Bloklar	Firma Bilgileri
Krom-Kobalt Esaslı Bloklar	• Procera Cobalt Chromium (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
	• Ceramill NP M (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	• Kera-Disc (Eisenbacher, Main, Almanya)
	• Magnum Lucens (İtalya)
Titanyum Esaslı Bloklar	• Procera Titanium (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
	• Ceramill Ti (Girrbach, Pforzheim, Almanya)

	<ul style="list-style-type: none"> • Ceramil Ti Alloy (Girrbach, Pforzheim, Almanya) • Kera Ti5-Disc (Eisenbacher, Main, Almanya)
Sinterlenen Metal Bloklar	<ul style="list-style-type: none"> • InCoris CC block (Sirona, Bensheim, Almanya) • Ceramill Sintron (Girrbach, Pforzheim, Almanya) • Crypton blank (Degudent, Frankfurt, Almanya)

Metal alaşım bloklardan frezeleme yöntemiyle materyal aşındırılarak restorasyonların hazırlanması geleneksel yöntemlere kıyasla CAD/CAM teknolojisinin avantajlarından yararlanılabilmesine olanak tanırken, yüksek metal yıpranmasına ve yüksek malzeme maliyetlerine neden olduğu için ekonomik açıdan bekleneni karşılamamaktadır (Beuer ve ark., 2008). Ekonomik sebeplerden ötürü avantajlı olmasa da endüstriyel olarak üretilmeleri nedeniyle homojen bir yapıya sahip olan bilgisayar destekli üretim sistemlerinde kullanılan blok materyallerinin yüksek mekanik ve fiziksel özelliklerinin yanı sıra güvenilir olmaları, üretilen restorasyonların uzun dönem başarısında önem taşımaktadır.

2.9.2. Ekleme Prensibine Dayalı Üretim Tekniği

Amerikan Test ve Malzeme Derneği (ASTM: American Society for Testing and Materials) tarafından yapılan tanımlamaya göre “eklemeli üretim”, eksiltme prensibine dayalı üretim metodolojilerinin aksine tabaka üzerine tabaka eklenerek üç boyutlu sanal modele ait CAD verileri doğrultusunda ilgili obje üretiminin gerçekleştirildiği işleme prosedürüdür (van Noort, 2012; Samraa ve ark., 2016).

Otuz yılı aşkın bir geçmişe sahip hızlı prototipleme (Rapid Prototyping-RP) yöntemleri, CAD verileriyle inşa edilen üç boyutlu modelden doğrudan tabakalı olarak fiziksel bir model üretimi yapmaktadır. “Solid-free üretim”, “dijital üretim”, “e-üretim” ya da “katmanlı imalat” olarak da bilinen hızlı prototipleme yöntemleri üretimin her alanında hızla yer almaya başlamıştır. Hızlı direkt imalat sistemleri, “Otoinşa” ya da eklemeli imalat bir diğer adıyla “Hızlı Prototipleme” (HP) olarak adlandırılan yöntemlerin bir alt gurubudur. Hızlı imalat sistemleri; kullandıkları değişik terminolojilere ait farklı terimlerle de ifade edilmektedir. Bunlar Şekil 2.3’te belirtilmiştir (Delikanlı, 2005).



Şekil 2.3. Hızlı imalat sistemlerinin terminolojisi

Hızlı prototipleme çalışmalarının üretimde aktif olarak rol almasıyla 90'lı yıllarda Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve Seçici Lazer Ergitme (SLM) sistemleri gelişerek metal tozlarından doğrudan parça imalatına geçilmiştir. Bu bağlam içerisindeki teknolojiler önce prototip, daha sonra pilot ürün üretiminde kullanıldıktan sonra; ürünü pazara daha da hızlı sokmak üzere ağır üretim teçhizatının devreye alınmasına kadar seri üretimde de başarı ile kullanılmaktadır. Otomotivden uzay sanayi ve biyomedikal alana kadar çok geniş bir sahada gerekli olan metal komponentleri üretebilmek için kullanılan hızlı imalat sistemleri kullanılmaktadır.

Günümüzde, üretim alanında ürünün piyasaya takdim sürecinin kısaltılması firmaların olası rekabetlerini devam ettirebilmeleri açısından önemlidir. Üretim sürecinin kısılmasının yanı sıra, ürünün pazara sunumundan sonra gerekecek problem giderici tasarım gereksinimlerinin en aza indirilmesi hatta sıfırlanması diğer bir önemli ve tamamlayıcı unsurdur (Delikanlı, 2005).

Günümüzde halen geliştirilmekte olan hızlı prototip üretim sistemlerinin, bu sistemlerde kullanılan materyal kısıtlılığı nedeniyle kullanım yaygınlığı arzu edilen düzeyde olmasa

da, geleneksel imalat sistemleri ile karşılaştırıldığında birçok avantajı olduğu görülmektedir. Bunlar;

- Hızlı prototip üretim sistemleri üreticiye, tek bir üretim işlemi sırasında birden çok ve farklı geometrilere sahip ürün imal etme imkânı sunar. Geleneksel bir döküm işlemi ile gerçekleştirilen üretimlerde ise farklı geometriye sahip her yapı için ayrı bir kalıp oluşturma gereksinimi vardır. Hızlı prototip üretim sistemlerinde işlem dosyasına 3D CAD modelleri eklenerek sadece tek seferde, farklı parçalar üretilebilir.
- Hızlı prototip üretim sistemlerinde değişik geometrilere nesnelerin üretilmesi alet değişimi gerektirmemektedir. Bu sayede zaman ve maliyet konusunda tasarruf yapılabilmektedir.
- Bu sistemlerle farklı geometriye sahip parçaların üretimi için operatörün veya teknisyenin özel becerilere sahip olması gerekmemektedir. CAD dosyalarının sisteme yüklenerek ayarlanması işlemin gerçekleştirilmesi için yeterlidir (Williams, 2003).

Hızlı prototipleme yönteminde kullanılan cihazlar genel olarak aynı mantık çerçevesinde parça üretimi gerçekleştirir, ham madde olarak kullandıkları malzemelerin özellikleri ve üretim sırasında katmanların oluşturulma tekniği farklı olabilmektedir. Başlangıçta bu sistemler; 3D CAD tasarımı yapılan örneklerin tasarımlarına bağlı hatalarını görebilmek veya kullanıma uygunluğunu tespit edebilmek için hızlı imalat sistemleri kullanılarak hazırlanan prototipler üzerinde inceleme yapmaya imkân vermiştir. Ancak günümüzde SLS ve SLM cihazları gelişen teknoloji ile birlikte prototip anlayışını kırarak arzu edilen nesnelerin doğrudan imal edilebilmesine olanak sunmuştur (Delikanlı, 2005).

Metaller için tabaka üretim tekniklerinin öncülüğünü 1971 yılında lazer kaplama işlemlerine yönelik öneride bulunan Ciraud (Ciraud, 1972) ve 1977'de SLS (selective laser sinterization) ve SLM (selective laser melting) sistemlerini tanımlayan Housholder (Housholder, 1981) yapmıştır. Ancak o döneme ait bu fikirler, piyasada yeterli kapasiteye sahip bilgisayarların bulunmaması ve o zamanki lazer sistemlerinin maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle ticari alanda beklenen ilgiyi görememiştir. Bu fikirler ışığında Deckard'ın Austin'deki Texas Üniversitesi'nde yapımı için çalışmalarına 1986 yılında başladığı ve 1992 yılında tamamlanan ilk cihaz DTM şirketinin (Paramount Industries Inc., Pennsylvania, ABD) öncülüğünde piyasaya sunulmuştur. Cihazın 2001 yılında ise

üç boyutlu sistemlerle birlikte kullanılması sağlanmıştır. Piyasadaki farklı cihazlar tarafından da kullanılan bu işleme tekniği, seçici lazer sinterleme (SLS) olarak adlandırılmıştır. İlk EOS (EOS GmbH, Krailling, Almanya) lazer sinterleme cihazı 1994 yılında Electrolux'un iş birliği ile EOS GmbH optik sistemince piyasaya sürülürken EOS GmbH, 2004 yılında DTM ve lazer sinterleme ile ilgili üç boyutlu sistemlerin tüm patentlerini ve kullanım haklarını kazanmıştır. TRUMPF (TRUMPF GmbH, Ditzingen, Almanya) ise 2003 yılında sırasıyla Trumaform LF 250 ve TrumaForm DMD adlarıyla SLM ve 3D lazer kaplama sistemlerini temel alan iki yeni cihazını piyasaya sunmuştur. TRUMPF, toz yatağındaki tek bileşenli metallerin tamamen erimesi prensibine dayalı doğrudan metal lazer üretiminin (DMLM; direct metal laser melting) haklarına sahiptir (Santos ve ark., 2006).

CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliği alanındaki avantajlarını kullanmanın yanı sıra materyal israfı, maliyetlerin fazla oluşu gibi olumsuzlukları gidermek amacıyla yapılan çalışmaların bir sonucu olarak, eksiltme prensibine dayalı üretimden, ekleme prensibine dayalı üretime doğru bir geçiş gerçekleşmiştir. Diş hekimliğinde geleneksel olarak eklemeli üretim tekniklerinin kullanımına 1980'lerde prototiplerin, modellerin ve ana modellerin üretimi amacıyla başlanmıştır (van Noort, 2012).

Çok ince detayları olan karmaşık internal geometriye sahip restorasyonların bile hazırlanabilmesine imkân veren hızlı prototipleme teknolojisi ile metal ve seramikten doğrudan gerçek fonksiyonel parçaların üretimi gerçekleştirilebilmektedir. Günümüz diş hekimliğinde koping, kron-köprü protezleri tasarlamak, geliştirmek ve üretmek için hızlı prototipleme teknikleri kullanılabilmekte ve bu teknikler avantajları nedeniyle daha cazip hale gelmektedirler. Dental protezlerin geleneksel yöntemlerle hazırlanması büyük ölçüde diş hekimleri ve teknisyenlerin bireysel becerilerine bağlıdır ve oldukça fazla emek ve zaman gerektirmektedir. Geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında, hızlı prototipleme teknikleri ile dental protezlerin hazırlanması protezin başarısında kişi faktörünün büyük ölçüde elimine edilmesine, maliyetlerin azalmasına, daha iyi ve daha hızlı restorasyonların hazırlanmasına imkân vermektedir (Santos ve ark., 2006; Sun ve Zhang, 2012).

Hızlı Direkt İmalat Sistemlerindeki İşlem Protokolü

SLS ve SLM sistemlerinde üretim yapılırken sırasıyla gerçekleşen işlem protokolü şöyledir (Delikanlı, 2005):

- Üretimi gerçekleştirilecek parçanın herhangi bir CAD programında üç boyutlu modeli sanal olarak tasarlanır.
- Oluşturulan CAD dosyasının hızlı prototip üretim sistemlerine naklini gerçekleştirebilmek için CAD verileri bir ara yüzey olan STL formatına dönüştürülerek kaydedilir. Verilerin üretim amacıyla dönüştürülmesini sağlayarak hızlı imalata basitlik ve kullanılabilirlik kazandıran STL formatı, bu amaç için kullanılan cihazlarda standartlaştırılmıştır.
- Parçanın Z eksenini belirleyip, destek yapıları oluşturulur.
- Yazılım tarafından sanal model üzerinde parça ve destekler belirlenen Z ekseninde dilimlenir (metaller için 0.05 mm).
- Gerekli işleme parametreleri seçilir.
- Daha önceden seçilen ve makinenin kartuşuna doldurulan alaşım veya metal tozuna göre parça katman katman inşa edilir.
- İnşası biten son ürün alınarak destek yapıları uzaklaştırılır.

SLS ve SLM sistemlerini kullanarak diş hekimliğinde metal destekli protezlerin altyapılarının direkt olarak hazırlanması sırasında da öngörülen CAD/RPM (Computer-Aided Design/Rapid Prototyping and Manufacturing) prosedürü üç ana aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamayı veri toplama işlemi oluşturur ve bu işlem temaslı veya temassız yöntemler kullanılarak gerçekleştirilir. İkinci aşamayı oluşturan toplanan verilerin işlenmesi prosedüründe ise ana modelin ağız dışı olarak ya da ağız içinde prepare edilen bölgenin ağız içinde taranması sonucu elde edilen dijital veriler ışığında restorasyonun CAD programında üç boyutlu modeli sanal olarak tasarlanır. Daha sonra benzer prosedürler izlenerek SLS veya SLM cihazlarında üretim aşamasına geçilir ve en son yüzey işlemleri tamamlanarak restorasyonun metal altyapısı elde edilir (Liu ve ark., 2006; Sun ve Zhang, 2012).

Hızlı Prototip Üretim Sistemleri (HPÜ)

Tüm hızlı prototip üretim sistemlerinde, kullanılan malzemenin katman katman inşa edilerek nihai ürün haline gelebilmesi için bazı yöntemler kullanılmaktadır. Liste

tamamını içermesede, günümüzde kullanılan hızlı prototip üretim sistemlerinden bazıları şunlardır (Liu ve ark., 2006; van Noort, 2012):

- Stereolithografi (SLA, Stereolithography)
- Eriterek şekil verme (FDM, Fused Deposition Modeling)
- Selektif elektron ışını ergitme (SEBM, Selective Electron Beam Melting)
- 3D Yazdırma (3D Ink jet printing)
- Lazer ışını ile toz partiküllerini şekillendirme (SLS, Selective Laser Sintering and SLM, Selective Laser Melting)

Stereolithografi (SLA, Stereolithography)

İlk kez 1986 yılında Charles W. Hull tarafından ortaya atılan "Stereolitografi" terimi tarayarak ışıkla kür tekniğinin literatürdeki karşılığıdır. Stereolithography, sıvı fotopolimer ile dolu bir tanktaki polimerlerin üzerine odaklanan yoğun bir ultraviyole ışını altında katı hale getirilmesi yani kür edilmesi esasına dayanır. Objeye bilgisayar kontrolü ile yansıtılan nokta şeklindeki lazer ışınının tank içerisindeki sıvı malzemenin üst yüzeyinde belirlenen kısımları katılaştırmasıyla tabaka tabaka inşa edilir. Oluşturulmakta olan nesnelerin boyutuna ve sayısına bağlı olarak, bu yöntemi kullanarak gerçekleştirilen lazerle katılaştırma işlemi her bir katman için bir ya da iki dakika sürebilir. Objenin büyüklüğüne göre tabla üzerinde yan yana olacak şekilde aynı anda birkaç tane nesne üretimi gerçekleştirilebilir. Tipik bir çalışmanın 6 ila 12 saat arasında zaman aldığı sistemde büyük objelerin hazırlığı birkaç gün sürebilmektedir. SLA tekniği günümüzde rutin olarak, dental implantlarının yerleştirilmesi öncesinde hazırlanan cerrahi rehber modelleri hazırlarken kullanılmaktadır. Ancak kullanım alanları geçici kron-köprülerin hazırlanması ve kayıp mum tekniğinde dökümü yapılacak reçine modellerin elde edilmesi gibi durumları da kapsayacak şekilde genişlemektedir (van Noort, 2012).

Eriterek Şekil Verme (FDM, Fused Deposition Modeling)

Eriterek şekil verme teknolojisi 1980'lerin sonlarında S. Scott Crump tarafından geliştirilmiş ve 1990'da ticarileştirilmiştir. FDM teknolojisinin şemsiyesi altında çok sayıda teknik olsa da genel olarak bu tekniklerde, bobin üzerine sarılı olarak cihaza yüklenebilen tel formunda hammaddeler kullanılmaktadır. Ekstrüzyon başlığında ısıtılan hammadde sıvı veya macun kıvamında 0,3 mm çapındaki uçtan sıkılma suretiyle çıkarılıp

gerekli noktalara sıvanır. Platformun katman kalınlığı kadar aşağı inmesi ile yeniden başlayan sıvama işlemi parça inşa edilene kadar döngü şeklinde devam eder (Apak, 2010; van Noort, 2012).

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

Selektif elektron ışını ergitme (SEBM), net şekle sahip metal parçaları üretmek için kullanılan hızlı prototipleme üretim sistemidir. Teknoloji yüksek bir vakum altında elektron demeti ile metal toz katmanını tabaka tabaka eriterek parçaları üretir. Elektron akışı bir tungsten telinin ısıtılmasıyla oluşturulur ve ışın manyetik alan kullanılarak yönlendirilir. Işık yerine elektron kullandığı için ışının enerjisi oldukça yüksektir. Sonuçta bazı metal sinterleme tekniklerinden farklı olarak, tamamen yoğun, boşluksuz ve son derece dayanıklı parçaların üretimi gerçekleştirilmektedir. Bu teknoloji, özel implantların yapımı için ortopedi ve maksillofasiyal cerrahide geniş uygulama alanı bulmuştur. Tekniğin en büyük avantajı cp-titanyum, Ti-6Al-4V ve Co-Cr gibi metal alaşımlarında oldukça gözenekli yapılar oluşturma kabiliyetidir. Ağ veya sünger gibi gözenekli yapıların potansiyel yararı, mekanik özelliklerinin kemiğin özelliklerine, özellikle de elastik modülüne oldukça yakın derecede uyum gösterebilecek şekilde ayarlanabilmesidir. Bu durum stresin önlenmesine yardımcı olur ve gözenekli yapı, kemiğin içe doğru büyümesine izin verir (van Noort, 2012).

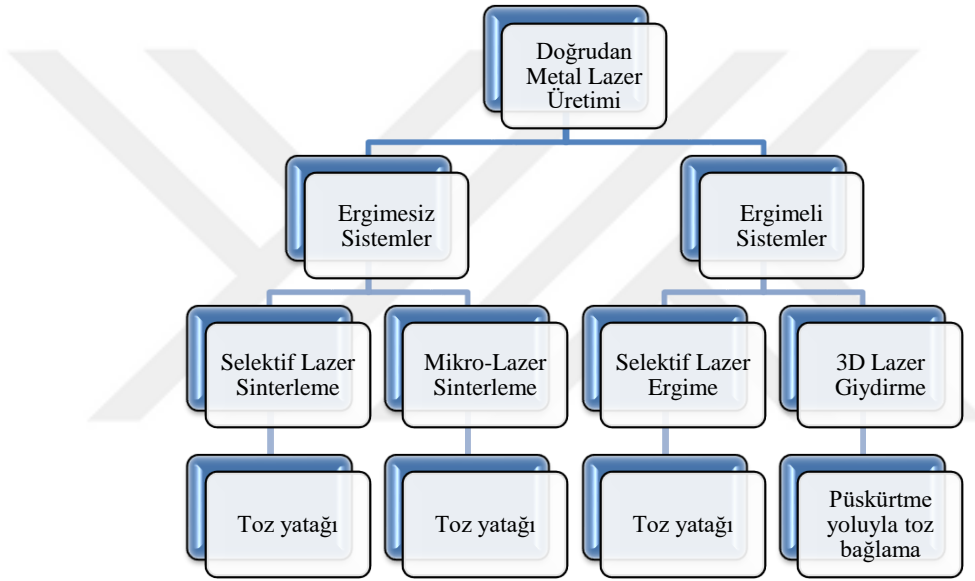
3D Yazdırma (3D Ink jet printing)

3D yazdırma sistemi, bir toz yatağının yüzeyi üzerine yayılmış ince bir toz dağılımı üzerine bağlayıcı malzemeleri püskürtmek için mürekkep püskürtmeli baskıya benzer bir teknoloji kullanır. Sistemde bağlayıcı malzemeleri püskürtebilmek için çok kanallı bir püskürtme başlığı kullanılmaktadır. Sistemde bağlanan ve hazır olan tabakayı ve toz yatağını taşıyan piston aşağı doğru inerken inşa yüzeyine merdane yardımı ile yeni bir kat toz serpilir. Bu tabakalama işlemi parça tamamlanana kadar devam eder. Isıl işlem sonrası bağlanmayan tozlar temizlenerek inşa edilen parça çıkarılır. Herhangi bir dış desteğe ihtiyacın olmadığı sistemde toz yatağı inşa edilen parçayı desteklemektedir.

Üretimin hızlı, malzeme maliyetinin düşük oluşu sisteme ait avantajlardır. Çözünürlük, yüzey bitim işlemleri, parçacık kırılabilirliği ve sistemle birlikte kullanılan mevcut materyal çeşitliliğinin kısıtlı oluşu dezavantajlarıdır (Liu ve ark., 2006).

Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve Seçici Lazer Ergitme (SLM) Sistemleri (Isıtarak Toz Bağlama Tekniği)

Doğrudan metal lazer üretiminde metal tozları kullanımı ile inşa sürecinde doğrudan metal parça üretimi yapılabilmektedir. Levy ve ark. (Levy ve ark., 2003) ile Greulich'in (Greulich, 1997) yapmış olduğu sınıflamaya göre metal parçaların doğrudan lazer üretimine dayalı hızlı üretim sistemlerinde kullanılan ve metal tozlarının ergimesi veya ergimemesi üzerine şekillenen ana yöntem Şekil 2.4'de gösterilmiştir.

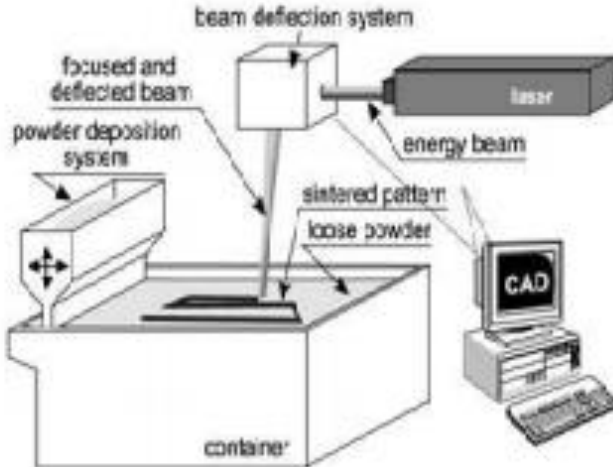


Şekil 2.4. Doğrudan metal lazer üretiminde kullanılan metal parçaların hızlı üretim sistemlerinin sınıflaması

Metal alaşım tozu partiküllerinin, lazer ışığı yardımıyla belli derecelerde eritilip birbirleriyle kaynaştırılması prosedürüne dayanan seçici lazer sinterleme ve seçici lazer ergitme işlemlerinde toz halindeki hammadde, ince ve düzgün bir düzlemsel tabaka şeklinde yayılır. Daha sonra önceden seçilmiş alanların lazer ışını ile taranması gerçekleştirilir. Lazer ışınının yüzeye çarpması sonucu ilgili kısımlarda meydana gelen sıcaklıkla, toz tanecikleri kısmen eriyerek ve/veya sinterlenerek temas ettiği diğer toz tanecikleri ile kaynaşır. Meydana gelen ilk katmandan sonra yapıyı taşıyan platform oluşan katman kalınlığı kadar aşağıya iner ve inşa tamamlanana kadar çevrim bu şekilde devam eder. Lazer etkisi ile sinterlenmeyen ve doğal bir destek yapısı oluşturan tozlar parçanın üretimi tamamlanınca fırça veya vakumlu emici ile ortamdan uzaklaştırılır. Sonrasında üretilen parça tabladan alınır (Çetinkaya, 2013; Santos ve ark., 2006).

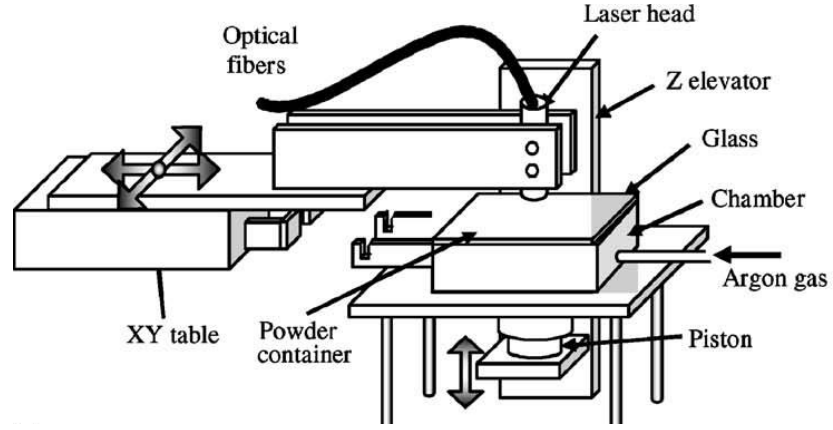
İnşa yüzeyi ışının tozları daha az enerjiyle ve daha hızlı kaynaştırabilmesi için harici ısıtıcılarla sıcak tutulur. Ayrıca, metal tozlarının oksitlenmesini engelleyebilmek için işlem argon ya da nitrojen gazı ile doldurulmuş bir ortamda gerçekleştirilir (Santos ve ark., 2006).

Şematik olarak görüntüsü şekil 2.5'te gösterilen seçici lazer sinterleme (SLS), “katı serbest şekillendirme”, “katman imalat teknolojisi”, “hızlı prototipleme teknolojisi”, “masaüstü imalatı” ve “selektif metal toz sinterleme” olarak da bilinmektedir. SLS işleminde toz serilme yöntemi ve tozlar arasında bölgesel ergime sağlanmaktadır. Kısmi ergitme prosedürü olarak bilinen ve üretim sırasında metal tozlarının sadece çevresel kısmının eritildiği seçici lazer sinterleme (SLS) yöntemi, en hızlı büyüyen hızlı prototipleme tekniklerinden birisidir. Bunun nedeni, polimerler, metaller, seramikler ve birçok kompozit türü gibi hemen hemen her materyali işleme uygunluğudur. SLS işleminde kullanılan kaynaşma ya da sinterlenme özellikleri düşük tozlara, bağlayıcı bir ajan ilave edilir (Kruth ve ark., 2003). SLS 'de hazırlanan parçaların yoğunluklarının %60'dan yüksek olabilmesi için toz karışımları ya da özel olarak geliştirilmiş tozlar kullanılır. Parçaların inşası sırasındaki yoğunlaşma mekanizmaları erime, ıslanma ya da sıvı akışı ile karakterize olan sıvı faz sinterizasyonudur (Santos ve ark., 2006). SLS sistemi, 0.5 mm kadar küçük parçalar oluşturabilir. SLS parçalarının standart doğruluğu ± 0.2 mm kadar; genel duvar kalınlığı ise en az 1 mm kadar olmalıdır. Ancak çoğu durumda 0.3 mm gibi daha küçük bir bölgesel duvar kalınlığı uygulanabilir (Liu ve ark., 2006).



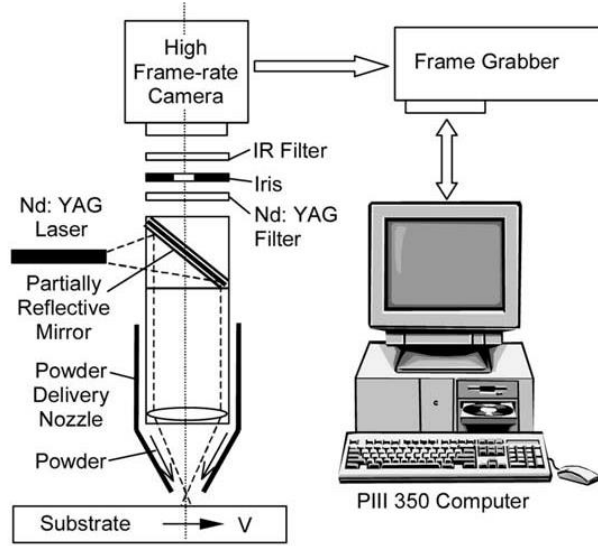
Şekil 2.5. SLS prosesinin şematik olarak görüntüsü (Laoui ve Froyen, 2003)

Şematik olarak görüntüsü 2.6'da gösterilen selektif lazer ergime (SLM) işleminde, tamamen yoğun parçaları işlemek için erimiş havuz olarak da adlandırılan bir sıvı faz oluşmaktadır. Ekipman açısından SLS'ye çok benzese de SLM sistemlerinde tozların tamamen erimesini sağlayan daha yüksek yoğunlukta bir lazer enerjisi kullanılır. Bu nedenle imal edilen parçaların yoğunluğu teorik yoğunluklarına çok yakın olur (Santos ve ark., 2006). Başlangıçta SLM sistemlerinin başarısı iyi eğitim almış profesyonel kişilerin gözetiminde kullanılan büyük ölçüde hacimli ve dolayısıyla pahalı cihazlara dayanmaktaydı. Dental laboratuvarlar gibi ufak ama ayrı ayrı şekillendirilen parçalara ihtiyaç duyan küçük işletmelerin gereksinimleri hedef alınarak 2009'un sonlarında ilk masaüstü SLM makinesi pazara sunulmuştur. SLM temel olarak bir lazer lehimleme yöntemidir ve süreç sonunda büzülme, bozulma, çatlak, artık stres oluşumu gibi lehimle ilgili tüm problemlerin görülmesi beklenebilmektedir. Bu karmaşık parametre setini kontrol etmek için proses koruyucu gaz altında çalışır, ince taneli tozlar uygulanır ve lazer ışını tarafından pozlamayı yönetmek için gelişmiş tarama stratejileri kullanılır. İnce detayları ve asgari merdiven basamağını elde etmek için küçük bir tabaka kalınlığı ve küçük bir lazer ışını çapı gereklidir. Günümüzde 0.2-0.4 µm aralığında çapa sahip 100W aralığındaki fiber lazerler kullanılmaktadır. Katman kalınlığı 30 µm aralığındadır (Gebhardt ve ark, 2010). Piyasada titanyum, çelik, bronz ve diğer metallerden tam yoğunluklu metal parçalar üretmek amacıyla SLM prosesinin kullanıldığı Trumaform LM 250 (TRUMPF GmbH, Ditzingen, Almanya), MCP Realizer (Realizer GmbH, Borcheln, Almanya) ve LUMEX 25C (Matsuura Machinery Corporation, Urushihara-Cho Fukui-City, Japonya) gibi cihazlar bulunmaktadır (Santos ve ark., 2006).



Şekil 2.6. SLM cihazının şematik olarak görüntüsü (Santos ve ark., 2006)

Şekil 2.7’de şematik görüntüsü gösterilen üç boyutlu lazer kaplama (3D Laser Cladding) yöntemi ileri bir lazer malzeme işleme tekniğidir. Bu yöntemde bir gazla beraber metal tozu bir lüle içerisinde püskürtülürken sıklıkla lazer ışını da aynı lüle içerisinde geçmektedir. Diğer serbest form katı üretim yöntemleri ile karşılaştırıldığında, 3D lazer kaplama yöntemi bazı avantajlara sahiptir. Genel olarak, bu yöntemde kullanılan lazer enerjisi, daha az ısı indükleyerek nispeten daha iyi sonuçlar elde edilebilir. Geleneksel yöntemlerle üretilen ürünlerin mekanik özelliklerine yakın ya da daha iyi olan malzemeler üretilir. 3D lazer kaplamasındaki toz dağıtım özelliği sayesinde inert bir gaz koruma bölümüne ihtiyaç yoktur. Böylece, daha büyük boyutlara sahip parçalar üretilebilmektedir. Ayrıca sistem farklı toz besleyicilerden gelen metal tozlarının dağılım oranını kontrol ederek, fonksiyonel olarak tasarlanmış malzemeler de üretilebilmektedir (Hu ve Kovacevic, 2003; Santos ve ark., 2006).



Şekil 2.7. Üç Boyutlu Lazer Giydirme cihazının şematik olarak görüntüsü (Hu ve Kovacevic, 2003)

SLS / SLM Hızlı Prototipleme Üretim Tekniğinin Avantajları

- Verimli olan yöntemin iş/zaman oranı oldukça yüksektir. Toz malzeme oldukça kolay ve hassas bir şekilde işlenebildiğinden parça üretiminde yüksek oranda başarı elde edilir.
- Mum, naylon, polikarbonatlar, plastik, metal veya seramik tozları ya da bunların karışımlarından oluşan kompozit tozlarının da dâhil olduğu oldukça geniş çeşitlilikte malzemeyi işlemek için kullanıma sunar.
- Üretim sonrası üretimi yapılan parçanın gerekli olan bitirme işlemleri kolay ve minimum seviyededir (Özuğur, 2006; Liu ve ark., 2006).

Hızlı Prototip Üretim Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

Hızlı prototip üretim sistemlerinde kullanılan materyaller, üretim öncesi katı, sıvı ya da toz partikülleri şeklinde olabilmektedir. Katı haldeki materyaller pelet, tel ya da yaprak gibi değişik formlarda kullanılabilir. Günümüzde Hızlı Prototip Üretim ve Hızlı Direkt İmalat Sistemleri'nde kullanılan hammaddelerin fiziksel özelliklerinin ve çeşitliliğinin artmasına yönelik çalışmalar devam etse de halen kullanılan materyaller çeşitliliği içerisinde kâğıt, naylon, mum, reçineler, metaller ve seramikler girmektedir (Chua ve ark.,

2010). Günümüzde kullanılan Hızlı Prototip Üretim ve Hızlı Direkt İmalat sistemleri ve yararlandıkları malzemeler Tablo 2.4’de gösterilmiştir.

Tablo 2.4. Günümüzde hızlı direkt imalat yapan firmaların kullandığı yöntemler ve malzemeleri

Üretici	Proses Adı	Proses Tipi	Malzeme
DTM	Seçici lazer sinterleme(SLS)	Toz bazlı lazer ergitme	Naylon, mum, polikarbonat, polimer-metal kaplama
EOS	Eosint	Toz bazlı lazer ergitme	Polyemid, polisitren, metal alaşımı, reçine kaplama kumlama
Phenix Systems	Seçici lazer sinterleme(SLS)	Toz bazlı lazer ergitme	Seramik, metal
Concept Laser GmbH	LaserCUSING®	Toz bazlı lazer ergitme	“remanium star” krom kobalt tozu, “rematitan CL” titanyum alaşımı tozu, paslanmaz çelik, altın ve gümüş tozları
TRUMPF LF	Laserforming	Toz bağlama tekniği	Metal

SLS ve SLM Hızlı Prototip Üretim Sistemlerinde Kullanılan Lazer Sistemleri

Lazer radyasyonun yoğun olarak verilmesiyle sağlanan ışık amplifikasyonunun (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) kısaltılmış biçim olarak kullanılır. Lazer ışını; aktive olmuş doğal gazların, elementlerin, moleküllerin ve çeşitli kristallerin etkileşimi ile yüksek yoğunlukta paralel hareket eden aynı dalga boyundaki elektromanyetik radyasyondan oluşan ışıktır.

Doğrudan metal lazer üretimi için hızlı prototipleme cihazlarının çoğu sürekli modda CO₂ veya Nd-YAG lazerler kullanmaktadır. Lazer gücü 50-500 W aralığında olmakla birlikte, CO₂ lazerlerde güç 18 kW'a kadar yükselebilmektedir. CO₂ ve Nd-YAG lazerleri arasındaki ana fark, dalga boylarıdır. Nd-YAG lazerlerinin dalga boyu 1.06 µm iken CO₂ lazerlerinin dalga boyu 10.6 µm'dir. Çoğu metalin soğurma gücü, dalga boyu azaltılarak artar. Tablo 2.5’te çeşitli firmaların kullandıkları lazer tipleri ve güçleri belirtilmiştir (Santos ve ark., 2006).

Tablo 2.5. Lazer tipleri ve güçleri (Kartal, 2014).

Cihaz	Firma	Prosess	Lazer	Güç
Sintersation 2000/2005	DTM	SLS	CO ₂	50W
EOSINT 250	EOS	SLS	CO ₂	200W
EOSINT 270	EOS	SLS	Ytterbium Yb- fiber lazer	200W
LUMEX 25C	MATSUURA	SLM	CO ₂	500W
TrumaForm	TRUMPF	SLM	Disk Lazer	250W
REALIZER	MCP	SLM	Nd:YAG	100W
Lasform	Aeromet	3D-lazer kaplama	CO ₂	10-18kW
Lens	Optomec	3D-lazer kaplama	Nd:YAG	1kW
Trumafom DMD505	Trumpf	3D-lazer kaplama	CO ₂	2-6kW

SLS sistemlerinde seçilen lazer tipi sinterlenmesi planlanan materyalden bağımsız olmamalıdır. SLS işleminin lazerin dalga boyu, enerjisi ve gücü gibi değişen parametreleri üretilen parçaların yoğunluğu ve yüzey özellikleri üzerinde etkilidir (Kruth ve ark., 2003).

Çalışmaların birçoğu daha yüksek absorpsiyonla birlikte daha iyi bir bağlantı gerçekleşeceği için Nd-YAG lazer kullanımı ile aynı yoğunluğa sahip tozlarda daha yüksek erime derinliği elde edilebileceğine işaret etmiştir. Nd-YAG lazer kullanımına dair bir diğer avantaj ise ışına rehberlik edecek bir optik kablunun kullanılabilir olmasıdır (Santos ve ark., 2006).

Ticari cihazların çoğu, Nd: YAG lazerlerinin metal tozları için daha iyi soğurma özellikleri sunmasına rağmen CO₂ lazer kullanmaktadır. Nedeni; CO₂ lazerlerin, Nd-YAG lazerlere kıyasla daha yüksek verimliliğe ve daha düşük maliyetlere sahipken bakımlarının da daha kolay olmasıdır (Santos ve ark., 2006).

LaserCUSING® Teknolojisi

LaserCUSING® teknolojisi, tek bileşenli metalik toz materyallerinin bir lazer kullanılarak kaynaştırılmasına dayanır ve Seçici Lazer Ergitme (SLM) 'ye benzer. Alman Concept Laser GmbH firması tarafından geliştirilmiş ve patentlenmiş olan bu teknoloji, hemen hemen bütün metal tozlarını kullanarak bileşenlerin tabakalama yöntemi ile üretilmesine izin vermektedir. Nedeni; LaserCUSING® teknolojisinde üretim işleminin metal tozunun fiber lazer teknolojisi ile bölgesel olarak eritilmesiyle gerçekleşmesi ve metal tozunun serilen her katmanı sinterlemenin aksine lazer yardımıyla tamamen eritilerek yüzde yüz yoğunlukta parça üretimi sağlanmasıdır. Bu özelliği nedeniyle teknoloji, selektif lazer sinterleme sistemlerinden ayrılmaktadır (Kartal, 2014; Sinirlioglu, 2009).

İşlemin başarıyla tamamlanmasını sağlayan ve sistemin en önemli özelliği olan “Adalar prensibi” lazer ışınının bölgesel olarak rastgele farklı noktalara uygulanması anlamına gelmektedir. Bu patentli işlem, oluşan parçadaki gerilmeleri önemli derecede azaltmaktadır. Teknoloji tüm malzemeler için 20-50 µm arasında tipik katman kalınlığına izin vermektedir. LaserCUSING® teknolojisinin işlemleri kısa sürede tamamlaması, maliyetinin düşük olması, karmaşık şekillerin üretilebilmesine izin vermesi, hassas çalışma imkânı sunması, çok düşük derecelerde deformasyon göstermesi, artık malzeme bırakmaması ve döküm işlemine bağlı olarak gelişen büzülmenin görülmemesi gibi avantajları söz konusudur (Kartal, 2014; Udrioio, 2012).

2.10. Metal - Seramik Bağlantısı

Metal ile seramik arasında kurulan güçlü bir bağlantı, restorasyonun klinik performansının korunması için kritik bir öneme sahiptir (Uçar ve ark., 2009). Restorasyonların başarısızlığı aslında farklı nedenlerin kombinasyonu ile ilişkili olabilen çok faktörlü bir problemdir (Ozcan, 2003). Klinik uygulamalarda, materyal yorgunluğuna, uygun olmayan tasarıma, seramikteki mikro bozukluklara, yetersiz metal desteğine, zayıf dayanak diş hazırlığına, teknik hatalara, metal ile seramik arasındaki termal katsayı

uyumsuzluğuna ve oklüzal erken temaslara bağlı olarak metal seramikrestorasyonlarda başarısızlıklar görülebilir (Ozcan ve Niedermeier, 2002).

Metal ile seramik arasındaki zayıf bağlantı seramiğin metalden tamamen ya da kırılarak kısmi olarak ayrılmasına neden olabilir. İyi bir adezyon için; porselen ile metal arasındaki bağlanmayı destekleyen porselenin metal yüzeyini ıslatabilirliği, metal yüzeyindeki oksit tabaka ve mekanik retansiyon gibi çeşitli faktörler tanımlanmıştır (O'Brien, 2008). Tüm bu faktörler metal ile seramik arasında bazı mekanizmaların kurulmasını sağlamaktadır (Shillingburg ve ark., 1997). Bunlar (Li ve ark., 2017; Li ve ark., 2014);

- Van der Waals kuvvetleri,
- Mekanik bağlantı,
- Baskı kuvvetleri,
- Kimyasal bağlantıdır.

2.10.1. Van Der Waals Kuvvetleri

Van der Waals kuvvetleri, aralarında kimyasal bağ olmayan yüklü atomlar arasındaki karşılıklı çekime dayanan bir bağdır. Metal seramik bağlantısına katkıda bulunsalar da zayıf bir etki gösterirler. Bu ikincil kuvvetler, kimyasal bağlanmada olduğu gibi elektronların gerçek bir paylaşımı ya da değişimi şeklinde değil yüklü parçacıklar arasındaki fiziksel bir çekim şeklindedir. Her ne kadar moleküler düzeydeki bu çekim, genel bağlanma gücüne yalnızca küçük bir katkıda bulunsada, en önemli mekanizmanın, yani kimyasal bağın başlatılması açısından önemlidir. Gerçek adezyon metalin seramik tarafından ıslatılması yoluyla gerçekleşir ki bu ıslatma açısını da Van der Waals kuvvetleri belirler (Shillingburg ve ark., 1997).

Islanabilirlik yüzeyler arasındaki temas açısının büyüklüğu ile ters orantılıdır. Kontak açısının küçülmesi seramiğin metal yüzeye daha iyi yayılarak metal yüzeyini ıslatabilme yeteneğini arttır. Islanmanın yeterli derecede olması, seramiğin metal yüzeyindeki tüm ince ayrıntılara girerek mekanik bir bağlantının yanında kuvvetli bir kimyasal bağlantının da kurulmasını sağlar.

Seramikle metal arasındaki adezyon, seramiğin bağlandığı metal yüzeyinin karakteristiği değiştirilerek arttırılabilir ya da azaltılabilir. Buna göre metal yüzeyinin kontamine olması

ya da düzensiz yapıya sahip olması Van der Waals kuvvetlerini zayıflatırken, alüminyum oksit tozlarıyla kumlama sonucu belli oranda pürüzlendirilmiş metal yüzeyi elde edilmesi ıslatma açısıyla birlikte Van der Waals kuvvetlerinin de artmasını sağlar (Naylor ve King, 2009).

2.10.2. Mekanik Bağlantı

Mekanik bağlantı, metal altyapı ile seramik arasında metalin mikro düzeyde aşınmış yüzeyinin seramik ile kenetlenmesi sonucu kurulan bağlanmadır. Metal seramik bağlantısını etkileyen önemli bir faktörden birisi de porselenin pişirilmesinden önce gerçekleştirilen alaşımın yüzey işlemleridir. Metal döküm alaşımlarının seramikle bağlanan yüzeyleri oksitleme aşamasından önce frezle aşındırma ve alüminyum oksit tanecikleri ile kumlama gibi işlemlere tabi tutulur. Böylece hem döküm sonrası yüzeyde kalan artıklar uzaklaştırılır hem de pürüzlü bir yüzey oluşturulur. Mikroskobik düzeyde oluşan bu girinti ve çıkıntıların içine fırınlama esnasında akan opak porselen soğuma sırasında metal ile kenetlenerek “mikromekanik bağlantıyı” oluşturur. Kumlama ile gerçekleştirilen aşındırma mekanik kenetlenmenin yanı sıra metalin ıslatılabilirliğini ve kimyasal bağlanma için yüzey alanını artırır. Metalin seramik ile bağlantı kuracağı yüzey alanındaki artışla birlikte mekanik bağlantı da artar (Benetti ve ark., 2010; Naylor ve King, 2009; Shillingburg ve ark., 1997; Rosenstiel ve ark., 2001).

Kimyasal bağlanma metal ile porselen arasında kurulan bağdan sorumlu olarak görülsede, bazı alaşım sistemlerinin porselen ile gerçekleştireceği bağlanmada mekanik kenetlenmenin temel bağ oluşturabileceğine dair kanıtlar vardır. Metal porselen bağlanmasına ilişkin yapılan araştırmalar, oksidasyon işlemi sırasında adezyonu kuvvetli oksitler oluşturan alaşımların porselenle güçlü bir bağ oluşturduğunu, ancak adezyonu düşük oksitlere sahip olan alaşımların daha zayıf bağ oluşturduğunu göstermiştir. Bazı paladyum-gümüş alaşımları alaşım yüzeyinde oksit oluşturamazken, daha çok dâhili olarak oksitlenirler. Bu alaşımlar için mekanik bağlanma şarttır (Anusavice, 2003; Roberts ve ark., 2009).

Pd-Cu-Ga yüksek paladyum alaşımı ile yapılan bir araştırma çukurcuk derinliğinin artırıldığı kontrollü miktarlarda yapılan mekanik yüzey pürüzlendirmesinin, kaba bir yüzey pürüzlendirmesine göre metal seramik bağ gücünü artırdığını göstermiştir

(Rosenstiel ve ark., 2001). Bununla birlikte varlığına rağmen birçok sistemde mekanik kenetlenmenin bağlanmaya olan katkısı nispeten sınırlı olabilir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler metale bağlanmak için mutlaka pürüzlü bir yüzeye ihtiyaç duymazlar, iyi cilalanmış bir yüzeye de bağlanabilirler. Yine de tek başına yeterli olmasada, yüzey işlemleri uygulayarak mekanik retansiyon elde etmek, metal ile seramik arasındaki bağlantının kuvvetini arttırmaktadır (Naylor ve King, 2009; Shillingburg ve ark., 1997).

2.10.3. Baskı Kuvvetleri

Metal destekli porselen restorasyonların klinik başarısı, kabul edilebilir bir tutuculuğa, iyi bir kole uyumuna (marjinal adaptasyon), estetiğe ve restorasyon içerisinde porselenin kırılmasına ya da metalden ayrılmasına neden olabilecek yüksek artık gerilme streslerinin yokluğuna bağlıdır (Anusavice, 2003).

Oda sıcaklığında yapı içerisinde var olan artık gerilme stresleri metal ile porselenin ısıl özelliklerine bağlı olarak oluşmaktadır. Soğuma sırasında ara yüzeyde gerilme ve baskı streslerinin oluşumu gibi bağımsız ve belirgin termal davranışların gelişmesini, restorasyonun soğutulma hızı (yavaş veya hızlı soğutma), viskozite ve altyapı ile seramik materyali arasındaki ısıl genişleme katsayısı farklılıkları tetiklemektedir. Hızlı soğuma porselen içerisinde baskı streslerinin oluşmasına neden olurken, yavaş soğuma artık gerilme streslerinin oluşmasına neden olur (Benetti ve ark.,2010). Artık gerilme stresleri hemen çatlak yayılımına neden olmazken porselen yapının katmanlarında ilave geçici gerilme stresleri oluşturur. Bu streslerin belli bir seviyeye ulaşması halinde yapı içerisinde çatlak yayılımı başlar (Anusavice ve ark., 1983).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler artık baskı streslerinin çatlak kapatma eğilimi nedeniyle baskı kuvvetleri karşısında dayanıklılık gösterirken, gerilme streslerine karşı dayanıksızdırlar. Birlikte kullanılması planlanan iki materyalin ısıl genişleme katsayılarının birbirine yakın ya da metalin porselene göre fazla olması beklenmektedir. Isıl genişleme katsayılarındaki bu hafif fark, restorasyonun soğuması esnasında porselen içerisinde baskı kuvvetlerinin oluşabilmesine ve böylece porselenin metal altyapıya doğru çekilmesine yardımcı olur (Anusavice, 2003; Benetti ve ark., 2010; Isgrò ve ark., 2005;

Naylor ve King, 2009; Shillingburg ve ark., 1997; Steiner ve ark., 1997; Uçar ve ark., 2002).

Metal Seramik Sistemlerinin Isısal Uyum ve Uyumsuzluğu

Metal ile seramik sistemlerinde aranan uyumluluk, restorasyonların hazırlanması sırasında her iki materyalin de yapısını etkileyecek ve deformasyonlarına neden olacak geçiş ve artık stresleri oluşturmadan materyallerin bir dizi ısısal genleşme ve büzülme reaksiyonuna karşı birbirleri ile uyumlu kombinasyon oluşturmalarıdır (Bertolotti, 1980; Bertolotti, 1982; Fairhurst ve ark., 1980)

Metal ve seramiğin ısısal uyumluluğunu materyallerin ısısal genleşme ve büzülme katsayılarının yanı sıra kullanılan seramik ve metal alaşımının yapısı, hazırlanan restorasyonun tasarımı, restorasyonun ısıtma ve soğutma hızları, metal ile seramik materyalleri arasındaki kalınlık oranı, metalin ve seramiğin gerilme direnci, seramiğin cam geçiş ısı da etkilemektedir (Bultan, 2006; Fairhurst ve ark., 1980).

Cam geçiş ısı, porselenin sıvı hal ve camsı hal davranışları arasındaki hayali bir geçiş noktasına karşılık gelir (Bertolotti,1980). Metal ile seramik materyallerinin ısısal genleşme katsayıları cam transisyon ısısının altındaki derecelerde gerçekleştirilen değişik tipteki dilatometrik ölçümlerle yapılmaktadır (Anusavice ve ark., 1983; Twigg ve ark., 1989) .

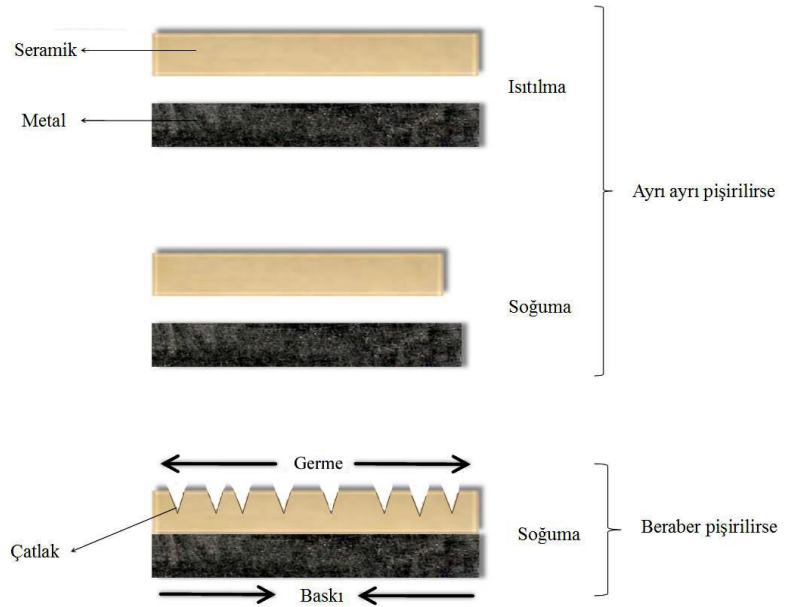
Metal ile seramik sistemlerini ısısal uyum ve uyumsuzluk açısından değerlendirebilmek için materyallerin ısısal davranışlarının bilinmesi gerekir. Seramik materyali metalden farklı olarak doğrusal olmayan bir genleşme ve büzülme gösterir. Bir alaşımın ısısal genleşme davranışı ise seramik materyalinden farklı olarak, genellikle sıcaklığın basit bir fonksiyonudur. Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin cam geçiş bölgesindeki ısısal genleşme davranışı 1°C/dk ila 20°C/dk arasındaki ısıtma ve soğutma hızlarından önemli derecede etkilenir. Cam veya kristal faz değişimine oldukça duyarlı olan porselen içeriğindeki kristalin lösit, materyale yüksek genleşme özelliklerini veren mineraldir ve miktarı, tekrarlanan fırınlama işlemlerine ve restorasyonun soğuma hızına bağlı olarak değiştirilebilir. Kristalin lösit porselenin ısısal genleşme katsayısını döküm alaşımıyla eşleştirecek şekilde artırarak metal seramik restorasyonlarda artık ısısal stresleri en aza

indirger. Tekrarlanan fırınlama işlemleri boyunca porselenin içeriğindeki diğer materyallerin miktarı azalırken, lösit miktarı artar. Buna bağlı olarak porselenin ısısal genişleme katsayısı da artar. Yine yavaş soğuma sonucu porselen içerisinde oluşan lösit konsantrasyonu hızlı soğumaya göre daha fazla olacağı için bu durum porselenin kırılmasında yaşanabilecek bir gecikmeyi destekleyecektir (Anusavice ve ark., 1983; Benetti ve ark., 2010; Claus, 1989; DeHoff ve ark., 1983; Kelly ve ark., 1996; Mackert ve Williams, 1996; Ren ve ark, 2016; Steiner ve ark., 1997; Twiggs ve ark., 1989; Walton ve O'Brein, 1985).

Seramikle metal arasında seramiğin metal üzerinde pişirilmesi esnasında ısısal genişleme katsayısına bağlı olarak üç farklı ilişki gözlenebilir:

1. Seramiğin ısısal genişleme katsayısı metalden yüksek olabilir.

Böyle bir durumda seramik; fırınlama ısısından oda ısısına doğru soğutulurken metale göre daha fazla büzülecektir. Bunun sonucu olarak metal altyapıda baskı kuvvetleri oluşurken, seramik üst yapıda ise seramiğin karşısında dayanıksız kaldığı ve yapı içinde çatlaklara ya da kırıklara yol açan artık germe stresleri oluşacaktır (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Seramiğin ısısal genişleme katsayısı fazla olursa

2. Seramik ile metalin ısısal genişleme katsayısı eşit olabilir.

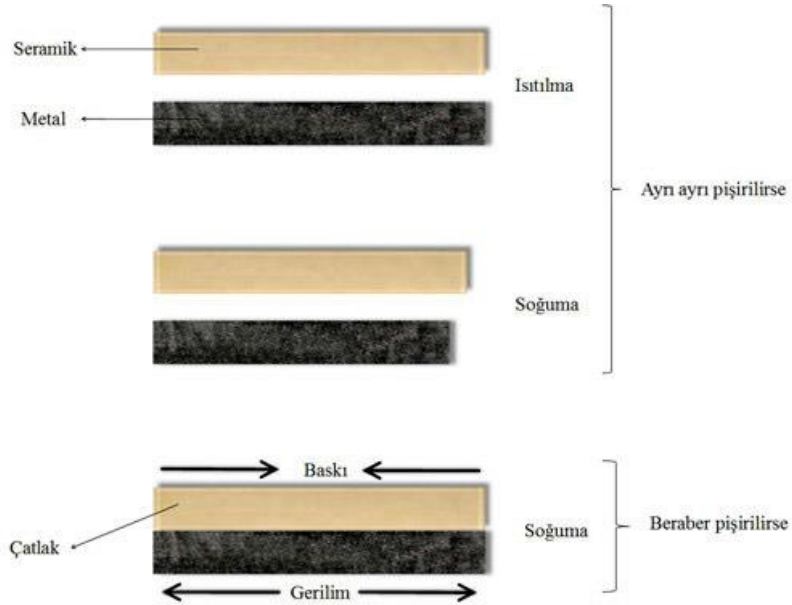
Isıtılıp soğutulurken iki malzemede de aynı miktarda genişleme ve büzülme gerçekleşmesi nedeniyle yapı içerisinde stres oluşmaz ve sonuç olarak kırık da gözlenmez. Ancak yapıda hiçbir iç basıncın oluşmaması da yapıyı bu sefer dış kuvvetlere karşı dayanıksız kılar (Şekil 2.9).



Şekil 2.9. Metal ile seramiğin ısısal genişleme katsayısı aynı olursa

3. Seramiğin ısısal genişleme katsayısı metalden düşük olabilir.

Dış hekimliği metal seramik restorasyonlarında tercih edilen bir durum olan bu ilişki ile fırınlama işlemi sonrası en stabil yapıyı ortaya çıkarmak amaçlanmaktadır. Böyle bir ilişkide soğuma sırasında metal alaşım seramiğe göre daha fazla büzülür. Bu durum metalde gerilme, seramikte baskı kuvvetleri oluşmasına neden olur ki bu da seramiğe direnç kazandırırken çatlakların ilerlemesini önleyici etki gösterir (Şekil 2.10) (Anusavice ve ark., 1982; Fairhurst ve ark., 1989; Isgrò ve ark., 2005; Tuccillo ve Nielsen, 1967; Twiggs ve ark., 2005; Walton ve O’Brein, 1985).



Şekil 2.10. Metalin ısısal genişleme katsayısı fazla olursa

Diş hekimliği metal desteli porselen restorasyonlarında, metalin ısıl genişleme katsayısının seramiğe oranla fazla olması tercih edilmekle birlikte aralarındaki farkın çok fazla olması istenmemektedir. Dental alaşımların çoğunun ısıl genişleme katsayıları 13.5 ve 17.0 x 10⁻⁶/°C arasındayken, geleneksel seramiklerin ısıl genişleme katsayıları büyük ölçüde 13.0-14.0 x 10⁻⁶/°C aralığındadır. Shillingburg ve Hobo (Shillingburg ve ark., 1997), birlikte kullanılacak metal ve seramik materyalleri arasındaki optimum ısıl genişleme katsayısı farkının 1x10⁻⁶/°C'den fazla olmaması gerektiğini, bu farkın 1,7x10⁻⁶/°C'yi bulması durumunda ise bağın bozulmasına neden olabilecek seramik yapı içinde makaslama kuvvetlerinin oluşacağını belirtmişlerdir. Seramiğin ısıl genişleme katsayısı lityum karbonat gibi bir alkali ilavesiyle yükseltilebilirken, alaşımın ısıl genişleme katsayısı yapıya paladyum veya platin eklenerek düşürülebilir (Lu ve ark., 2016; Wataha, 2002).

2.10.4. Kimyasal Bağlantı

Kimyasal bağlanma, metal seramik restorasyonlarda metal ile seramik arasındaki etkileşimin ana mekanizmasını oluşturmaktadır. Kimyasal bağlanmada ana rol metal yüzeyi ile seramiğin oksijene doymuş cam fazı arasında bulunan oksit tabakasına aittir (Bowers ve ark., 1985; Hegedus ve ark., 2002). Çoğu metal seramik sisteminde seramik uygulanmasından önce metalin ön oksidasyonu sonucu oksit tabakası oluşmaktadır. Kimyasal bağ teorisinde iki tür mekanizmanın varlığına inanılmaktadır. Bunlardan birincisi sıkışma teorisi olup oksit tabakanın kendisi opak tabaka ve metal yüzeyi arasında sıkışmış durumdadır. Bu hipoteze göre oksit tabakanın bir yüzü metal yüzeyine kalıcı olarak bağlanırken diğer yüzü seramik ile kimyasal bağlantı yapmaktadır. Bu teoride kalın bir oksit tabakasının varlığı metal ile seramik arasındaki bağı zayıflatacağı için istenmez. Daha çok kabul gören ikinci teoriye göre ise yüzey oksitleri dağılmaktadır ya da opak tabaka tarafından dağıtılmaktadır. Böylece seramiğin metal yüzeyini ıslatabilirliğini ve kimyasal bağlanmasını güçlendiren metal yüzeyi ile atomik temas kurulabilmekte ve metal ile seramik arasında elektron paylaşımı gerçekleşebilmektedir (Lu ve ark., 2016; Naylor ve King, 2009; Mackert ve ark., 1988; Pask ve Tomsia, 1988).

Pask ve ark. (Pask ve Tomsia, 1988) göre, kimyasal bağlanmanın en üst düzeye çıkabilmesi için arayüz boyunca monomoleküler bir oksit tabakasının varlığı gereklidir.

Bunu sağlayabilmek için arayüzdeki faz stabil bir termodinamik dengede olmalıdır. Metal üzerine uygulanan seramik fırınlanması esnasında metal yapının yüzeyine yapışır. Bu kaynaşma esnasında metal alaşımındaki okside olabilen metal iyonları, seramik içine diffüze olurken arayüzdeki kısmen erimiş haldeki seramiğin oksijen atomları metal oksitleri ile birleşir. Bunun sonucunda seramik ve metal, metal oksitleri ile termodinamik bir denge içine girerek kimyasal bağlantıyı oluştururlar (Akyıl ve Duymuş, 2009; Bagby ve ark., 1990; Pask ve Tomsia, 1988).

McLean metal yüzeyindeki kimyasal bağlantıdan sorumlu olan oksit tabakasının 3 şekilde oluşturulabileceğini bildirmektedir (McLean, 2011).

- Kıymetli metal alaşımlarının içine ısı işlemleri ile oksit tabakası oluşturabilen soy olmayan metal oksitlerinin katılması ile oksit tabakası oluşturulması,
- Yüzeyde direkt olarak alaşımın bileşenleri ile kendiliğinden oksit tabakası oluşturulması,
- Okside olabilen In ve Sn gibi metal oksitlerinin metal yüzeyine kaplanmasıdır.

Oksidasyon işlemi sırasında metal oksitlerin oluşumunun, alaşım bileşimine ve yüzey işlemine bağlı olduğu iyi bilinmektedir (Joias ve ark., 2008). Oksit tabakası kalınlığı güçlü bir metal seramik bağı oluşturulması için alaşımın tipinden bağımsız olarak optimum miktarda olmalıdır. Kalın oksit tabakası porselen ile metal arasında “sandviç” rolü oynayarak bağlantı başarısızlığına neden olacağı için istenmeyen bir durumdur. Oksit tabakasının bulunmaması veya çok az miktarda olması da metal üzerindeki atomik kontaklara gelecek olan porselenin metali yeteri kadar ıslatamamasına sebep olur. Oksit tabakası, metal ile porseleni atomik temas geçirecek şekilde ince bir tabaka halinde olmalı ve metal ile çok ince yapışma göstermelidir (Akyıl ve Duymuş, 2009).

Sn, In, Fe ve Cr gibi okside elementler porselen bağlantısını artıran ara yüz oksidinin oluşmasından ve alaşımın sertliğinden sorumludurlar. Soy metal alaşımları kendi kendilerine okside olamadıkları için yapılarına bu gibi okside olabilen metaller ilave edilir. Bu oksitler fırınlama esnasında seramiğin içine yaklaşık 20 µm derinliğe kadar difüze olurlar (Anusavice ve ark., 1977; Craig ve Powers, 2002; Givan, 2007; O’Brein, 2008; Rosenstiel ve ark., 2001).

Lautenschlager ve ark. (Lautenschlager ve ark., 1969) değerli metal alaşımları kullanarak yaptıkları bir çalışmada, elektron mikroskobu ile metal- seramik arayüzündeki etkileşim bölgesinin konsantrasyon profilinin analiz etmişler ve metal seramik arayüzünde Au, Ag, Pt, O ve Si elementlerinin konsantrasyonlarında ani bir azalma olduğunu bildirmişlerdir. Fe ve Sn gibi eser elementlerin, incelenen sistemlerin metal seramik arayüzlerinin birkaç mikronunda lokalize olarak yüksek yoğunluklarda birikmiş olduğunu ve bu eser elementlerin ara yüz boyunca oksijen veya eser metaller ile birleştiğini tespit etmişlerdir

Goeller ve ark. (Goeller ve ark, 1972), değerli metal alaşımı kullanarak hazırladıkları metal seramik örneklerin arayüzünde Sn ve In'in birikimini ve oksidasyonunu bildirmişlerdir. Çalışmaya göre oksitlerin, seramik içerisine dağıldığı ve oksit ile seramik elemanları arasında öncelikli olarak Al ve Si elementleri arasında bir değişimin gerçekleştiği sonucuna varılmıştır.

Anusavice ve ark. (Anusavice ve ark., 1977), yaptıkları bir çalışmanın sonucunda metal ile seramik arayüzündeki yapışma bölgesi reaksiyonlarının gelişmesinde ve metal oksit tabakasının karakteristiğinde;

- Alaşımın preoksidasyonun etkisi,
- Toplam fırınlama süresi,
- Temel difüzyon elemanlarının porselen ve metal içerisindeki başlangıç konsantrasyonları,
- Seramik ve metal oksit arasındaki oksidasyon ve redüksiyon reaksiyonları,
- Seramik yapışma bölgesindeki metal oksit çözünme miktarı,
- Fırınlanmanın gerçekleştiği ortam gibi faktörlerin etkili olduğu sonucuna varmışlardır.

Soy olmayan metal alaşımları ile seramik arasındaki kimyasal bağlantı, içeriklerindeki birçok elementten dolayı fırınlama işlemleri sırasında metal yüzeyinde kendiliğinden oluşan “krom oksitleri” ile oluştururlar. Bu yüzden metal oksitlerin ilavesine gerek yoktur. Soy olmayan metal alaşımlarının dökümü; yüksek erime sıcaklıkları ve döküm esnasında kendiliğinden oksidasyon potansiyellerinin yüksek olması nedeniyle soy metal alaşımlara kıyasla daha zordur. Soy olmayan metal alaşımları, estetik problemlerin ortaya çıkmasına neden olabilecek daha koyu ve kalın oksit tabakası oluşturma eğilimi gösterirler. Soy

olamayan metallerin oksidasyon işlemi sırasında oluşturdukları oksit tabakasının kalınlığını kontrol etmek de çoğunlukla zordur (Mackert ve ark., 1984; Akova ve ark., 2008).

2.11. Metal Altyapı Üzerine Seramik Uygulama Yöntemleri

Metal altyapının elde edilmesi kadar üzerine seramik uygulanması da protetik restorasyonların hazırlanmasında oldukça dikkat ve emek gerektiren bir aşamadır. Metal altyapı üzerinde seramik yapının şekillendirilmesi amacıyla kullanılan çok çeşitli malzeme ve teknik bulunmaktadır (Naylor ve King, 2009).

2.11.1. Tabakalama Tekniği

Bir mühendislik idealleştirmesi olan tabakalama tekniği, gerçek bir dişin tabakalı yapısını taklit edebilmek amacıyla güçlü bir metal altyapı ile desteklenen estetik ama kırılğan yapıdaki porselenin metal altyapı üzerine tabakalar halinde uygulanarak fırınlanması şeklinde gerçekleştirilen seramik uygulamasıdır (Al-Maqtari ve ark.,2014; Hsueh ve ark., 2005).

Porselen tozları uygulama öncesi içerisinde oluşabilecek boşlukları en aza indirmek ve partikülleri bir arada tutarak şekillendirmeyi kolaylaştırmak için su ya da su bazlı gliserin içeren sıvılar ile spatül ya da fırça kullanılarak karıştırılır ve işlenebilir kıvamda bir hamur elde edilir. Bu karışım daha sonra gerekli konfigürasyon ile restorasyon yapmak için kullanılır. Porselen hamurunun metal altyapı üzerine uygulanması sırasında içerisinde boşluk ya da hava kabarcığı kalmaması ve fazla suyun uzaklaştırılması için kondansasyon işlemi gerçekleştirilir. Mümkün olduğu kadar fazla suyu ortamdan uzaklaştırmak için vibrasyon, spatülleme veya fırçalama teknikleri gibi çeşitli kondansasyon yöntemleri kullanılır. Uygun bir kondansasyon işlemi ile;

- Metal ile seramik arasındaki temas yüzeyi arttırılarak, seramiğin metali ıslatabilme kapasitesi optimum seviyeye çıkartılır,
- Arayüzde oluşabilecek muhtemel hava kabarcıkları ortadan kaldırılarak metal ile seramik arasındaki bağlantı kuvvetlendirilir,
- Porselen hamuru içindeki boşluk ya da hava kabarcıkları giderilerek porselenin estetik özellikleri dayanıklılığı ve translüensliği arttırılır,

- Seramik tozu partiküllerinin birbirleriyle olan temas yüzeylerini arttırarak porözite azaltılır,
- Seramik partiküllerinin arasındaki hava boşlukları ve nem yüzeye çıkacağı için fırınlamanın kuruma aşamasında buhar oluşumu en aza indirilmiş olur (Mc Lean, 1979; Naylor ve King, 2009; Rosenstiel ve ark., 2001).

Şekillendirme sonrası her bir porselen tabakası porselen fırınında pişirilir. Porselen pişirme işlemi, 950°C ila 1010°C arasında dört aşamadan oluşan yüksek sıcaklık muamelesi gerektirir. Fırınlama esnasında önce ıslak olan restorasyonun fazla suyunun uzaklaştırılması için fırının ön kısmında kurutulur ve sonra vakum altında pişirilir. Kütle ısıtıldığında, porselen parçacıkları sinterlenerek toplanır. Tam bir birleşme olmazken yüzey enerjileri sayesinde seramik tozu partikülleri birbirleri ile temas etmeye başlarlar. Restorasyonun son halinin vakum fırınında pişirilmesi ile porözite büyük oranda giderilir (Jones ve Wilson, 1975; O'Brien, 2008; Xin ve ark., 2014).

Ön ısıtmadan sonra porselenin pişirilmesi esnasında gösterdiği büzülme miktarı çoğunlukla seramik tozunun partikül büyüklüğüne, kondansasyona, nem oranına ve fırınlama ısısına bağlıdır. Birleşmemiş porselen parçacıklarının visköz akışı bu parçacıkların ıslanması ve birbirleri arasında köprü kurması ile sonuçlanır. Sonuç olarak bu durum porselenin pişirilme sonrası, %27-45'lik hacimsel olarak büzülmesine sebep olur (Rosenstiel ve ark., 2001).

2.11.2. Presleme Tekniği

Uzun zamandır kullanılan bir laboratuvar prosedürü olan metal altyapı üzerine seramik materyalinin tabakalama yöntemi ile uygulanması estetik sonuçlarına rağmen zamana alıcı bir işlemdir. Bu nedenle yapılan çalışmalarda alternatif bir yöntem arayışına gidilmiş ve daha hızlı bir teknik olan seramiğin sıcak presleme yoluyla metal altyapı üzerine uygulanması prosedürü bulunmuştur.

Metal döküm tekniğiyle benzerlik göstermekte olan bu teknik tabakalama yönteminde karşılaşılan sorunları gidermek amacıyla geliştirilse depresleme tekniği için üretilen seramiklerin metal destekli sistemlerde rutin olarak kullanımı bulunmamaktadır. Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent GmbH, Jagst, Almanya) tarafından diş laboratuvarları için

geliştirilen tekniğe göre; mum modelajı yapılan restorasyonun döküm işlemi tamamlanır. Ön ısıtması ve opak porselen uygulaması yapılmış metal altyapı üzerine porselen uygulamasının sıcak presleme ile yapılabilmesi için bitmiş restorasyona ait mum modelaj hazırlanıp revetmana alınır. Bazı özel ekipmanlar kullanılarak hazır porselen bloklar, elimine edilmiş mum boşluğuna ısıyla preslenir. Bu yöntemde sıcak-preslemenin gerçekleştirileceği ısı aralığına indirgenmiş viskoziteye sahip olan farklı bir düşük ısı gövde porseleni ve özel bir presleme fırını gereklidir. Presleme fırını, geleneksel porselen fırını olarak da kullanılabilir (Denry ve Holloway, 2010; Gorman ve ark., 2000; Fahmy ve Salah, 2011).

Presleme tekniği ile hazırlanan metal destekli seramik restorasyonlarında porselen modelajının mum şeklinde hazırlanması, hazırlanan mum modelajın hasta üzerinde prova edilebilmesi ile gerekli görülen düzeltmelerin ya da ilavelerin kolaylıkla yapılabilmesi ve mum modelajın tabaka tabaka porselen şekillendirmesine göre daha zahmetsiz olması zaman kaybını önlemenin yanı sıra teknisyenin işini de kolaylaştırmaktadır. Presleme yöntemiyle, tabakalama tekniği ile şekillendirilen porselenin pişirilmesi esnasında görülen büzülme miktarı en aza indirilir ve dolayısıyla porselenin dayanak dişlerle olan kole uyumunun daha iyi olması sağlanır. Revetmanla desteklenmesi nedeniyle presleme tekniğiyle porselen uygulaması sırasında metal büzülmesi azaltılabilir. Bununla birlikte, ısıyla presleme yöntemi, metal altyapı üzerine uygulanan porselenin görünümünün önceden renklendirilmiş ingotlara dayanması nedeniyle estetik beklentilerin geliştirilmesini daha da zorlaştırır (Gorman ve ark., 2000; Ishibe ve ark., 2011).

Khmaj ve ark. (Khmaj ve ark., 2014), dört farklı soy metal alaşımı üzerine geleneksel tabakalama ve presleme tekniğiyle porselen uygulayarak hazırladıkları örneklerin metal seramik bağ direnci karşılaştırılmışlardır. Bu çalışmaya göre presleme tekniğinin laboratuvar işlemleri, tabakalama yöntemine nazaran daha az zaman almıştır. Ancak bununla birlikte, presleme tekniğinin de üretici tarafından vurgulanan bazı sınırlamaları ve üretim kısıtlamaları olduğu tespit edilmiştir. Buna göre; %10'dan daha fazla Ag içeren metal alaşımlarla presleme tekniği kullanılamamaktadır ve ısısız katsayıları birbiriyle uyumlu olmayan porselen ve metal alaşımlarının presleme tekniğiyle birlikte kullanılmaları uygun görülmemektedir.

2.12. Metal Seramik Sistemlerinin Bağlantı Başarısını Etkileyen Faktörler

Ticari olarak piyasaya sunulan dental metal alaşımların ve porselenlerin sayıları giderek artmaktadır. Bu çeşitlilik nedeniyle birlikte kullanılması düşünülen materyallerin uyumluluğunun bilinmesirestorasyonların başarısını önemli ölçüde etkilemektedir (Korkmaz ve Asar, 2009).

Seramik ile metal altyapı arasındaki bağlantının geliştirilmesine yönelik çalışmaların artmasına rağmen, klinik uygulamalarda bu tip restorasyonların başarısız olmasına neden olan seramik kırılmasıyla karşılaşılmaya devam etmektedir. Travma veya çiğneme sırasında sıklıkla tekrarlanan stresler bu tip başarısızlıkların sebepleri olarak görülmektedir (Ozcan, 2003; Ozcan ve ark., 2006).

Literatürdeki metal seramik sistemlerinin başarısını incelemek amacıyla yapılan çalışmaların incelenmesi sonucunda bazı faktörlerin bu restorasyonların başarısında etkili olduğu sonucuna varılabilir. Bunlar aşağıdaki gibi sıralanabilir (McLean, 2001; Rosenstiel ve ark., 2001);

- Kullanılan metal alaşımı sistemi,
- Metal alaşımının yüzey özelliği ve hazırlığı,
- Porselenin fırınlanma ısısında metal yüzeyini ıslatabilirliği,
- Metal alaşımı yüzeyinde oluşan oksit tabakasının özelliği,
- Metal yüzeyinin kontaminasyonu (temiz ve gazdan arınmış),
- Opak porseleninin uygulama ve fırınlama prosedürü,
- Porselenin şekillendirme yöntemleri,
- Pişim sonrası restorasyonun soğuma koşulları ve hızı

Hammad ve ark. (Hammad ve ark., 1987), metal seramik bağlantı direncini değerlendirdikleri bir çalışmada fırınlama sıcaklığının, restorasyonun yapımında kullanılan alaşım tipinin ve alaşımın yüzey özelliklerinin restorasyonun başarısını etkilediğini ifade etmişlerdir.

Metal ve seramik gibi farklı yapıya sahip materyallerin bir arada kullanılması için teknik açıdan bazı özellikler taşımaları gerekmektedir. Bu tip restorasyonların uzun dönem klinik

başarısında metal alaşımının ve seramiğin bu özelliklerinin rolü oldukça büyüktür (Akın, 1999; Craig ve ark., 1983; Mc Cabe ve Walls, 2008; Mc Lean, 1979).

Craig ve Powers (Craig ve Powers, 2002), metal seramik restorasyonların başarısını etkileyen metal ve seramik malzeme ile ilgili faktörleri şu şekilde sıralamaktadır:

- Metal alaşımının erime sıcaklığı porselenin pişirilme sıcaklığından en az 100°C yüksek olmalıdır.
- Porselen hamuru metal yüzeyine uygulandığında arayüzde oluşabilecek boşluklara engel olabilmesi için metal yüzeyini kolayca ıslatabilmeli ve genel olarak temas açısı 60 derece veya daha az olmalıdır.
- Metal ile seramik materyalinin ısıl genleşme katsayıları birbiriyle uyumlu olmalıdır. Soğuma sırasında porselen içerisinde baskı kuvvetlerinin oluşabilmesi için porselenin ısıl genleşme katsayısı metalinkinden biraz daha düşük olmalıdır.
- Metal alaşımlarının sertliği seramik materyalindeki stresleri azalttığı için restorasyon için seçilen metalin sertliği ve direnci yeterli olmalıdır.
- Restorasyonun tasarımı ve diş hazırlığı; estetik ve fiziksel özellikleri sağlayacak kadar metal ile porselene yeterli kalınlığı sağlamalıdır.
- Yüksek sıcaklıkta bile metal alaşımının dökümü restorasyonun uyumunu sağlayacak uygunlukta olmalıdır.
- Doğal dişin rengiyle uyumlu opak, dentin ve mine seramiği seçeneği olmalıdır.

Coornaert ve ark. (Coornaert ve ark., 1984), 1984 yılında yayınladıkları klinik takip sonuçlarına göre seramik kırıklarının görülme sıklığının 10 yıllık kullanımda %5-10 arasında değişmekte olduğu belirtilmiştir.

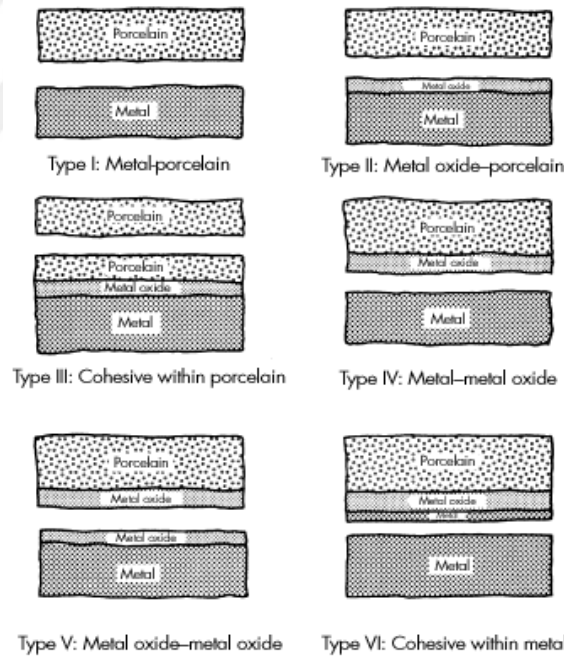
Strub ve ark. (Strub ve ark., 1988) ise 1988 yılında yaşları 25 ile 77 arasında değişen 132 hastanın 5 yıllık takibine dayalı çalışmalarının sonuçlarını yayınlamışlar ve metal destekli seramik kronlarda görülen seramik kırıklarının oranını %2.7 olarak bulduklarını belirtmişlerdir.

Karlsson (Karlsson, 1986), 1986 yılında altın alaşımı destekli köprü protezlerinin 10 yıllık takibine dayalı klinik değerlendirme sonuçlarını yayınlamıştır. Restorasyonların başarısını çeşitli açılardan değerlendirdiği çalışmasında genel başarı oranını %93 olarak

bildirirken porselen kırılmasına bağlı olarak görülen başarısızlık oranının %4.2 olduğunu ifade etmiştir.

O'Brein (O'Brein, 2008), metal ile seramik arasındaki bağlantı başarısızlık tiplerine odaklanarak bir sınıflama oluşturmuştur (Şekil 2.11). O'Brein'a göre adeziv ve koheziv başarısızlık 6 şekilde olabilir:

1. Porselen – metal birleşiminde,
2. Metal oksit – porselen arasında,
3. Porselenin kendi içinde,
4. Metal – metal oksit arasında,
5. Metal oksidin kendi içinde,
6. Metalin kendi içinde.



Şekil 2.11. O'Brein'in metal seramik restorasyonlardaki başarısızlık sınıflandırması (O'Brein, 2008)

Literatürde metal seramik bağlanma direncini ölçen çalışmaların sonuçlarına göre yapılan sınıflandırma, bağlanma direnci testinden sonra metal yüzeyi üzerindeki seramik kalıntılarının değerlendirilmesine dayanmaktadır (Akova ve ark., 2008; Ekren ve ark., 2017; Joias ve ark., 2008; Kaleli ve Saraç, 2017; Tulga, 2017; Schweitzer ve ark., 2005; Wang ve ark., 2016). Seramik tabakasında kohezyon yetmezliği sergileyen örnekler için

daha yüksek metal seramik bağlanma kuvveti beklenirken, adeziv başarısızlık nedeniyle metal yüzeyi açığa çıkan örneklerde daha düşük bir yapışma mukavemeti değeri gözlemlenmektedir. Bununla birlikte, seramik materyalinin kırılma dayanımının düşüklüğü durumunda, seramik içinde koheziv bir başarısızlık da oluşabilmektedir. Dental seramiğin kırılma dayanımı strese dayanacak kadar yüksek değilse, örneğin metal seramik arayüzü yerine seramik içinde başarısızlık gösterebilir (Ekren ve ark., 2017).

Bağlanma dayanımı ile başarısızlık tipleri arasındaki ilişkiyi inceleyen birçok çalışma iki olgu arasında doğrudan bir ilişki olmadığına işaret etmiştir (De Melo ve ark., 2005; Lombardo ve ark., 2010; Akova ve ark., 2008; Joias ve ark., 2008). Wang ve ark. (Wang ve ark., 2016) yaptığı bir çalışmanın sonuçlarına göre grupların başarısızlık tipleri aynı iken, bağlanma kuvvetleri aralarında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılıkların olduğu görülmüştür.

Papazoglou ve Brantley (Papazoglou ve Brantley, 1998), dört farklı Pd-Ga alaşımlarının metal seramik bağlantısını, porselenin kendi içindeki bütünlüğünü ve bağlanma dayanımı kuvvetini birbirinden ayırarak inceleyen 2 farklı test kullanarak karakterize etmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre iki test arasında korelasyon olmadığını ifade etmişlerdir.

Nemli bir ortam, porselen içerisindeki mikro çatlaklar boyunca kırıkların yayılmasına neden olabilecek porselenin statik yorgunluğuna yol açabilmektedir. Sherill ve O'Brein (Sherill ve O'Brein, 1974), nemli bir ortamda metal seramik bağlantı dayanımında %20-30 azalma olduğunu ifade etmişlerdir. Metal ve seramik arasındaki silisyum-oksijen bağları çoğunlukla çatlak ucundaki su yayılımı nedeniyle başarısızlığı destekleyen nem varlığında zayıflar. Ağız ortamında, çiğneme gibi periyodik yüklemenin yol açtığı yorgunluk etkisi ve suyun metal seramik restorasyonların dayanıklılığını etkileyen önemli faktörler olduğu kabul edilmektedir (Ozcan, 2003).

Yeterli diş kesimi ve metal altyapı üzerine pürüzsüz, uniform kalınlıkta seramik uygulanması gibi dikkatle yönetilen laboratuvar işlemleri de metal seramik restorasyonların başarısında oldukça önemlidir (Ishibe ve ark., 2011).

Arzu edilen dayanıklılık ve estetik için metal ve seramik materyalinin belli bir kalınlık değerinin altında kullanılmaması gerekmektedir. Literatürde, metal seramik restorasyonlarda kullanılması gereken metal ve seramik kalınlığı için verilen değerler çeşitlilik göstermektedir. Shillingburg ve ark. (Shillingburg ve ark., 1973) ise metal seramik restorasyonların hazırlanması sırasında metal kalınlığının en az 0.3 mm, porselen kalınlığının ise en az 0.7 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Farklı üretim yöntemleri yüzey oksitlerin doğasını değiştirebilir ve farklı alaşım morfolojilerine neden olabilir. Alaşımın farklı üretim yöntemleri kullanılarak elde edilmesi bu nedenlerden ötürü metal seramik bağ gücünü dolayısı ile bağlantı başarısını etkilemektedir (Li ve ark., 2017).

2.13. Metal Seramik Bağlantı Direncinin Değerlendirilmesi ve Test Yöntemleri

Dış hekimliğinde kullanılan metal destekli seramik restorasyonların geliştirilmesi üzerine yapılan araştırmalar iki alanda yoğunlaşmıştır. Bunlardan birincisi, kron ve köprü restorasyonların yapımında kullanılan metal seramik sistemlerinin geliştirilmesi ve test edilmesi, ikincisi ise metal seramik bağlantısı ile ilgili fiziksel mekanizmaların anlaşılmasıdır (Wagner ve ark., 1993).

Metal seramik bağlantısı üzerine birçok araştırma yapılmasına rağmen, çalışmalarda kullanılan örneklerin test edilebilmesi için halen evrensel kabul gören bir bağlantı testi üzerine yoğunlaşılammamıştır (Anusavice ve ark., 1980). Metal seramik sistemlerinde iki materyalin arasındaki bağlanmanın karmaşık yapıda olması bu bağlantının kalitesinin ölçülmesini zorlaştırır. Bu nedenle, bu zor parametrenin değerlendirilebilmesi amacıyla çeşitli laboratuvar test yöntemleri geliştirilmiştir (Caputo ve ark., 1977).

“Stres” test edilen materyal örneğine dışarıdan kuvvet uygulandığında, materyal içerisinde uygulanan kuvvete eşit büyüklükte, ancak zıt yönde oluşan iç kuvveti karşılık gelmektedir. “Stres = F / A” şeklinde formülendirirken; burada “F” uygulanan kuvveti, “A” ise kesit alanını temsil etmektedir (Mc Cabe ve Walls, 2008).

Metal seramik bağlantı direncinin sayısal veriler ışığında değerlendirilmesi amacıyla en çok kullanılan ve materyal içerisinde oluşturulan streslerin doğasına göre sınıflandırılan laboratuvar testleri şunlardır:

- 1) İtme- Çekme testleri; gofret benzeri olan test düzeneği bir metal yüzey üzerine veya iki metal çubuğun düz yüzeyleri arasına uygulanan bir seramik tabakasından oluşur.
- 2) Kırılma testleri; test düzeneği bir borudan düşen çelik bilye ve seramik uygulanmış tek bir metal çubuktan oluşur.
- 3) Makaslama testleri; test örnekleri bir metal levhaya kaynaşmış seramik bloğu şeklindedir.
- 4) Eğme (Bükme) testleri; test örnekleri ince bir seramik tabaka uygulanmış düz bir metal şerit şeklindedir (Hammad ve Talic, 1987; Knap ve Ryge, 1966; Ozcan ve ark., 2016; Scolaro ve ark., 2007).

Anusavice'e göre (Anusavice, 1985), bir testin doğru sonuçlar ortaya çıkarabilmesi için iki temel koşulu yerine getirmesi gerekmektedir. Birincisi, test sonucu oluşan stres ara yüzeyin dışında yoğunlaştığı takdirde (örneğin, seramik tabakanın sonunda), sonuçlar gerçek metal seramik bağ gücünden daha düşük olacağı için stresin yalnızca arayüz boyunca yoğunlaşması gerekmektedir. İkincisi ise, gerilim kuvveti varlığında seramik kırıkları görüleceği ve test sonuçları yanıltıcı olacağı için gerilim miktarı sıfır olmalıdır.

Klinik ortamında restorasyonlarda görülen başarısızlıklardan çok sayıda ve farklı yapıdaki kuvvetler sorumlu iken hazırlanan deney düzeneklerinde tek bir tip yükleme şekli bulunmaktadır. Bu nedenle bu tür çalışmaların sonucunda ulaşılan veriler metal seramik kombinasyonlarının klinik ortamında kullanımları sonucu ortaya çıkan durumlarla tamamen örtüşmesede, bu hususta ön fikir elde edilmesine imkân verebildikleri için klinik çalışma protokolü açısından faydalı oldukları düşünülebilir. Malzeme içeriğindeki sabit modifikasyonlar, durumu zorlaştıran diğer bir faktör olsa da klinik uygulamadan önce, benzer bir *in vitro* çalışma gerçekleştirmek, materyal kombinasyonlarının performansını belirlemeye yardımcı olur. Bu nedenle, uygulanması daha az zaman alan ve metal seramik arayüzündeki bağlantı direncinin değerlendirilmesine izin veren laboratuvar yöntemleri önemlidir (Ozcan ve ark., 2016)

2.13.1. İtme – Çekme Testleri

İtme-çekme testleri esas olarak metal seramik alaşımlarına oksit yapışmasının ölçümü için kullanılmıştır. Gerilim deney testi örnekleri, oksitlenmiş düz bir metal yüzey üzerine veya iki metal çubuk arasına uygulanan bir seramik tabakasından oluşmaktadır. Gerilim kuvveti seramik materyalini metal yüzeyinden ayırmak için örneklerin uzun eksenine doğrultusunda uygulanmaktadır (Hammad ve Talic, 1987).

Kelly ve ark. (Kelly ve ark., 1969), hazırladıkları örneklerin geometrisinin gerilim kırıklarına neden olacağını düşünerek top şeklindeki porselen materyalini silindirik altın çubukların gövdesi yerine ucuna pişirerek deney örnekleri hazırlamışlardır. Geliştirdikleri bu çekme testi yönteminde elde edilen değerlerin benzer tabiata sahip başka testlerle elde edilenlere göre daha düşük olduğunu ve bunun nedeni olarak da yaptıkları çalışmada örneklerin sadece gerilme kuvvetlerinin ölçüldüğünü belirtmişlerdir. Bu test yönteminde kırılma her zaman arayüzde olmamaktadır. İtme-çekme testleri hizalamada zorluk yaşanması ve porselenin dış yüzeyinde çentik oluşması sonucunda bu durumun düzensiz stres dağılımıyla porselen içinde koheziv kırıklara neden olması sebebiyle eleştirilmiştir.

2.13.2. Kırılma Testleri

Metal ile seramik arasındaki bağlantı direncinin yanı sıra bazı araştırmacılar porselenin kırılma direncini kriter olarak ele alarak klinik uygulamalardaki restorasyon şekillerine benzer test örneklerine kırılma testi uygulamışlardır. Kırılma testlerinde darbe alan seramiğin öznel gözleme dayalı değerlendirmesini nicel verilere dayandırabilmek için kalibrasyonu yapılmış bir borudan serbest düşen çelik bilye kullanılmıştır.

Silver ve ark. (Silver ve ark., 1960) tarafından geliştirilen bir modifiye top tekniğine göre metal üzerine seramik uygulanmış bir test örneğine değişik yükseklikten bilye düşürülerek seramiğin çarpma direnci değerlendirilmiştir.

Bulbule ve Motwani (Bulbul ve Motwwani, 2014), metal seramik restorasyonlarda porselenin kırılma direnci üzerine farklı metal altyapı tasarımlarının etkisini araştırmayı hedefledikleri çalışmalarında üst santral kesici kesik diş modeli üzerinde kron şekline benzer restorasyonlar hazırlayarak oklüzal kuvvetlere benzer yükler altında kırılma testine tabi tutmuşlardır. Sonuç olarak metal altyapı tasarımının kırılma direnci üzerinde etkisinin olduğunu belirtmişlerdir.

2.13.3. Makaslama Testleri

Metal seramik bağlantı direncini incelemeye yönelik yöntemlerden biri olan makaslama testleri Shell ve Nielsen (Shell and Nielsen, 1962) tarafından 1962 yılında “çekme makaslama testi” olarak bir çalışmada tanıtılmıştır ve zaman içerisinde çok sayıda değişik formu geliştirilmiştir (DeHoff ve ark., 1995).

Hammad ve Talic (Hammad ve Talic, 1987), metal seramik bağlantı direncinin incelenmesi sırasında makaslama kuvvetlerinin kolaylıkla ölçülebilmesi, test sonuçlarının tutarlı olması ve örneklerin hazırlanmasının zor olmaması nedeniyle bu tip testlerin kullanımının tercih edilebileceğini belirtmişlerdir.

Shell ve Nielsen (Shell ve Nielsen, 1962), geliştirdikleri makaslama test metodunda farklı yüzey yapısına sahip çeşitli alaşımlardan üretilen silindirik çubuklar üzerine birkaç aşamada büyük hacimli seramik materyali pişirmişlerdir. Deney örneklerine iterek ve çekerek makaslama testi uygulanmış ve altın alaşım çubuk ile seramik yapının ayrılması sağlanmıştır. Bu silindirik makaslama testi ile metalin veya seramiğin koheziv kırılmasına izin vermeden ara yüzeyde kopma sağlanmıştır.

Nielsen ve Tuccillo (Nielsen ve Tuccillo, 1972), porselen ile metal arasındaki ısıl genişleme katsayılarının uyumsuzluğundan kaynaklanan makaslama streslerini hesaplamış ve porselenin yaklaşık 13.000 psi (89.64 MPa) makaslama kuvveti ile metale yapıştığı sonucuna varmışlardır. Ara yüzdeki makaslama kuvvetine ait bu değer metal seramik bağlantı direnci için uygun olduğunu ifade etmişlerdir.

Chong ve ark. (Chong ve ark., 1980) ile Scolaro ve ark. (Scolaro ve ark., 2007), düzlemsel makaslama testi kullanılarak metal seramik bağlantı direncini değerlendirmişler ve dairesel kesit alanlı düzlemsel makaslama kuvvetlerinin söz konusu olduğu bu tip makaslama testlerini, metal seramik arayüzünde minimum deneysel değişkenlere ve en düşük kalıcı streslere izin vermesi nedeniyle son derece güvenilir olarak kabul etmişlerdir. Metal seramik ara yüzünün makaslama bağı kuvvetinin değerlendirilmesinde ideal olarak ifade edilebilecek herhangi bir test hala mevcut değildir. Makaslama testleri, metal yüzey dokusunun etkisi ve termal genişleme uyumsuzluklarından kaynaklanan artık streslerin olası etkisinden dolayı eleştirilmektedir (Scolaro ve ark., 2007).

2.13.4. Eğme (Bükme) Testleri

Metal seramik bağlantı direncini ölçmek için kullanılan eğme testleri 3 nokta veya 4 nokta eğme testleridir (DeHoff ve ark., 1995). 3 nokta eğme testi; ilk kez Lavine and Custer (Lavine ve ark.,1966) tarafından 1966 yılında gerçekleştirilen ve altın alaşımı ile porselen arasındaki bağlanma kuvvetini etkileyen değişkenlerin incelendiği bir çalışmada kullanılmıştır. Caputo ve ark. (Caputo ve ark., 1977) ise 1977 yılında gerçekleştirdikleri bir çalışmada Lavine-Custer yönteminin eksikliklerini göz önünde bulundurarak, metal seramik bağlantı direncini değerlendirmek için 4 nokta eğme testini kullanmaya karar verilmişlerdir.

1980'lerin başında Schwickerath (Schwickerath, 1980), 3 nokta eğme testini geliştirmek istemiş ve ilk girişimi, metal seramik sisteminin dolaylı yoldan yüklenmesini sağlayan bir test hazırlamak yönünde olmuştur. 1995 yılında ise Lenz ve ark. (Lenz ve ark., 1995), FEM analizi kullanarak gerçekleştirdikleri bir çalışmada 3 nokta eğme testine tabi tutulan belli bir geometriye sahip örneklerin arayüzünde gerçekleşen ayrılmanın porselenin ortası yerine ucunda oluşmasına neden olacak stres miktarını hesaplamaya çalışmışlardır.

3 nokta eğme testi, Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO) tarafından 1991 yılında metal seramik bağlantısını değerlendirilmesi hususunda en uygun test olarak standartlaştırılmıştır. Önce 1999 daha sonra da 2012 yılında revize edilen bu standart ISO 9693 standardı olarak yeniden yayımlanmıştır (ISO 9693, 2012). ISO 9693 standardına göre her grupta bağlantı direnci ölçülecek en az 7 adet seramik uygulaması tamamlanmış metal altyapı örneği bulunmalıdır. Örneklerin hazırlanması esnasında öncelikle 25 ± 1 mm uzunluğa, $3 \pm 0,1$ mm genişliğe ve $0,5 \pm 0,05$ mm kalınlığa sahip metal altyapıların ilgili boyutlarda elde edilmesi gerekmektedir. Seramik uygulamasında ise metal altyapı örneklerinin 8 mm genişliğindeki orta 1/3'lük kısmına 2 aşamalı olarak opak seramiği ve onun üzerine 1,1 mm kalınlığa sahip olacak şekilde dentin seramiği fırınlama işleminin gerçekleşmesi gerekmektedir (Wood ve ark., 2007) (Şekil 2.12).

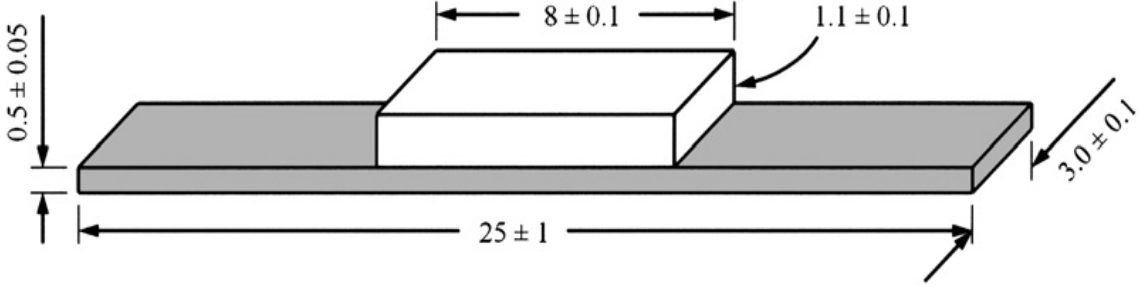
ISO 9693:2012 standardına göre ayrılma/kırılma anındaki stres şu denkleme göre hesaplanır (Li ve ark., 2014):

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

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

k: Metalin elastik modülüne göre hesaplanan sabit (mm^2)

F_{fail} : Maksimum kırılma kuvveti (N)



Şekil 2.12. ISO 9693 standardına göre eğme testi örneklerinin geometrisi

Örnekler testin gerçekleştirileceği universal test cihazına seramik uygulanmış yüzeyleri aşağıda kalacak şekilde yerleştirilir. Örneklerin üzerinde konumlandığı dayanaklar arası mesafe 20 mm olarak ayarlanır ve metal seramik arayüzünün bir kenarında ayrılma gerçekleşinceye kadar kuvvet uygulayan ucun $1,5 \pm 0,5$ mm/dk hızla hareketine devam etmesine izin verilir. Kopma anındaki değer kaydedilip ilgili formülde yerine konur. Grup içinde 7 adet metal seramik örnek arasında en az 4 tanesinde elde edilen değer 25 MPa'dan fazla olması durumunda metal seramik bağlantısının başarılı olduğu kabul edilir. Bu testin kullanımı örneklerin hazırlanmasının nispeten daha kolay olması, elde edilen verilerin aynı test yöntemi kullanılarak yapılan başka çalışmalarda değerlerle karşılaştırma imkânı vermesi ve ISO standartları tarafından metal porselen bağlantı direncinin tespiti amacı ile kullanılabilir en uygun test yöntemi olarak belirtilmesi nedeniyle çalışmamızda da tercih edilmiştir (ISO 9693, 2012; Li ve ark., 2014).

2.14. Yaşlandırma (Termal Döngü)

Yaşlandırma testi dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin test edilmesi ve ağız ortamında karşılaşılabilecek başarısızlıkların önceden gözlenebilmesi için kullanılan *in vitro* testlerden birisidir. Simante edilmiş ve ağız ortamındaki çeşitli koşullara maruz bırakılmış dental restorasyonların uğrayabileceği fizikokimyasal değişiklikler restorasyonların ağızda kalım süresini önemli ölçüde etkilemektedir (Oyafuso ve ark., 2008). Genel olarak yaşlandırma testleri uzun dönem klinik kullanımın dental materyallerde meydana getireceği fiziksel etkilerin çok daha kısa bir zaman içerisinde ve kontrol edilebilir koşullar altında *in vitro* olarak gözlenmesine yardımcı olur. Rutin olarak

yapılan yeme, içme ve nefes alma gibi fonksiyonlar sırasında ağız içerisinde sıcaklık değişimleri gözlemlenir. Bazı çalışmalar, ağız içerisinde yeme ve içme sonucu uyarılan sıcaklık değişiminin sınırlarını ölçmeye çalışmıştır. Yeme ve içmenin çok farklı alışkanlıklar olması ve ortam, kişi gibi büyük değişkenlerin varlığı nedeniyle, bu tip bir konuda kesin bir yargıda bulunmak oldukça zordur. Hava sıcaklığı, nem ve soluk alıp verme hızı ağız sıcaklığını istirahat halindeyken bile radikal olarak değiştirebilir. Bununla birlikte herhangi bir ısı uygulaması ve ağız solunumu yapılmaksızın ağız içi sıcaklık ortalama olarak 35°C olarak tespit edilmiştir. Çalışmalar esnasında sıcak ve soğuk sıvıların tüketilmesine bağlı olarak gelişen dişlerin dış yüzeyindeki sıcaklık değişimleri ölçülerek, bu değerler en düşük 4,5 °C ve en yüksek 50–55°C olarak kaydedilmiştir (Gale ve Darvell, 1999).

Sıcaklık değişimleri sonucu farklı ısısız genleşme katsayılarına bağlı olarak restorasyon içerisinde meydana gelen ısısız stresler, restorasyonda üniform bir zorlamaya yol açmaktadır. Farklı sıcaklıklar ve farklı ısısız genleşme katsayıları sonucu oluşan, materyal içerisinde gerilimlerin artmasına neden olan hacimsel genleşmeler, metal destekli porselen restorasyonlarda çatlak ve kırıklara veya kenar sızıntılarına neden olabilmektedir (Eğilmez ve ark., 2010). Klinik çalışmaların pahalı ve zaman alıcı olması sebebiyle laboratuvar çalışmaları tercih edilmektedir. Termal döngü restorasyonların ağız ortamında maruz kaldıkları ısı değişikliklerini taklit etmek amacı ile *in vitro* çalışmalarda kullanılan bir yaşlandırma yöntemidir (Barclay ve ark., 2002; Gale ve Darvell, 1999).

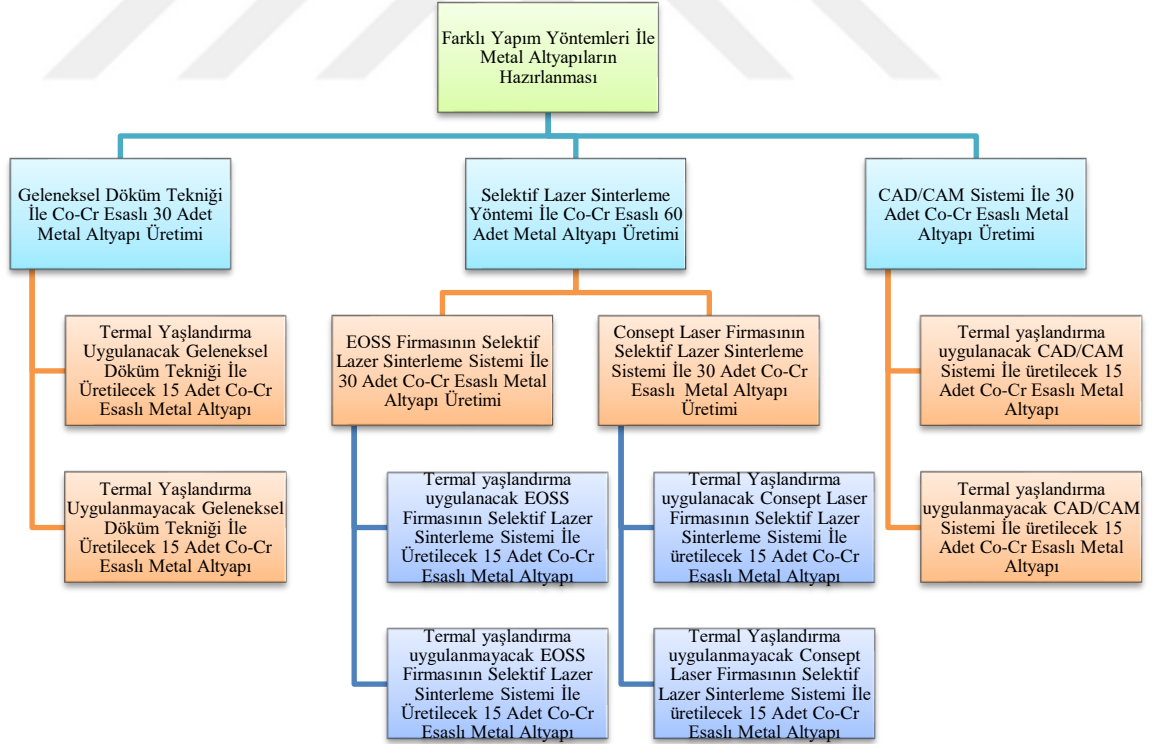
Yöntemin gerçekleştirildiği cihaz iki adet banyo tankı ve sırasıyla bu banyo tanklarına test örneklerini daldırabilen taşıyıcı bir koldan oluşmaktadır. İsteğe göre niteliği değiştirilebilen banyo sıvıları banyo tankları içerisinde arzu edilen derecelerde muhafaza edilir. Taşıma kolunun ucundaki sepet içerisine koyulan örneklerin mevcut iki banyo tankı arasındaki transferi gerekli ayarlamalar yapıldıktan sonra kol yardımıyla 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 daldırma sayısına ilişkin bir ayarlama paneli bulunmaktadır. İlk kez 1994 yılında ISO standartları arasına katılan bu yöntem 2003 yılında güncellenerek tekrar tanımlamıştır.

ADA tarafınca da bu yöntem kabul edilmiş ve çeşitli amaçlar için uygulamasına yönelik bir protokol oluşturmuştur.

Yapılan çalışmalara göre araştırmacılar arasında termal döngü sayısı ve daldırma süresi konusunda kesin bir fikir birliği oluşamamışsa da dental materyaller için yayınlanan termal döngü protokolü termal döngü testlerinin en düşük 5°C ve en yüksek 55°C aralığında, ortalama 30 saniye bekletme süresinde gerçekleştirilmesini önermektedir (Barclay ve ark., 2002; Gale ve Darvell, 1999).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızda takip edilen deneysel yöntem ve oluşturulan deney grupları Şekil 3.1’de şematik olarak özetlenmiştir. Test düzeneği ve örnekler metal ve seramik malzemelerin uyumluluğunu değerlendiren ISO 9693-1:2012 standardına (Test methods for determining the compatibility of metallic and ceramic materials used for dental restorations by testing the composite structure) uygun olarak hazırlandı ve termal yaşlandırma sonrası üç nokta eğme deneyi yapılarak seramik bağlantı dayanımları arasında farklılık olup olmadığı araştırıldı (ISO 9693, 2012).



Şekil 3.1. Takip edilen deneysel yöntem ve oluşturulan deney gruplarının şeması

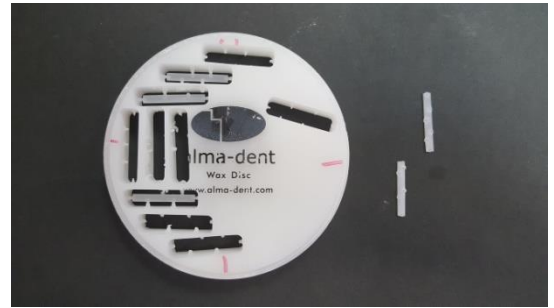
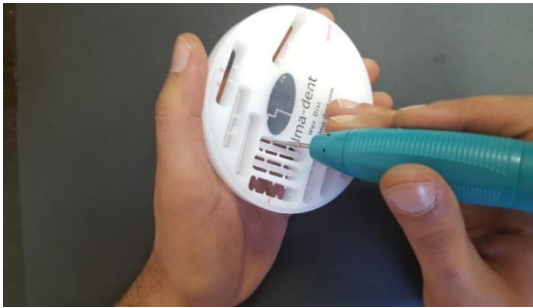
3.1. Deney Örnekleri Metal Altyapılarının Hazırlanması

3.1.1. Geleneksel Döküm Tekniği ile Co-Cr Esaslı Metal Altyapıların Hazırlanması

Çalışmamızda geleneksel döküm tekniği ile üretilecek $25 \times 3 \times 0,5$ mm boyutlarındaki metal alaşım örneklerinin dökümünde kullanılmak üzere hazırlanan mum maketlerin tasarımı Mayka Expert 7,5 (Picasoft, Vierzon, Fransa) ile yapıldı ve döküm sistemine uygun disk şeklindeki hazır mum bloklardan (Alma-Dent Ltd. Şti., İzmir, Türkiye) CAD/CAM teknolojisi ile 30 adet standart mum maket hazırlandı (Şekil 3.2, Şekil 3.3).

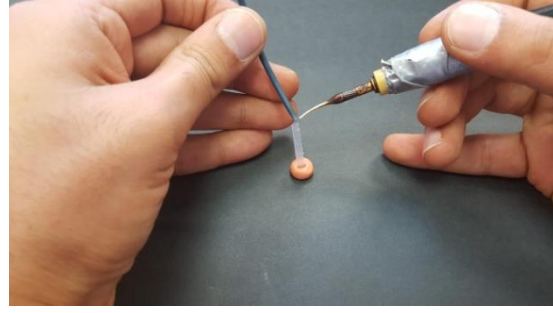


Şekil 3.2. CAD/CAM hazır mum blok ve frezeleme işlemi



Şekil 3.3. Hazırlanan mum plakaların bloktan kesilmesi ve hazırlanan mum maketler

CAD/CAM hazır mum bloktan kesilen mum maketleri döküme hazırlayabilmek için öncelikle 2,5 mm çapındaki döküm kanal mumları (Bego, Bremen, Almanya) mum maketlere bağlandı (Şekil 3.4). Bu işlem sırasında döküm kanal mumlarının uç kısmını ısıtıp yumuşatabilmek için elektrikli spatül (Waxelectric II, Renfert GbmH, Hilzingen, Almanya) (Şekil 3.5) kullanıldı.

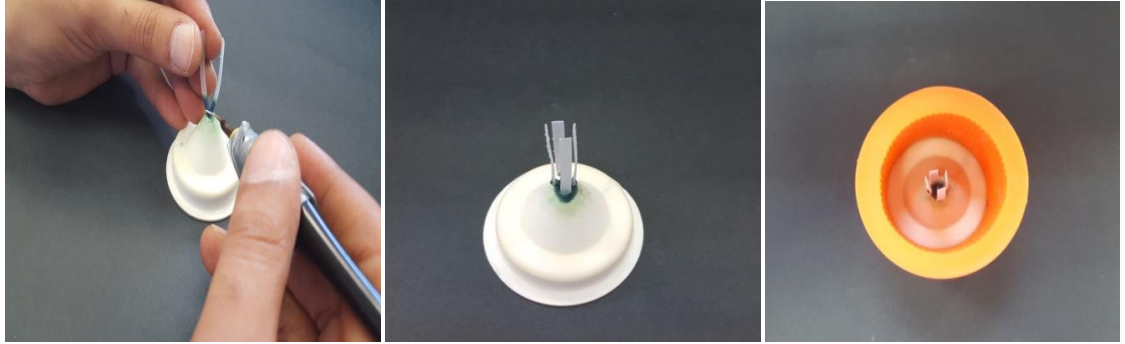


Şekil 3.4. Döküm kanalının bağlanması



Şekil 3.5. Waxelectric II elektrikli spatül

Manşete alınacak mum maketlere döküm kanallarının bağlanma işlemi bittikten sonra, mum maketler döküm kanallarının uç kısmından bağlantı mumu tatbik edilerek elektrikli spatül yardımıyla manşet kalıbına sabitlendi (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Mum maketlerin manşete bağlanması ve manşet içindeki görünümü

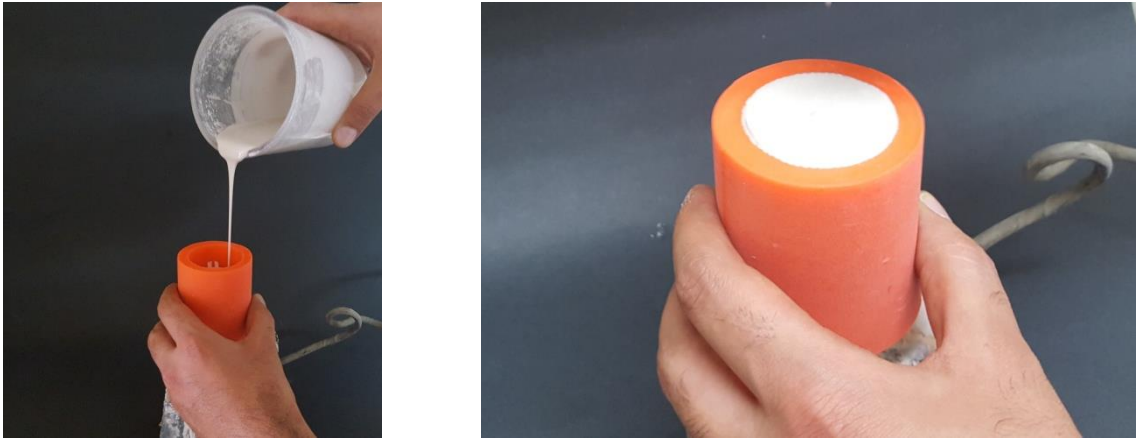
Manşet içine dökülecek fosfat bağlayıcılı revetman (Granisit Presto Vest II, Siladent Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Almanya) (Şekil 3.7) üretici firma tarafından belirlenen kullanma talimatlarına uygun bir şekilde, toz ve likit (Siladent Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Almanya) ayarlaması yapıldıktan sonra vakumlu karıştırma cihazına

(SmartMix, Amann Girrbach AG, Koblach, Avusturya) yerleştirilerek karıştırıldı (şekil 3.7).



şekil 3.7. Manşet içine dökülecek revetmanın hazırlanması ve karıştırılması

Revetman hazırlığı tamamladıktan sonra, içinde mum maketlerin sabitlendiği manşet kalıbının içine mum maketlere zarar vermeden dolduruldu (şekil 3.8) ve revetman kalıp, hava kabarcıklarının yzeeye çıkabilmesi için vibratör cihazının yzerinde bekletildi (şekil 3.8).



şekil 3.8. Revetmanın manşet içine dökülmesi ve vibratör cihazı yzerinde tutularak hava kabarcıklarının uzaklaştırılması

Sertleşmesi ve soğuması için gerekli olan süre beklendikten sonra revetmanın yzerinden manşet kalıbı çıkarıldı (şekil 3.9) ve döküm sırasında ortaya çıkacak gazların tahliye olmasını kolaylaştırabilmek için revetmanın alt yüzeyi zımparayla aşındırıldı (şekil 3.9).

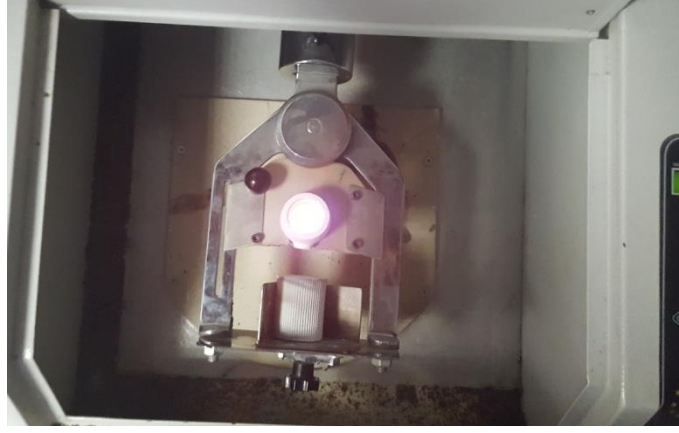


Şekil 3.9. Sertleşmesi ve soğuması tamamlanan revetmanın manşetten çıkarılma ve zımpara ile aşındırılma işlemi

Revetman kalıpların hazırlığı bittikten sonra mum eliminasyon işlemine geçildi. Bu işlem için revetman kalıplar, döküm kanalları aşağı doğru bakacak şekilde seramik döküm potaları ile birlikte ön ısıtma fırınına (Infratherm-II AT, GMG Elektronik, İstanbul, Türkiye) yerleştirildi (Şekil 3.10). Hazır programa göre ayarlanan fırında kalıplar önce 25 dk'da 300°C'a kadar ısıtıldı. Bu sıcaklıkta 15 dk bekletildikten sonra, fırın sıcaklığının bir sonraki 25 dk içerisinde 900°C'ye kadar yükselmesi beklendi. Bu sıcaklıkta da 15 dk bekletildikten sonra mum eliminasyonu ve ön ısıtma işlemleri tamamlandı. Bir maşa yardımıyla fırından çıkarılan manşet ve döküm potası induksiyonlu ısıtma ve santrifüjlü döküm fırınına (Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) yerleştirildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.10. Manşet ve seramik döküm potalarının yerleştirildiği ön ısıtma fırını



Şekil 3.11. Revetman kalıp ve potanın fırına yerleştirilmesi

Döküm için gerekli miktardaki Co-Cr metal alaşımı tabletleri (KERA® C, Eisenbacher Dentalwaren ED GmbH, Wörth am Main, Almanya) (Şekil 3.12) seramik döküm potasının içine yerleştirildi. Sırasıyla Tablo 3.1’de ve Tablo 3.2’de çalışmamızda geleneksel döküm yönteminde kullanılan Co-Cr metal alaşımının % olarak içeriği ve alaşımın fiziksel özellikleri gösterilmiştir.



Şekil 3.12. Co-Cr metal alaşımı

Tablo 3.1. Döküm örneklerde kullanılan Co-Cr metal alaşımının içeriği (% olarak)

Co	Cr	W	Mo	Si	Diğer
60	24,5	9	1,1	0,9	1

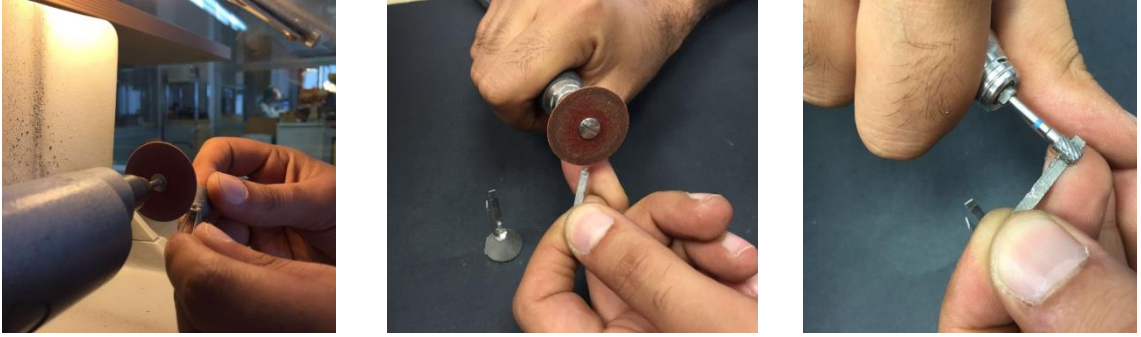
Tablo 3.2. Döküm örneklerde kullanılan Co-Cr metal alaşımının fiziksel özellikleri

Sertlik	Uzama	Gerilme Direnci	Bükülme Direnci	Elastiklik Katsayısı	Isı Genleşme Katsayısı	Ergime Derecesi	Döküm Derecesi
460 HV10/30	% 4,25	750 MPa/mm ²	575 MPa/mm ²	170 GPa	14,6 x 10 ⁻⁶ °C	1245-1350°C	1485°C

Döküm sonrası oda sıcaklığında soğumaya bırakılan revetman soğuduktan sonra kırılarak açıldı (Şekil 3.13). Revetman artıklarının dökülen metal alaşımının yüzeyinden tamamen uzaklaştırılabilmesi için 125 µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile 2 atm basınç altında kumlama işlemi gerçekleştirildi (Serident Kumlama Cihazı, Serident Dişçilik San. Tic. A.Ş., İstanbul, Türkiye). Mikromotor (Kavo Dental GmbH, Biberach/Riß, Almanya) ve karbon separe yardımıyla döküm kanallarının da kesilmesinden sonra metal yüzeyi tungsten karbid frezler ile çapaklardan arındırılıp pürüzsüz bir yüzey haline gelebilmesi için aşındırıldı (Şekil 3.14).

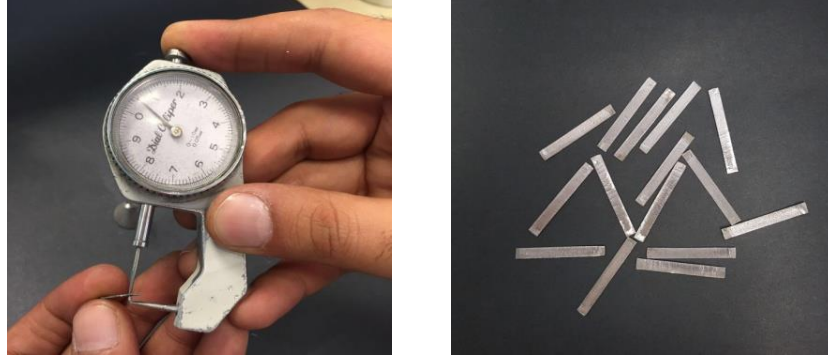


Şekil 3.13. Revetman kalıbın açılması



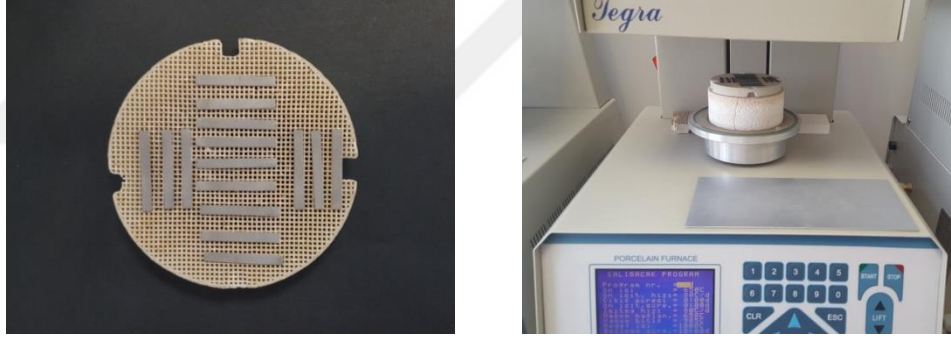
Şekil 3.14. Döküm kanallarının kesilip metal yüzeyinin tungsten karbid frezlerle aşındırılması

Mikrometre (Dial Caliper, L. S. Starrett Company, Massachusetts, ABD) yardımı ile ölçülen örnekler gerekli olan 25 x 3 x 0,5 mm ebatları sağlamak amacıyla aşındırıldıktan sonra tesviye işlemi tamamlandı (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Mikrometre ile gerekli ebatların kontrol edilmesinden sonra tesviyesi tamamlanmış örnekler

Tesviyesi tamamlanan örneklerin oksidasyon işlemi üretici firmanın tavsiyelerine uyularak kullanılacak seramik fırınının (Tegra MP2100, Teknik Dental, İstanbul, Türkiye) gerekli programa ayarlanmasıyla gerçekleştirildi. Programın tamamlanmasından sonra metal altyapı örnekleri oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Tesviyesi tamamlanan metal altyapı örneklerin oksidasyon işlemi

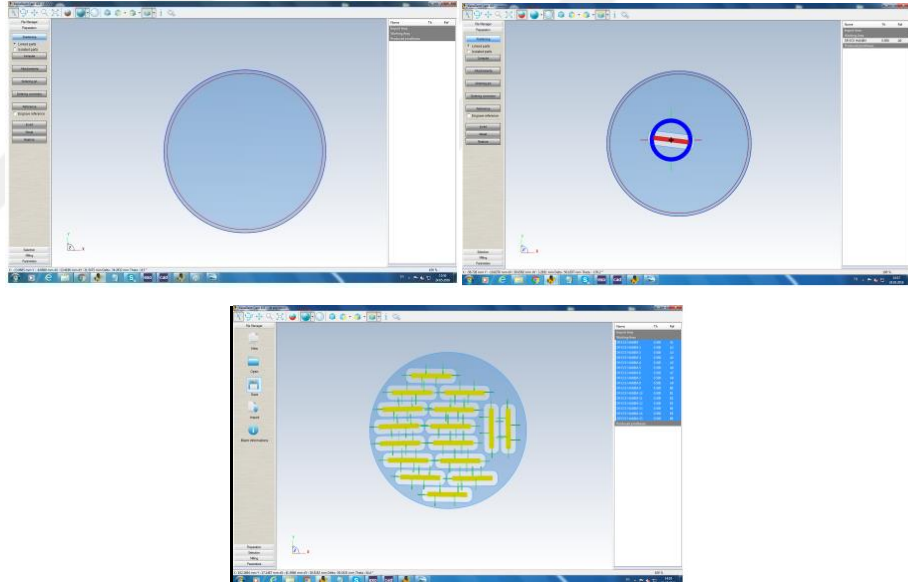
Oksidasyon sonrası kumlama işlemine tabi tutulan örneklere yeniden 125 µm çapında Al₂O₃ partikülleri 1 cm'lik bir mesafeden 15 saniye süreyle 45°'lik bir açıda 2 bar basınç altında püskürtüldü. Yüzeydeki artıkların temizlenebilmesi için 10 dk boyunca ultrasonik temizleyicideki (BioSonic UC50, Coltène/Whaledent GmbH + Co. KG, Langenau, Almanya) distile su içinde ve sonra 10 dk da etil alkol içerisinde bekletilen örneklerin üstyapı uygulaması öncesi tüm yüzey hazırlıkları tamamlandı (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. Oksidasyon işlemi sonrası metal altyapı örneklerin kumlama, ultrasonik temizle ve seramik pişim öncesi yüzey hazırlığının tamamlanması

3.1.2.CAD/CAM Sistemi Kullanılarak Frezeleme Yöntemiyle Co-Cr Esaslı Metal Altyapıların Hazırlanması

Bu yöntemle ISO 9693-1:2012 standardında belirtilen $25 \times 3 \times 0,5$ mm boyutlara sahip deney örneklerinin üç boyutlu sanal tasarımı için Mayka Expert 7,5 (Picasoft, Vierzon, Fransa) programı kullanıldı (Şekil 3.18). Tasarım hazırlandıktan sonra üretim aşamasına geçebilmek için STL formatında sistemin CAM ünitesine aktarıldı ve blokların frezelenme işlemi beş eksenli aşındırma yapabilen CAD/CAM cihazı (Yena D40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) tarafından gerçekleştirildi.



Şekil 3.18. Sanal ortamda freze edilecek Co-Cr blok ve blok içerisine yerleştirilmiş metal altyapı örneklerinin görüntüsü

Metal altyapıların üretimi için, Co-Cr esaslı disk şeklindeki metal blok (Yenadent, İstanbul, Türkiye) kullanıldı (Şekil 3.19). Tablo 3.3 ve tablo 3.4'te kobalt krom esaslı metal bloğun % olarak içeriği ve fiziksel özellikleri gösterilmiştir.



Şekil 3.19. CAD/CAM Co-Cr metal blok örneği

Tablo 3.3. CAD/CAM Co-Cr metal blok içeriği (% olarak)

Co	Cr	Nb	W	Diğer(Si,Mo,Fe)
65	29	2	2	2

Tablo 3.4. CAD/CAM Co-Cr metal blok fiziksel özellikleri

Sertlik	Uzama	Gerilme Direnci	Bükülme Direnci	Elastiklik Katsayısı	Isı Genleşme Katsayısı	Ergime Derecesi	Döküm Derecesi
324 hv10	% 3,4 v	475 MPa/mm ²	340 MPa/mm ²	194 GPa	14,5 x 10 ⁻⁶ °C	1253- 1304°C	1450 °C

Metal blok frezeleme ünitesine (Yena D40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) yerleştirildikten sonra tasarıma ait veriler üretim birimine bağlı bilgisayar ortamına aktarıldı. 30 adet Co-Cr esaslı metal altyapının üretimi hava soğutması altında gerçekleştirilen frezeleme işlemiyle tamamlandı (Şekil 3.20 ve Şekil 3.21).



Şekil 3.20. Metal altyapı örneklerin hazırlanması için kullanılan bilgisayar destekli frezeleme ünitesi

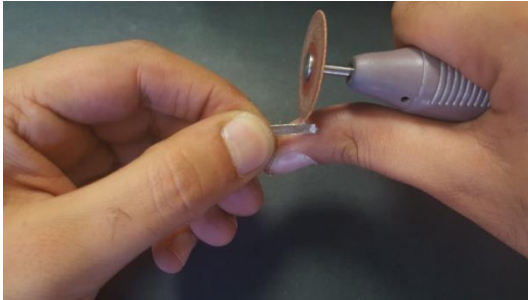


Şekil 3.21. Frezeleme ünitesine yerleştirilen metal bloğun frezelenme işlemi

Üretim işlemi tamamlandıktan sonra örnekler bloktan ayrıldı ve bağlantı noktaları uzaklaştırıldı. Mikrometre (Dial Caliper, L. S. Starrett Company, Massachusetts, ABD) ile kontrolü yapılan örnekler, oksidasyon işleminden sonra 1 cm'lik bir mesafeden 15 saniye süreyle 45°'lik bir açıda 125 µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile 2 bar basınç altında kumlama işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.22 ve Şekil 3.23).



Şekil 3.22. Frezeleme işlemi tamamlanmış altyapı örneklerinin bulunduğu metal blok ve örneklerin bloktan ayrılması

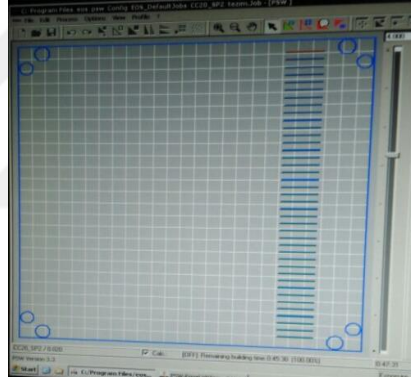


Şekil 3.23. Metal altyapı örneklerinin bağlantı noktalarının uzaklaştırılması ve mikrometre ile gerekli ebatların kontrol edilmesi

3.1.3. Selektif Lazer Sinterize Tekniğini Kullanarak Co-Cr Esaslı Metal Altyapıların Hazırlanması

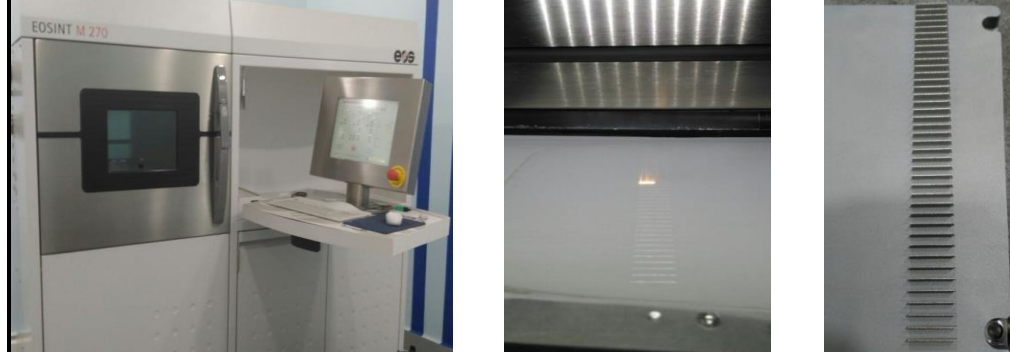
EOS Firmasının Selektif Lazer Sinterleme Sistemi ile Co-Cr Esaslı Metal Altyapıların Hazırlanması

Bu yöntemle de yine ISO 9693-1:2012 standardında belirtilen $25 \times 3 \times 0,5$ mm boyutlara sahip deney örneklerinin üç boyutlu sanal tasarımı hazırlandıktan tasarımının dijital verileri, hızlı prototip cihazları ile uyumlu olan STL (standart triangulation language) formatına çevrildi. Örneklerin üretimin gerçekleşeceği tabla üzerinde dengede durmasını sağlayacak destek ayakların sanal ortamda yerleştirilmesinin ardından veriler üretim birimine bağlı bir bilgisayara aktarılarak 30 adet örneğin üretiminin gerçekleşmesi sağlandı (Şekil 3.24).



Şekil 3.24. Sanal ortamda lazer sinterizasyon yöntemi kullanılarak üretilecek metal altyapı örneklerinin görüntüsü

Üretimin gerçekleşeceği paslanmaz çelik tabla üzerine, $30 \mu\text{m}$ kalınlığındaki Cr-Co alaşım tozu (EOS CobaltChrome SP2, EOS GmbH, Krailling, Almanya) Eosint M270 sistemine (EOS GmbH, Krailling, Almanya) ait silindirler aracılığıyla yayıldı ve sistem metal altyapı örneklerinin üretimi sırasında kullanılan alaşım tozlarını lazer ışını ile eritilip birleştirilerek tabaka tabaka katı yapının oluşmasını sağladı (Şekil 3.25).



Şekil 3.25. Üretimin gerçekleştirildiği Eosint M270 sistemine ait lazer sinterizasyon cihazı ve üretim aşaması

Tablo 3.5 ve Tablo 3.6'da EOS firmasının selektif lazer sinterleme sistemi ile metal altyapıların hazırlanması sırasında kullanılan Co-Cr esaslı alaşım tozunun (EOS CobaltChrome SP2, EOS GmbH, Krailling, Almanya) % olarak içeriği ve materyal özellikleri gösterilmiştir.

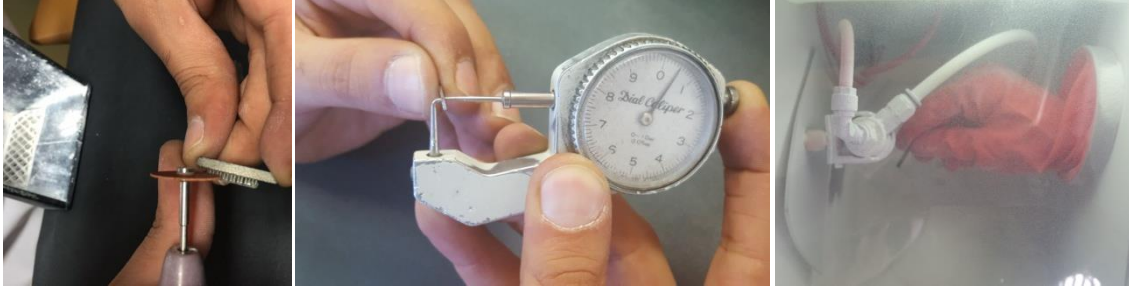
Tablo 3.5. EOS lazer sinterizasyon sistemiyle hazırlanan örneklerde kullanılan Co-Cr tozunun % olarak içeriği

Co	Cr	Mo	W	Si	Fe	Mn
63,8	24,7	5,1	5,4	<1,0	< 0,5	<0,1

Tablo 3.6. EN ISO 22674'e göre EOS lazer sinterizasyon sistemiyle hazırlanan örneklerde kullanılan Co-Cr tozunun materyal özellikleri

Bağlı Yoğunluk	Yoğunluk	Akma Sınırı (Rp %2)	Çekme Direnci	Uzama	Isı Genleşme Katsayısı	Ergime Derecesi	E-modülü	Viskers Sertliği
Yakl. %100	8.5 g/cm ³	850 MPa	1350 MPa	%3	14.3 x 10E - 6 m/m°C	1410-1450 °C	200 GPa	420 HV

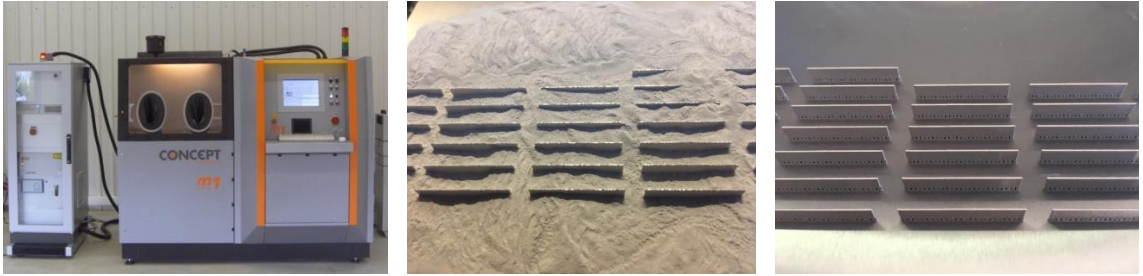
Üretimi tamamlanan örneklerin karbon separe ve tungsten karbid frezlerle metal bağlantı çubukları kesilerek artık metal parçaları uzaklaştırıldı. Bütün örnekler mikrometre (Dial Caliper, L. S. Starrett Company, Massachusetts, ABD) yardımı ile gerekli boyutlar için kontrol edildi ve az da olsa örnekler üzerinde gerekli olan tesviye işlemleri gerçekleştirildi. Tesviyesi tamamlanan örneklere üstyapı porseleni uygulanmadan önce 1 cm'lik bir mesafeden 15 saniye süreyle 45°'lik bir açıda 125 µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile 2 atm basınç altında kumlama işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.26).



Şekil 3.26. Üretimi tamamlanan lazer sinterize metal örneklerin bağlantı çubuklarının kesilerek mikrometre ile gerekli boyutların kontrol edilmesi ve kumlama işlemi

Consept Laser Firmasının Selektif Lazer Sinterleme Sistemi ile Co-Cr Esaslı Metal Altyapı Üretimi

EOS firmasıyla üretilen lazer sinterize metal altyapı örneklerinin tasarımında olduğu gibi, Consept Laser firmasının deney gruplarına ait $25 \times 3 \times 0,5$ mm boyutlarında metal altyapı alaşımlarının hazırlanabilmesi için öncelikle örneklerin üç boyutlu sanal modeli hazırlandı. Elde edilen CAD verileri için Consept Laser Mlab (Concept Laser GmbH, Lichtenfels, Almanya) ünitesinde metal altyapıların üretimi yapılmak üzere bir merkeze (4C Mühendislik Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) gönderildi. Sanal ortamda sütunlu destek sisteminin oluşturulmasından sonra veriler üretim birimine bağlı bir bilgisayara aktarılarak 30 adet örneğin üretimi gerçekleştirildi (Şekil 3.27).



Şekil 3.27. Üretimin gerçekleştirildiği Consept Laser firmasına ait lazer sinterizasyon cihazı ve üretim aşaması

Tablo 3.7 ve Tablo 3.8'de Concept Laser firmasının selektif lazer sinterleme sistemi ile metal altyapıların hazırlanması sırasında kullanılan Co-Cr esaslı metal tozunun (Remanium® star CL, Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Almanya) % olarak içeriği ve materyal özellikleri gösterilmiştir.

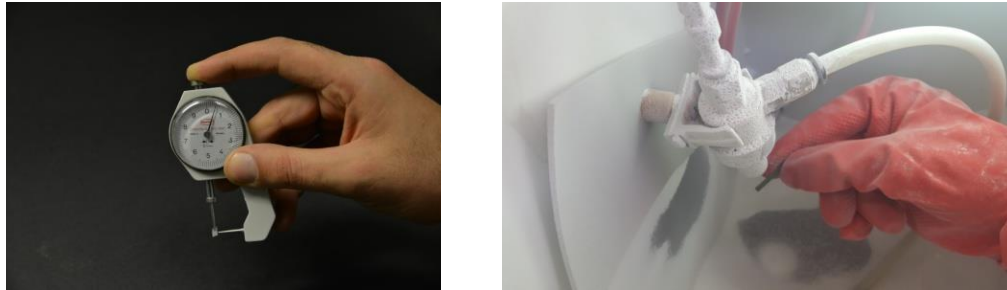
Tablo 3.7. Concept Laser firmasına ait lazer sinterizasyon cihazı ile hazırlanan örneklerde kullanılan Co-Cr tozunun % olarak içeriği

Co	Cr	W	Si	Diğer(Mn,N,Nb,Fe)
60,5	28	9	1,5	<1,0

Tablo 3.8. Concept Laser firmasına ait lazer sinterizasyon cihazı ile hazırlanan örneklerde kullanılan Co-Cr tozunun fiziksel özellikleri

Yoğunluk	Uzama	Gerilme Direnci	Bükülme Direnci	Isı Genleşme Katsayısı	Ergime Derecesi	E-modülü	Viskers Sertliği
8.5 g/cm ³	% 10	635 MPa/mm ²	590 MP/mm ²	14.1 x 10E -6 m/m°C	1320-1420 °C	230 GPa	295 HV

Üretimi tamamlanan örnekler tablalarından ayrılmadan üretici firmanın direktifleri doğrultusunda sinterleme fırınına yerleştirildi. Sinterleme işleminden sonra destek sistemlerin altyapılardan uzaklaştırılması sağlandı. Yine bütün örneklerin gerekli boyutları mikrometre ile kontrol edilerek tesviyeleri tamamlandı ve oksidasyon işlemine tutuldu. Oksidasyon işleminden sonra örneklerin 1 cm'lik bir mesafeden 15 saniye süreyle 45°'lik bir açıda 125 µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile 2 atm basınç altında kumlama işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.28).



Şekil 3.28. Mikrometre ile gerekli boyutların kontrol edilmesi ve kumlama işlemi

3.2. Seramik Üstyapıların Hazırlanması

Çalışmada tabakalama yöntemiyle metal alaşımları ile birlikte kullanılmak üzere geliştirilmiş bir porselen sistemine ait (Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japan) opak ve dentin seramik tozu kullanıldı (Şekil 3.29).



Şekil 3.29. Çalışmada kullanılan opak ve dentin seramik tozu

3.2.1. Opak Seramiği Uygulanması

Çalışmada kullanılan farklı üretim yöntemleriyle hazırlanan 120 metal altyapının seramik uygulanacak yüzeylerinin orta 8 mm'lik kısımları opak tabakanın her örnekte aynı konum ve boyutlarda standart olarak uygulanmasını sağlamak amacı ile ölçüldü. Tüm örneklerde sınırları belirlenen alana opak seramik tozu iki aşamalı olarak uygulandı.

İlk opak seramiği, metal üzerinde uygulanacağı bölge opak likidi ile nemlendirildikten sonra bir fırça yardımı ile uygulandı. Fazla nem, her uygulamadan sonra vibrasyon ile kondansasyon yapıldıktan sonra kâğıt mendille alındı. İlk opak uygulaması tamamlandıktan sonra, üretici firmanın pişim talimatlarına (Tablo3.9) uyularak opak fırınlanması gerçekleştirildi (Şekil 3.30). Fırınlanması tamamlanan örnekler oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Koyu kıvamda karıştırıldıktan sonra ikinci opak tabakası da birincinin üzerine üreticinin talimatlarına (Tablo 3.10) uygun bir şekilde vibrasyon işlemi yapılarak samur bir fırça yardımıyla sürüldü ve fırınlama işlemi tamamlandı (Şekil 3.31).

Tablo 3.9. 1.opak seramiği tozları ve pişim sıcaklıkları

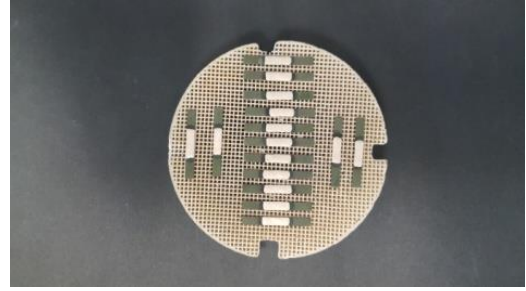
Opak seramiği	En yüksek sıcaklık (°C)	Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	Hedef ısıda bekleme süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitişi (°C)
Noritake	980	500	8	65	1	500	80



Şekil 3.30. Örneklere 1. opak seramiğinin uygulanması ve fırınlama işlemi

Tablo 3.10. 2. opak seramiği tozları ve pişim sıcaklıkları

Opak seramiği	En yüksek sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	Vakum süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitişi (°C)
Noritake	980	500	8	65	1	500	980



Şekil 3.31. Örneklere 2. opak seramiğinin uygulanması fırınlama işlemi

Dentin Seramiğinin Geleneksel Tabakalama Yöntemi ile Şekillendirilmesi

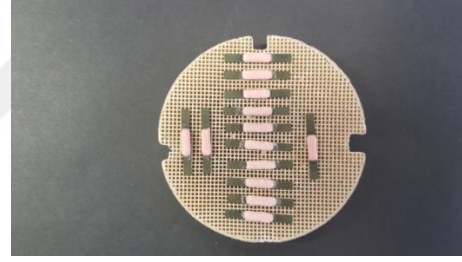
Deney gruplarındaki örneklerin metal altyapı yüzeyinde dentin seramiği tabakalama yöntemi ile şekillendirildi.

Dentin seramiğine ait toz ve likit üretici firma talimatları göz önüne alınarak cam üzerinde hamur kıvamını alacak şekilde karıştırıldı. Samur fırça ile opak tabakanın üzerine ISO 9693-1:2012 standardında belirtilen boyutlarda (8 x 3 x 1 mm) seramik yığma işlemi

gerçekleştirildi. Opak tabaka üzerine küçük miktarlarda uygulanan seramik hamur yüzeyindeki fazla nem uygulama esnasında kâğıt mendil ile alındı. Seramik yığma işlemi tamamlandıktan sonra yine üretici firma talimatlarına uygun bir şekilde pişim işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.32) (Tablo 3.11).

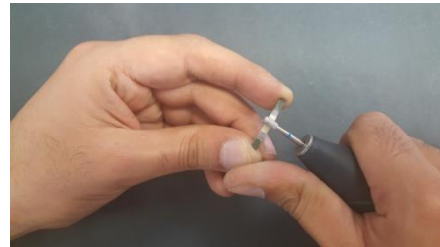
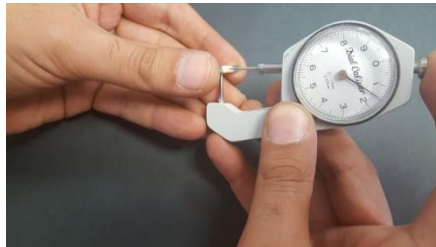
Tablo 3.11. Dentin seramiğinin fırınlama prosedürü.

Dentin seramiği	En yüksek sıcaklık (°C)	Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk)	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk)	Hedef ısıda bekleme süresi (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitişi (°C)
Noritake	935	600	10	45	0	600	925



Şekil 3.32. Seramik hamurunun uygulanması ve seramik fırına yerleşmesi için hazır olan örnekler

Fırınlama işleminden sonra oda ısısında soğumaya bırakılan örneklerin boyutları mikrometre (Dial Caliper, Starrett Company, Massachusetts, ABD) yardımıyla ölçüldü ve gerekli görüldüğü takdirde ilgili bölgeler uygun boyutlar sağlanıncaya kadar mikromotor ve elmas frez aracılığı (Acurata Imperial, Acurata GmbH & Co. KG, Thurmansbag, Almanya) ile aşındırıldı (Şekil 3.33). Seramik uygulaması ile birlikte termal yaşlandırma döngüsü ve üç nokta eğme testi için deney gruplarına ait örneklerin hazırlanması işlemi tamamlandı (Şekil 3.34).



Şekil 3.33. Kalınlığın mikrometre ile kontrolü ve seramik üstyapının tesviye işlemi



Şekil 3.34. Geleneksel tabakalama tekniği ile seramik uygulaması tamamlanan tüm gruplara ait örnekler

3.3. Termal Yaşlandırma Uygulaması

Üstyapı porseleni uygulaması tamamlanan tüm deney gruplarına ait örneklerin sayıca yarısının üç nokta eğme testi öncesinde termal yaşlandırma uygulamasına tabi tutulması işlemi ODTÜ-Teknokent bünyesinde kurulmuş olan bir firmaya ait termal döngü cihazı (MOD-Dental termal döngü, Esetron Mekatronik Müh. Ve Dan. Elekt. San. Ve Tic. Ltd. Şti., Ankara, Türkiye) ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.35) (Tablo 3.12).

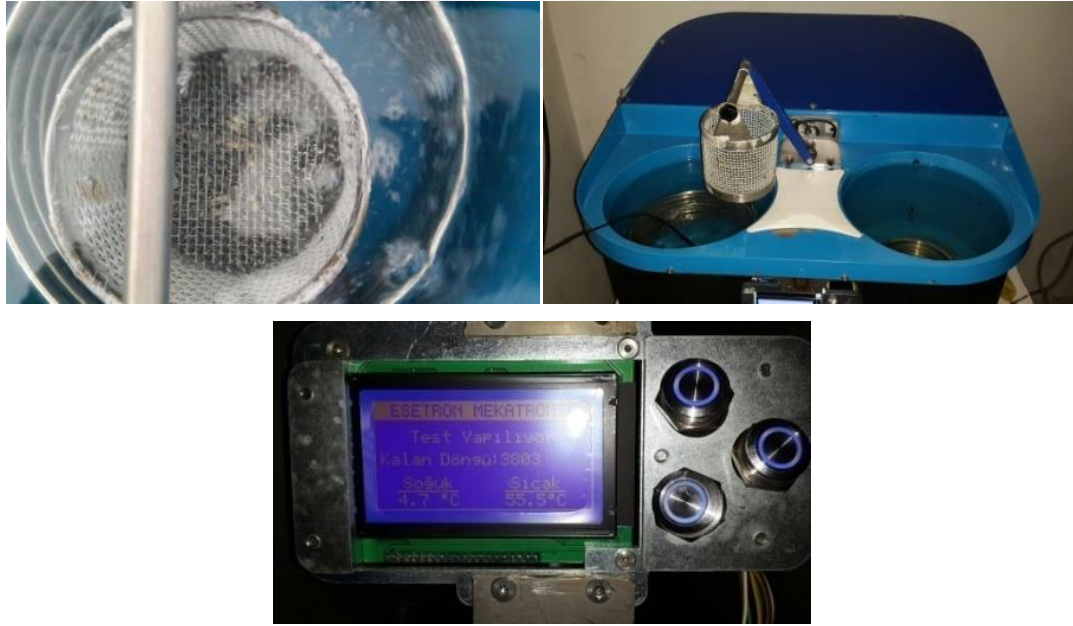


Şekil 3.35. Çalışmamızda kullanılan termal döngü cihazı

Tablo 3.12. Termal döngü cihazına ait bilgiler

Termal döngü cihazı	Soğutma Gücü	Isıtma Gücü	Sepet Silindirik Çapı Yüksekliği	Banyo Tank Hacimleri	Sıcaklık Sensör Hassasiyeti	Termal Performans
MOD-Dental	750 W	1500 W	R=100 mm/h= 100 mm	12 lt	0.1 °C	15 saniye 1000 gr metal örnek

Test örnekleri iki tank arası geçiş süresi 15 saniye olarak ayarlanan termal döngü işlemi aşamasında +5 °C ve +55 °C musluk suyunun bulunduğu tanklarda sırasıyla 30'ar saniye bekletildi. Bu işlem belirtilen koşullarda aralıksız olarak 5000 defa gerçekleştirilerek döngü tamamlandı (Şekil 3.36). Döngü sırasında gruplar arasında herhangi bir örnek karışıklığı yaşanmaması için dört gruba ait örnekler bir file torba içinde cihaza ait numune sepetine yerleştirildi. Yapılan çalışmalara göre beslenme şartlarına bağlı olarak ağız içindeki sıcaklık değişiminin 5 °C ve 55 °C arasında değiştiği tespit edilmiştir (Barclay ve ark., 2002; Gale ve Darvell, 1999). Buna bağlı olarak termal döngü işlemi ile ağız içerisindeki bu şartlar taklit edilmeye çalışılmıştır.



Şekil 3.36. Termal döngü cihazına ait numune sepetine yerleştirilen örneklerin termal döngü işlemine tabi tutulması ve kontrol paneli

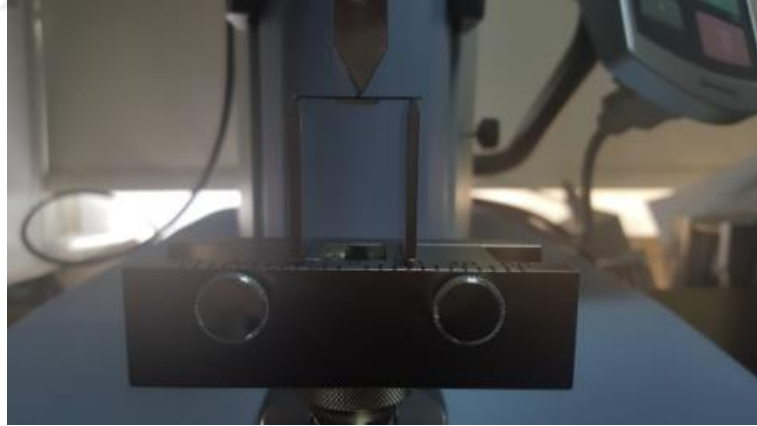
3.4. Üç Nokta Eğme Testi ile Bağlantı Dayanıklılığının Belirlenmesi

8 gruba ait termal yaşlandırma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış örneklerin tamamının metal seramik bağlantı dirençleri ISO 9693 standardına uygun bir şekilde 3 nokta eğme testi kullanılarak ölçüldü. Deneyler masaüstü üniversal test cihazında (Shimadzu Scientific Instruments Inc, Kyoto, Japonya) gerçekleştirildi (Şekil 3.37).



Şekil 3.37. Üç nokta eğme testinin yapıldığı üniversal test cihazı

Cihaz üzerinde örneklerin yerleşeceği iki dayanak arasındaki mesafe ISO 9693 standardına uygun bir şekilde 20 mm olarak ayarlandı. Hazırlanan örnekler, mikrometre (Dial Caliper, Starrett Company, Massachusetts, ABD) ile ölçülerek tam orta noktalarından işaretlendi. Daha sonra seramik üstyapıları aşağı doğru bakan örnekler kuvvet ucunun işaretlenen bölgeye denk geleceği şekilde iki dayanak üzerine yerleştirildi (Şekil 3.38).



Şekil 3.38. Test düzeneğine yerleştirilen örnekler

Cihazın kuvvet uygulayan ucu, cihazı yönlendiren bilgisayar program ile örneklerin metal seramik arayüzündeki bağlantıda kopma olduğunu tespit ettiği anda kuvveti keserek geri yükselecek şekilde ayarlandı. Gerekli koşullar oluşturulduktan sonra kuvvet uygulayıcı uç, 1,0 mm/dk hızla örneklerin metal yüzeyinin tam ortasına dik gelecek şekilde ilerletilmeye başlandı.



Şekil 3.40. Çalışmamızda kullanılan stereomikroskop cihazı

Sekiz gruba ait örnekler arasından rastgele seçilen yedi tanesinin ilk olarak metal seramik kopma arayüzleri incelendi. Daha sonra metal ile seramiğin birbirinden ayrılması sağlanarak kopma olan bölgeler stereomikroskop ile incelendi.

3.5.2. SEM Görüntülerinin Alınması

3 nokta eğme testine tabi tutulmuş 8 gruba ait örnekler arasından rastgele seçilen birer adet metal seramik örneğin arayüzleri, metal ile porselen birbirinden tamamen ayrılıp Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı Elektron Mikroskobu Laboratuvarı'nda bulunan tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) (ZEISS LEO 1430, CARL ZEISS, Oberkochen, Almanya) kullanılarak yapıldı. İncelemeden önce örnek yüzeyleri kaplama cihazı (Polaron SC 7620 Sputter Coater, Quorum Technologies Ltd, Kent, İngiltere) ile altın kaplandı. SEM analizi x500 ve x1000 büyütme altında yapıldı (Şekil 3.41).



Şekil 3.41. Çalışmamızda kullanılan SEM ve altın kaplama cihazı

3.6. İstatistiksel Değerlendirme Yöntemleri

Çalışmamızda hazırlanan örneklerin, üç nokta eğme testi ile elde edilen kırılma dayanım değerleri belirlendi. Değerler ilgili denklem yardımıyla “MPa” cinsine dönüştürülerek kaydedildi. Çalışmamızdan elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için bir analiz programı (SPSS for Windows 22.0, Chicago, IL, ABD) kullanılmıştır. Çalışmamızın ölçümle belirlenen nicel değişkenleri için tanımlayıcı istatistikler olarak ortalama ve standart sapma kullanılmıştır. Bu ölçümle elde edilen verilerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile incelenmiştir. Aynı zamanda varyans homojenlik testlerinde Levene testi uygulanmıştır. Yapılan bu testler sonucu verilerin normal dağılım gösterdiği ve varyansların homojen olduğu anlaşıldığından istatistiksel analizde parametrik testler kullanılmıştır.

Çalışmamızda, iki grup arasındaki ölçümle elde edilen verilerin analizinde bağımsız gruplarda iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi (Student-t testi) ve ikiden fazla grupların ölçüm değerlerinin karşılaştırmasında ise Tek Yönlü (One Way) ANOVA analizi kullanılmıştır. Tek Yönlü ANOVA sonucu farklılıkların nereden kaynaklandığını bulmak için bazı post hoc testler uygulanmıştır. Sonuçlar hem tablo hem de grafiksel yöntemlerle sunulmuştur. $p < 0,05$ düzeyindeki değerler anlamlı olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

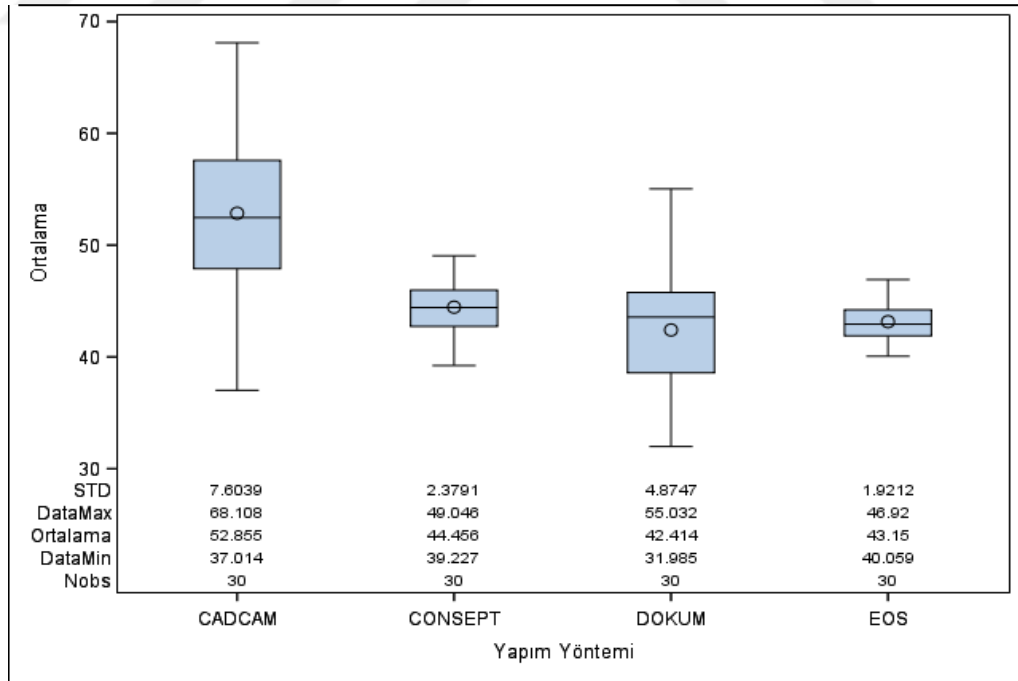
Metal Altyapı Örneklerin Farklı Üretim Yöntemlerine Göre Porselen Bağlantı Kuvvet Değerlerinin Sonuçları

Tablo 4.1’de çalışmamızda hazırlanan metal altyapı örneklerinin farklı üretim yöntemlerine göre porselen bağlantı kuvvetlerinin (MPa) tanımlayıcı istatistikleri ve Tek Yönlü ANOVA test sonucu gösterilmiştir. Tek Yönlü ANOVA test sonucuna göre kuvvet değerlerinin karşılaştırılmasında bağlantı kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı bir farklılık olduğu tespit edildi ($p < 0,01$). Farklılığın hangi üretim yönteminden kaynaklandığını bulabilmek için Duncan çoklu karşılaştırma testi uygulandı.

Buna göre CAD/CAM üretim yöntemine göre hazırlanan örneklerin bağlantı değerleri ortalamasının diğer üç yöntemin ortalamasından istatistiksel olarak önemli derecede farklı olduğu ($p<0,01$) ancak buna karşılık diğer üç yöntem arasında böyle anlamlı bir farklılığın olmadığı görüldü. Şekil 4.1’de farklı üretim yöntemlerine göre bağlantı kuvvetlerinin kutu grafiği görülmektedir.

Tablo 4.1. Farklı üretim yöntemlerine göre bağlantı kuvvetlerinin (MPa) tanımlayıcı istatistikleri ve Tek Yönlü ANOVA test sonucu

Metal altyapının örneklerinin üretim yöntemleri	N	Ortalama (MPa)	Standart Sapma(SS)	Min. (MPa)	Max. (MPa)	<i>P</i>
CAD/CAM (Frezeleme)	30	52.86	7.60	37.01	68.11	
CONSEPT (Lazer Sinterizasyon)	30	44.46	2.38	39.23	49.05	0.0001
DÖKÜM	30	42.41	4.87	31.98	55.03	
EOS (Lazer Sinterizasyon)	30	43.15	1.92	40.06	46.92	



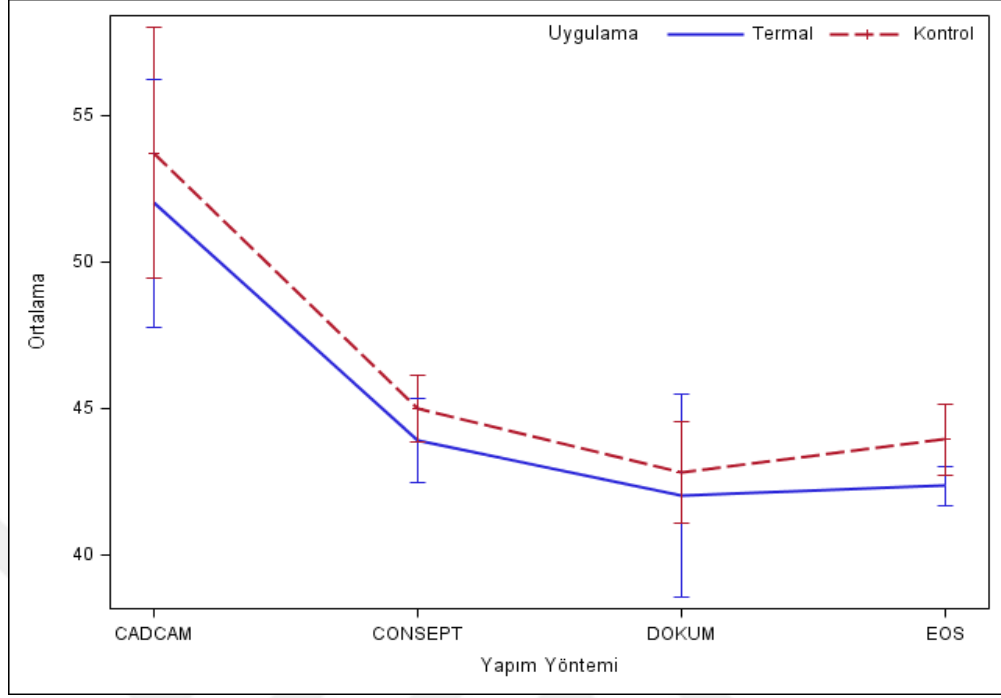
Şekil 4.1. Farklı üretim yöntemlerine göre bağlantı kuvvetlerinin kutu grafiği

Termal Yaşlandırma Uygulanan ve Uygulanmayan Gruplar Arasındaki Bağlantı Kuvvetlerinin Karşılaştırılması

Tablo 4.2’de çalışmamızda kullanılan örneklerin termal yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan grupları arasındaki porselen bağlantı kuvvetlerinin (MPa) tanımlayıcı istatistikleri ve *t* testi sonucu gösterilmiştir. *t* testi sonucuna göre kuvvet değerlerinin karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı. Şekil 4.2’de farklı üretim yöntemleriyle hazırlanan örneklerin termal yaşlandırma prosedürüne bağlı olarak yapılan alt gruplamasına göre bağlantı kuvvetlerinin (MPa) çizgi grafiği görülmektedir.

Tablo 4.2. Farklı üretim yöntemleriyle hazırlanan örneklerin termal yaşlandırma prosedürüne bağlı olarak yapılan alt gruplamasına göre bağlantı kuvvetlerinin (MPa) ortalama, minimum ve maksimum değerleri

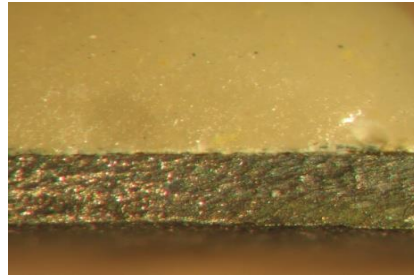
Metal altyapının örneklerinin üretim yöntemleri	Uygulama	N Obs	Ortalama (MPa)	Std Sap. (SS)	Min. (MPa)	Max. (MPa)	<i>p</i>
CAD/CAM (Frezeleme)	Termal	15	51.99	7.64	37.01	65.58	0.5447
CAD/CAM (Frezeleme)	Kontrol	15	53.72	7.74	40.57	68.11	
CONSEPT (Lazer Sinterizasyon)	Termal	15	43.91	2.63	39.23	48.56	0.2109
CONSEPT (Lazer Sinterizasyon)	Kontrol	15	45.01	2.05	41.03	49.05	
DÖKÜM	Termal	15	42.02	6.26	31.98	55.03	0.6679
DÖKÜM	Kontrol	15	42.81	3.11	36.04	46.13	
EOS (Lazer Sinterizasyon)	Termal	15	42.36	1.23	40.06	44.22	0.0608
EOS (Lazer Sinterizasyon)	Kontrol	15	43.94	2.19	40.27	46.92	



Şekil 4.2. Farklı üretim yöntemleriyle hazırlanan örneklerin termal yaşlandırma prosedürüne bağlı olarak yapılan alt gruplamasına göre bağlantı kuvvetlerinin (MPa) çizgi grafiği

4.1. Stereomikroskop Bulguları

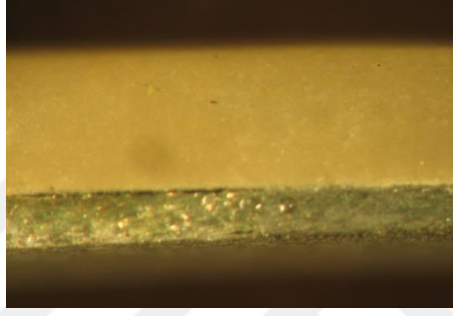
Örneklerin 3 nokta eğme testi sonrası alınan stereomikroskop (Stemi SV 11 APO, CARL ZEISS, Oberkochen, Almanya) görüntülerinde, metal ile seramiğin bağlantı bölgesi değerlendirilmiştir. Şekil 4.3–4.10’da örneklerin test sonrası alınan stereomikroskop görüntülerinde metal ile seramik arasındaki kopma alanları görülmektedir.



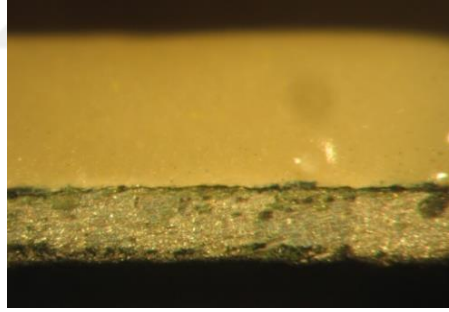
Şekil 4.3. Geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü



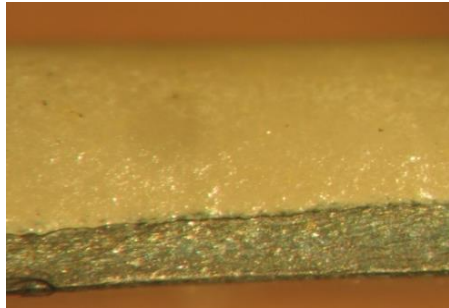
Şekil 4.4. CAD/CAM sistemi ile hazırlanan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü



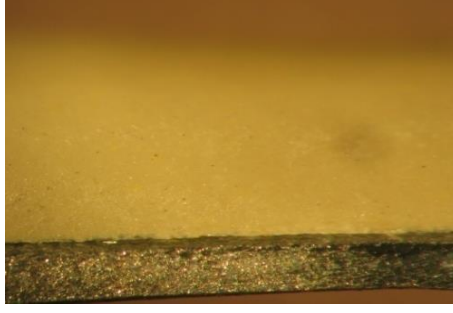
Şekil 4.5. EOS Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü



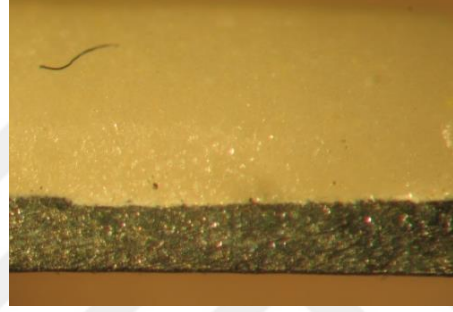
Şekil 4.6. Concept Laser Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü



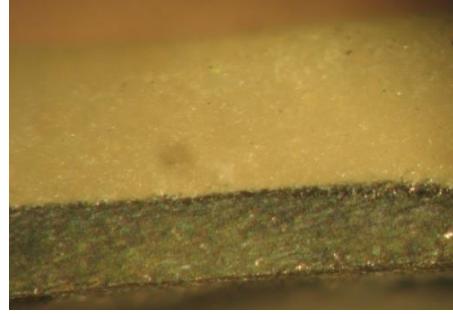
Şekil 4.7. Geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü



Şekil 4.8. CAD/CAM sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü



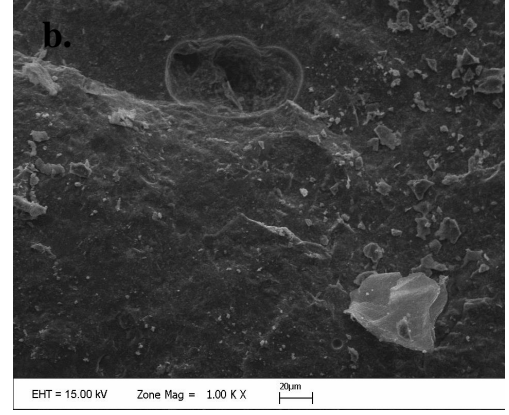
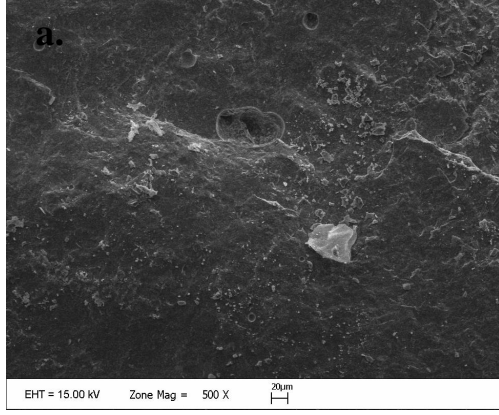
Şekil 4.9. EOS Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü



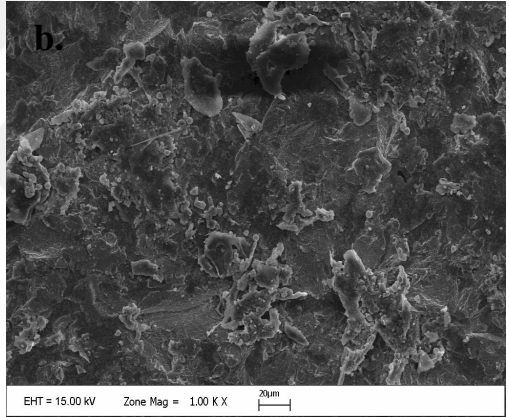
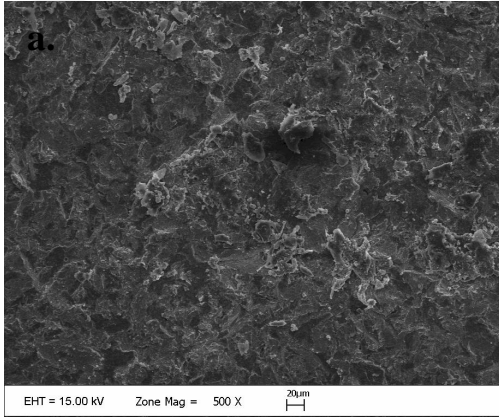
Şekil 4.10. Concept Laser Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneğin üç nokta eğme testi sonrası bağlantı bölgesinin görüntüsü

4.2. SEM Bulguları

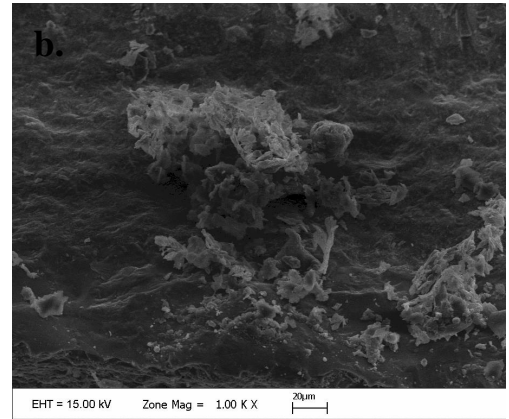
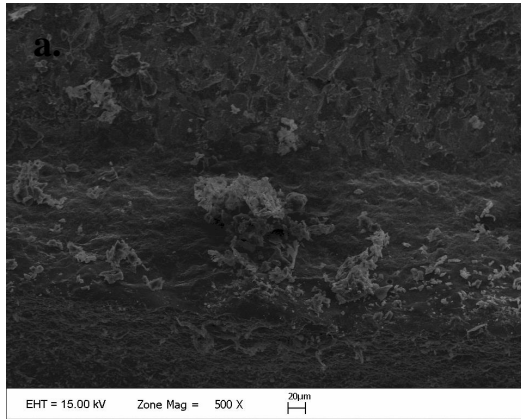
Şekil 4.12-4.19'da 3 nokta eğme testine tabi tutulmuş, 8 grubun örnekleri arasından rastgele seçilen birer adet metal seramik örneğin metal ile porselen birbirinden tamamen ayrıldıktan sonra altın ile kaplanan metal yüzeylerinin tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) (ZEISS LEO 1430, CARL ZEISS, Oberkochen, Almanya) ile x500 ve x1000 büyütme altında gerçekleştirilen analizi görülmektedir.



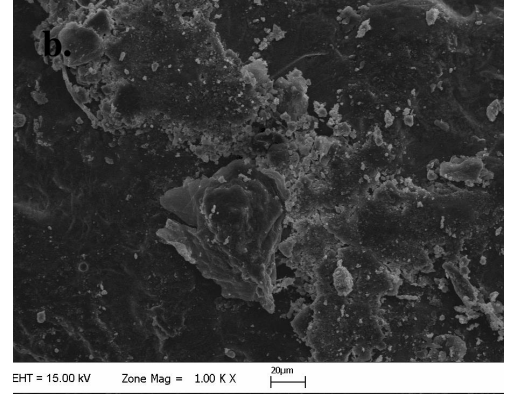
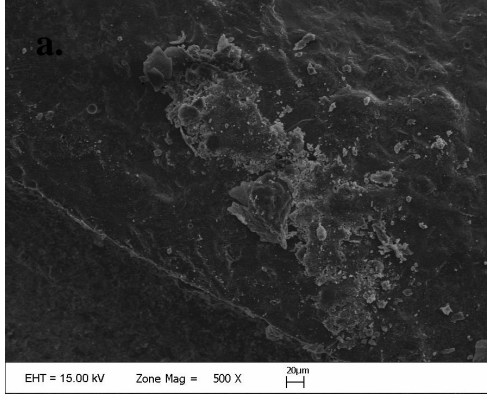
Şekil 4.11. Geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)



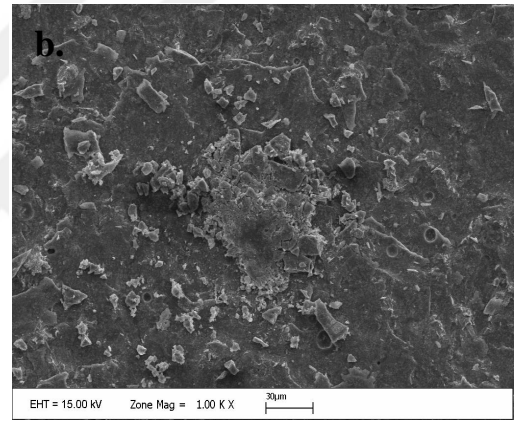
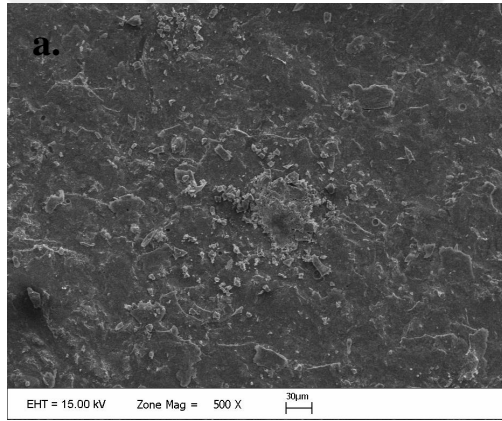
Şekil 4.12. CAD/CAM sistemi ile hazırlanan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)



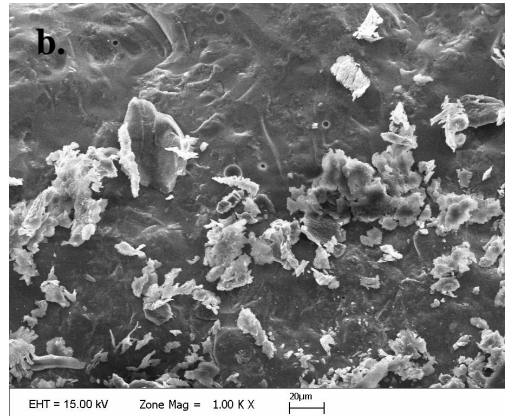
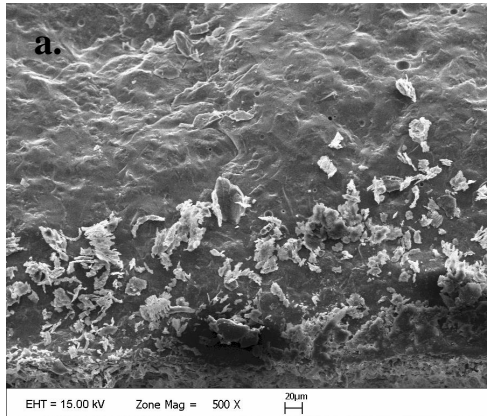
Şekil 4.13. EOS Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)



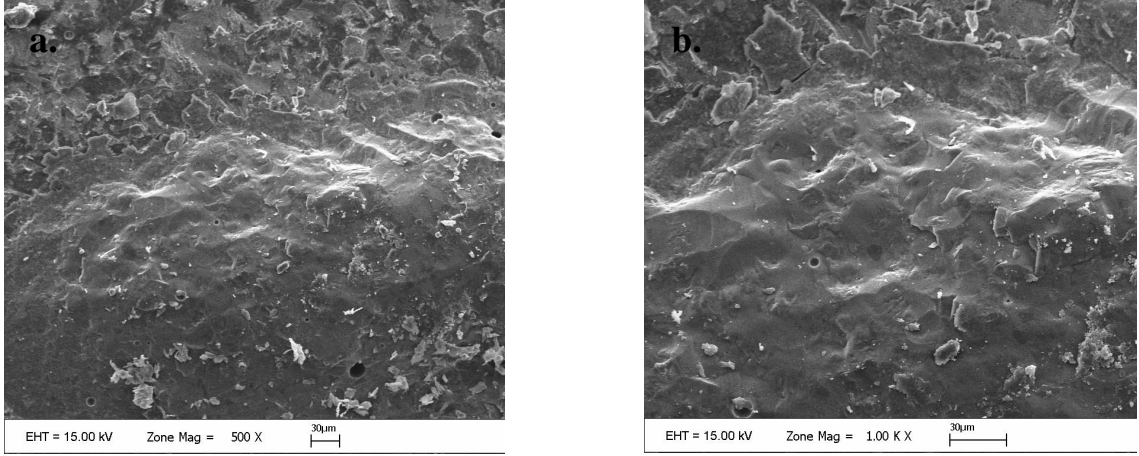
Şekil 4.14. Concept Laser Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)



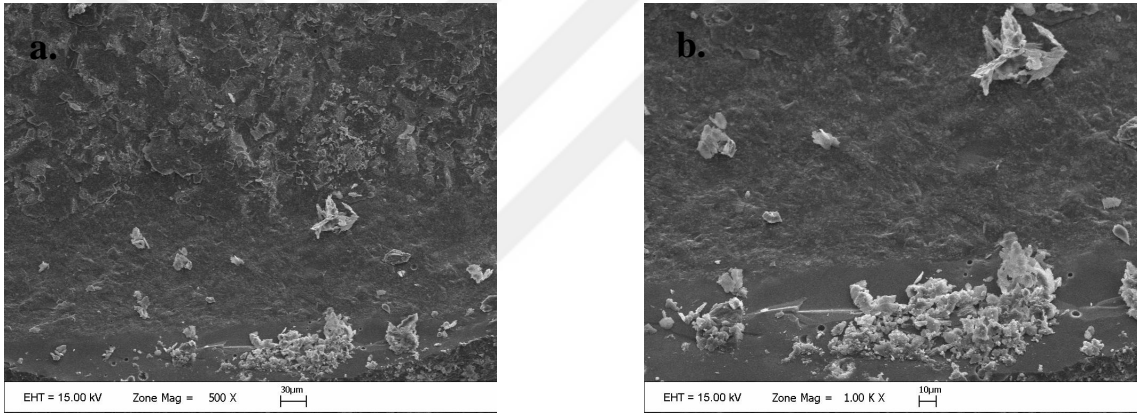
Şekil 4.15. Geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)



Şekil 4.16. CAD/CAM sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)



Şekil 4.17. EOS Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)



Şekil 4.18. Concept Laser Firmasına ait selektif lazer sinterizasyon sistemi ile hazırlanan ve termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneklerin SEM analizi görüntüsü (a. x500, b. x1000 büyütme)

Stereomikroskop (Stemi SV 11 APO, CARL ZEISS, Oberkochen, Almanya) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) (ZEISS LEO 1430, CARL ZEISS, Oberkochen, Almanya) altında örneklerdeki bağlantı başarısızlık çeşidini değerlendirirken metal ile seramik arasındaki ayrılmanın ne şekilde olduğu incelendi. Ayrılma eğer metal veya seramiğin kendi iç yüzeyinde olduysa koheziv, metal ile seramik bağlantı bölgesinde ve iki materyalin birbirinden tamamen ayrılması şeklinde olduysa adeziv, her iki başarısızlık çeşidi birlikte oluştu ise karışık tipte ayrılma olarak değerlendirildi. Tablo 4.3'te çalışmamıza ait termal döngü uygulanmayan metal seramik örneklerin, tablo 4.4 ise termal döngü uygulanan metal seramik örneklerin bağlantı başarısızlık tiplerinin sıklığı listelenmiştir.

Tablo 4.3. Termal döngü uygulanmayan metal seramik örneklerde bağlantı başarısızlığı tiplerinin sıklığı

Termal Döngü Uygulanmayan	Başarısızlık Çeşidi		
	Koheziv	Adeziv	Karışık
Döküm	0	1	6
CAD/CAM (Frezeleme)	0	0	7
CONSEPT (Lazer Sinterizasyon)	0	1	6
EOS (Lazer Sinterizasyon)	0	2	5

Tablo 4.4. Termal döngü uygulanan metal seramik örneklerde bağlantı başarısızlığı tiplerinin sıklığı

Termal Döngü Uygulanan	Başarısızlık Çeşidi		
	Koheziv	Adeziv	Karışık
Döküm	0	2	5
CAD/CAM (Frezeleme)	0	1	6
CONSEPT (Lazer Sinterizasyon)	0	1	6
EOS (Lazer Sinterizasyon)	0	2	5

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde seramik restorasyonlar; fonksiyon, fonasyon ve estetik gibi temel fonksiyonların hastaya iadesinde sunduğu avantajlar nedeniyle ideal materyaller olarak kabul edilmektedir. Ancak gerek çiğneme kuvvetleri karşısında gösterdikleri direncin hala tatmin edici düzeyde olmaması, gerekse maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle porselenin metal bir altyapı ile desteklendiği metal destekli porselen restorasyonların kullanımlarına halen yaygın olarak devam edilmektedir (Bagby ve ark., 1990; Oyafuso ve ark., 2008). Metal destekli seramik restorasyonlarda metal ile seramiğin oluşturduğu yapısal bütünlük sonucu metal altyapı seramiğin gerilme ve makaslama kuvvetlerine karşı zayıf olan direncini ve mekanik özelliklerini arttırırken, seramik üstyapı da metal kullanımına bağlı oluşan estetik kayıpları gidermektedir (Ozcan ve Niedermeier, 2002).

Metal destekli porselen restorasyonların uzun dönem klinik başarısında alaşımın dökülebilirliği, porselen ve metal alaşımının mekanik özellikleri, iki materyalin uyumu, restorasyonun tasarımı ve estetik gibi birçok faktör etkili olsa da sistemin başarısında esas olan ağız boşluğunda oluşan streslere dayanabilecek şekilde metal ile porselen arasında güçlü bir bağlantının oluşmasıdır (Bultan, 2006; Persson ve Bergman, 1996; Yamamoto, 1985). Bu nedenle literatürde metal destekli seramik restorasyonların başarısı üzerine yapılan çalışmaların çoğunun metal porselen bağlantısı üzerine yoğunlaştığı görülmektedir (Bulbul ve Motwani, 2014; Joias ve ark., 2008; Li ve ark.,2014; Ozcan, 2003; Scolaro ve ark., 2007).

Metal destekli seramik restorasyonlarda görülen metal ile seramik arasındaki bağlantı başarısızlığı farklı nedenlerin kombinasyonu ile ilişkilendirilebilen çok faktörlü bir problemdir (Li ve ark., 2017; Ozcan, 2003). Coornaert ve ark. (Coornaert ve ark., 1984) ile Strub ve ark. (Strub ve ark., 1988), 5 yılın aşkın kullanımda metal destekli seramik restorasyonlarda seramik kırığı görülme sıklığının %1-3, 10 yılın üzerinde ise bu oranın %5-10 olduğunu bildirmişlerdir.

Metal seramik restorasyonların başarısını değerlendirmek üzere yapılan çalışmalar *in vivo* ve *in vitro* araştırmalardan oluşmaktadır. *In vitro* deneyler, *in vivo* deneylerin aksine çalışmaya ait koşulların ve deney örneklerinin standartlaştırılmasına büyük oranda izin vermekte ve bu sayede güvenilir verilerin elde edilmesine olanak tanımaktadır. Rutin olarak yapılan yeme, içme ve nefes alma gibi fonksiyonlara bağlı olarak ağız içerisinde gözlenen sıcaklık değişimlerinin sonucunda farklı ısıl genleşme katsayılarına bağlı olarak restorasyon içerisinde meydana gelen ısıl stresler, restorasyonda üniform bir zorlamaya yol açmaktadır. Her ne kadar ağız içi değişkenleri ile ağız ortamının karmaşıklığını laboratuvar koşullarında çalışmaya tamamen yansıtılabilmek mümkün olmasa da, termal döngü bu koşulların taklit edilebilmesi amacıyla *in vitro* çalışmalarda kullanılan bir yaşlandırma yöntemidir (Anusavice ve ark., 1983; Arola, 2017; Gale ve Darvell, 1999).

Lenz ve Kessel (Lenz ve Kessel, 1998) 1998 yılında sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları bir çalışmada metal destekli porselen sisteminin üç boyutlu modelini oluşturarak metal seramik ara yüzündeki rezidüel ısıl streslerin dağılımını incelemiştir. Metal altyapı ile porselen bağlantı arayüzünde yüklem kuvvetleriyle birlikte makaslama kuvvetlerinin arttığını, ısıl basma tipi streslerin çekme tipi streslerin karşısında bir dengeleyici görevi gördüğünü tespit etmişlerdir.

Çalışmamızda, metal seramik bağlantı dayanıklılığını ölçerken gerekli standartların sağlanması, ağız kavitesindeki sıcaklık değişimlerinin taklit edilebilmesi ve bu sayede daha güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için termal yaşlandırma prosedürü ile birlikte *in vitro* bir deney yöntemi uygulanmıştır.

Metal seramik ara yüzündeki bağlantının ölçülmesi karmaşık yapısından dolayı oldukça zordur (Hammad ve Talic, 1987; Hammad ve Stein, 1990; Oyafuso ve ark., 2008; Xiang ve ark., 2012). Bağlantı dayanımının ölçülmesinde makaslama, itme çekme, darbe gibi çeşitli test yöntemleri kullanılsa da metal seramik bağlantı dayanımının değerlendirmek amacıyla kullanılan bu test yöntemlerinden en uygun olanının hangisi olduğu konusunda bir görüş birliği yoktur (Li ve ark., 2017). Anusavice (Anusavice ve ark., 1981) ve Lenz (Lenz ve ark., 1995) kullanılan test yöntemlerine göre örneklerin belirli bölgelerinde homojen olmayan gerilme konsantrasyonları oluşabileceğini ve bu yüzden ideal bir metal

seramik bağlanma kuvveti değerlendirme testinin olmadığını belirtmişlerdir. Papazoglou ve Brantley (Papazoglou ve Brantley, 1998) ise test sonuçlarını karşılaştırırken, farklı test yöntemleri ile elde edilen sonuçlar arasında kesin bir uyuşma bulunmadığı sonucuna varmışlardır. Bahsedilen test yöntemlerinde elde edilen sonuçların yaklaşık sonuçlar olduğu ve gerçek sonuçların kolay elde edilemeyeceği bildirilmektedir (Lenz ve ark., 1995).

Literatürde metal seramik bağlantısını inceleyen birçok çalışmada makaslama testleri kullanılmıştır (Abrisham ve ark., 2017; Antanasova ve ark., 2017; De Melo ve ark., 2005; Ishibe ve ark., 2011; Joias ve ark., 2008; Lee ve ark., 2015; Papia ve ark., 2017; Scolaro ve ark., 2007). Uygulanması nispeten kolay olan makaslama testlerinde uygulanan kuvvetin bağlanma arayüzüne yoğunlaştırılmasında zorunluluklar yaşanmaktadır (Lee ve ark., 2015). İlk olarak Shell ve Nilsen (Shell and Nielsen, 1962) tarafından geliştirilen makaslama bağlantı direnci testi, test sırasında yapı içerisindeki kuvvet dağılımının homojen olmaması ve örnek geometrisi nedeniyle kırılmayı bağlantı bölgesinden uzaklaştırarak, başarısızlığın genelde seramik içinde koheziv olarak gerçekleşmesine neden olmaktadır. Bu sebeple Lee ve ark. (Lee ve ark., 2015) metal ile seramik arasındaki bağlanma kuvvetini değerlendirmek için makaslama testi kullandıkları bir çalışmada, homojen olmayan yük dağılımına bağlı olarak meydana gelen hataları en aza indirmek ve böylece daha doğru bağlanma kuvveti değerleri elde edebilmek için örnek tasarımında bazı değişiklikler yapmışlardır. Test sonucu seramik içinde görülen koheziv kırıkların fırınlanmış porselenin yapısındaki porözlerden ya da mikroçatlaklardan da kaynaklanabilme olasılığını taşıması, makaslama testlerinin metal seramik bağlantısının değerlendirilmesinde çok güvenilir bulunmamasının bir diğer önemli sebebidir. Metal seramik bağlantı direncinin değerlendirilmesinde makaslama testlerinin kullanıldığı çalışmalar hazırlanan örneklerin geometrisinin, kuvvetin uygulama şeklinin ve kullanılan materyalin sertliğinin metal ile seramik arasındaki bağlanma arayüzünde farklı stres dağılımlarını arttırarak bağlanma kuvvetini değiştirebileceğini göstermiştir (Akova ve ark., 2008; Anunmana ve Wansom, 2017; Della ve Van Noort, 1995; Suansuwan ve Swain, 1999).

Papazoğlu ve Brantley (Papazoglou ve Brantley, 1998), metal seramik bağlantısının değerlendirilmesinde kullanılacak ideal bir testin gerçekte makaslama stresleri değil sadece germe stresleri bileşenlerine sahip olması gerektiği sonucuna varmışlardır. Metal seramik bağlantı dayanımını ya da başarısızlığa neden olan kuvveti ölçen testlerin, metal seramik arayüzünde seramik tabakanın ayrılmasına neden olması, seramik yapıda koheziv başarısızlığa neden olan bükme streslerini oluşturmaması gerekmektedir. Eğme testlerinde başarısızlığın çoğunlukla metal seramik arayüzünde adeziv olarak gerçekteşmesi nedeniyle bu test yöntemi iki materyal arasındaki bağ kuvvetini ölçmek için en uygun yöntem olarak kabul edilmektedir (Korkmaz ve Asar, 2009).

Metal ile seramiğin bağlantı bölgesinde ayrılmanın gerçekteştiği anda oluşan gerilimlerin ölçülebilmesini ve bu sayede dayanıklılığının değerlendirilmesini mümkün kılan “üç nokta eğme testleri”, bu amaçla kullanılan bir çok test düzeneğinin esasını teşkil etmektedir. Üç nokta eğme testi, minimal deneysel değişkenlere sahip olması, testte kullanılan örneklerin boyutlarının ve şartlarının standardilize edilebilmesi nedeniyle metal seramik bağlantısının değerlendirilmesinde güvenilir türde bir bağ testidir (Lenz ve ark., 1995; Lenz ve Kessel, 1998; Li ve ark., 2017; Schweitzer ve ark, 2005). “Schwickerath testi” adı da verilen üç nokta eğme testi ile farklı elastikiyet modülüne sahip materyallerin bağlantı değerlerinin kıyaslanabilmektedir. ISO 9693:2012 tarafından önerilen üç nokta eğme testi, örnekleri aynı anda sıkıştırma, çekme ve makaslama bağ kuvvetlerine maruz bıraktığı için klinik koşulları taklit edebilmektedir. Bu nedenle, bu testte ağız içerisindeki çiğneme kuvvetleri karşısında metal destekli seramik restorasyonların bağlantı ara yüzünde görülen gerilim tipi ile test sırasında uygulanan kuvvetin örnekler üzerinde oluşturuğu eğilme benzer niteliktedir (Lenz ve Kessel, 1998; Li ve ark., 2017; Schweitzer ve ark, 2005; Suansuwan ve Swain, 1999). Ancak üç nokta eğme testinin kısıtlamalarından birisi de numunenin kuvvetin direkt olarak uygulandığı orta noktadan kırılmamasıdır. Bu durumda, kırılığın gerçekteştiği nokta göz önüne alınmalıdır (Anusavice, 2003).

Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO), 1991 yılında yayınladığı belge ile metal seramik bağlantısının değerlendirilmesinde kullanılan testlerle alakalı tüm karmaşalara son vermek istemiş ve 3 nokta eğme testini bu hususta en uygun test olarak

standartlaştırılmıştır. İlk kez 1999 yılında revize edilen ve çalışmalarda kullanılacak metal seramik örneklerin hazırlanması ile deneylerin yapım aşamaları, belli sınırlar içerisinde detaylı olarak açıklanan standart son olarak 2012 yılında bazı eklemeler yapılarak tekrar revize edilmiş, üçüncü baskısı yayınlanmıştır (ISO 9693, 2012; ISO 9693, 1999). Mekanik bağlantı testi olarak uluslararası çalışmalarda kullanılan ISO 9693:2012'ye göre yapılacak üç-nokta eğme testinde belirtilen ve klinik olarak kabul edilebilir olan sınır 25 MPa olarak belirtilmiştir (ISO 9693, 2012). Standardın yayınlanmasıyla beraber metal seramik uyumuyla ilgili çalışmaların çoğu standarda uygun olarak gerçekleştirilmiştir (Lawaf ve ark., 2017; Li ve ark., 2017; Oyafuso ve ark., 2008; Ren ve ark., 2016; Wang ve ark., 2016; Wu ve ark., 2014; Xiang ve ark., 2012).

Günümüzde metal seramik bağlantı direncini değerlendirmek amacıyla kullanılan birçok test yöntemi bulunmasına karşın, önerilen ideal bir test metodu üzerinde hala mutabakata varılamamıştır. Üç nokta eğme testinde kullanılan örneklerin diğer test yöntemlerinde kullanılanlara göre daha kolay hazırlanması, yöntemin aynı test metoduyla yapılan başka araştırmalar 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 nedeniyle çalışmamızda da metal porselen bağlantı direncinin tespiti amacı ile üç nokta eğme testi tercih edilmiştir.

Wood ve arkadaşları (Wood ve ark., 2007), opak porselenle birlikte veya opak porselen olmaksızın hazırlanan 4 farklı metal seramik sisteminin bağlantı kuvvetini tespit edebilmek için üç-nokta eğme test yöntemini kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda opak porselen uygulanmayan iki grubun örnekleri dışında, geriye kalan 6 gruba ait örneklerin standardın öngördüğü 25 MPa'nın üstünde bir bağlantı direnci sergilediklerini tespit etmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre baskın kırık tipinin metal oksit ile opak porselen ya da metal oksit ile dentin porseleni arasında oluşan adeziv tipte kırık olduğu belirtilmiştir. Farzin ve ark. (Farzin ve ark., 2015) yaptıkları bir çalışmada, geleneksel döküm yöntemi ile ISO 9693 standardına uygun olarak hazırladıkları bar şeklindeki metallere tabakalama ve sıcak presleme yöntemlerini kullanarak üstyapı seramiği uygulamışlar ve her iki metal seramik sisteminin bağlantı kuvvetini değerlendirebilmek için üç-nokta eğme test yöntemini kullanmışlardır. Üstyapı seramiğinin döküm metal

altyapıya bağlanma kuvveti üzerinde, seramik uygulama yönteminin etkisinin olup olmadığının değerlendirildiği bu çalışmanın sonuçlarına göre; metal seramik bağlantı kuvvetinin seramik uygulama tekniğinden etkilendiği ve örneklerin tamamının ISO 9693'te belirlenen en düşük değer olan 25 MPa'nın üstünde bir bağlantı direnci gösterdiği ifade edilmiştir.

İlk kez Caputo ve ark. (Caputo ve ark., 1977) 1977 yılında yaptıkları bir çalışmada metal seramik bağlantı kuvvetinin değerlendirilmesi amacıyla 4 nokta eğme testini kullanmış ve bar şeklindeki metal altyapılı seramik örneklere bağlantı başarısızlığı meydana gelinceye kadar kuvvet uygulamışlardır. Çalışmanın sonucuna göre herhangi bir germe başarısızlığının meydana gelmediği ve örneklerin arayüzünde oluşan başarısızlık tiplerinin tespiti için örneklerin taramalı elektron mikroskopu ile incelendiği belirtilmiştir. Caputo ve ark. (Caputo ve ark., 1977); çalışmalarında kullandıkları eğme testine ait örnek geometrisi ve test düzeneği ile tespit edilmesini amaçladıkları parametreyi başarılı bir şekilde test edebildiklerini vurgulamışlardır. Ayrıca, çalışmada kullanılan testin materyal kalınlıklarının klinik uygulamalarda kullanılanlara yakın olması, örneklerin kolay hazırlanması ve özel bir test aparatına ihtiyaç olmaması gibi avantajları olduğunu ifade etmişlerdir.

Sönmez (Sönmez, 2002), 2002 yılında yaptığı ve metal porselen bağlantı kuvvetini inceleyen test yöntemlerini karşılaştırdığı doktora çalışmasının sonuçlarına göre, pek çok dental porselen alaşımının doğrusal olmayan bir stres-gerilim ilişkisi sergilediğini ve alaşımın göreceli bağlantı kuvvetinin karşılaştırılması için maksimum stresi, alaşımın elastiklik modülüne bölmek gerektiğini ifade edilmiştir. Tıpkı Caputo ve ark. (Caputo ve ark., 1977) gibi çalışmanın sonucunda metal porselen bağlantı kuvvetinin bu test yöntemi ile karşılaştırılmasının avantajları olarak; sonuçların subjektif sınıflamanın aksine sayısal verilere dayanması, daha kesin ve tekrarlanabilir olması ve örneklerin hazırlanma işleminin daha kolay gerçekleştirilmesi olduğunu belirtmiştir.

Kohorst ve ark. (Kohorst ve ark., 2013), iki farklı kobalt esaslı metal alaşımından elde edilen altyapıya oksit çözücü bir ajan kullanarak ve kullanmayarak tek tip bir dental porselen uygulamışlardır. Oksit çözücü bir ajan kullanımının, kobalt esaslı alaşımlar ile düşük ısı porseleninin bağlantı kuvveti üzerindeki etkisini araştırdıkları bu çalışmada;

örneklerin hazırlanmasının kolay olması, testin sabit ve tekrar edilebilen sonuçlar vermesi sebebiyle çeşitli eğme testleri arasından 4 nokta testini seçtiklerini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda da olduğu gibi üç nokta eğme testide seramik yüzeylerine göre ortalanmış örneklere $1,5 \pm 0,5$ mm/dk hızla kuvvet uygulayan uç, başarısızlık noktası olan üniversal test cihazındaki sensörün test esnasında algıladığı en ufak düşüşte otomatik olarak kuvvet uygulamasını kesip geri çekilmektedir. Bu nedenle metal ile seramik arasındaki kopmalar tam bir ayrılma şeklinde olmayıp seramiğin germe gerilimlerinin yoğunlaştığı iki uçundan birinde terminal bölgede gerçekleşmektedir (Korkmaz ve Asar, 2009; Schweitzer ve ark., 2005). Başarısızlığın adeziv, koheziv ya da karışık tipte mi olduğunu değerlendirebilmek için iki materyalin birbirinden tamamen ayrılmasını sağlayarak kopma yüzeylerinin özel görüntüleme yöntemleri ile incelenmesi gerekmektedir. Aksi halde yapılan bir değerlendirme yanıltıcı olabilecektir. İlk kez Ringle ve ark. (Ringle ve ark., 1983), tarafından yapılan bir çalışmada tanıtılan SEM/EDS analizi, o zamandan beri metal seramik bağlantı başarısızlığına dair kopma yüzeyinin incelenmesi amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (Anusavice ve ark., 1983; Caputo ve ark., 1977; Kaleli ve Saraç, 2017; Tulga, 2017; Schweitzer ve ark., 2005).

Koheziv kırık tipi ayrılmanın tamamıyla materyalin kendi içinde yaşanması nedeniyle ideal bir durum olup, metal ile seramik materyallerini birbirinden ayırmak için daha yüksek kuvvet değerlerine ihtiyaç olduğuna işaret etmektedir. Ancak bağlanma direncini değerlendiren test sırasında oluşan gerilimler, en zayıf bağda başarısızlık yaratacağı için dental seramiğin kırılma tokluğu strese dayanacak kadar yüksek değilse, meydana gelen başarısızlık metal seramik arayüzü yerine seramik içinde de görülebilmektedir. Başarısızlık nedeni belirlenemediği sürece (metal ile seramik arasındaki bağ zayıfsa veya seçilen seramik materyali kendi içinde zayıfsa), başarısızlık çeşidine dair sınıflandırma pek bilgi vermez. Mevcut çalışmadaki tüm test numuneleri, karışık tip başarısızlık gösterdi. Bağlanma kuvveti ne kadar yüksek olursa olsun, seramik kalıntılarının toplam ağırlık yüzdesi sabittir. Yapışma yüzeyi üzerindeki bağ kuvveti ile seramik kalıntıları arasında hiçbir korelasyon gözlenmemiştir. SEM görüntüleri bu bulguları destekledi ve neredeyse tüm görüntüler aynı yapışık yüzeyleri gösterdi. Bu nedenle çalışmamızda da, üç nokta eğme testi sonrası metal ile seramiğin birbirinden ayrılmaya başladığı terminal

bölge taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve stereomikroskop yardımıyla görüntülenip incelenmiştir. Kopmaların, çoğunlukla karışık tipte gerçekleştiği görülmüştür.

Lawaf ve ark. (Lawaf ve ark., 2017) yaptıkları bir çalışmada, geleneksel döküm ve SLM yöntemiyle ISO 9693 standardına uygun olarak hazırladıkları Co-Cr metal altyapılara tek tip üstyapı porseleni uygulamışlardır. Metal porselen bağlantı direncini 3 nokta eğme testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, örneklerin test sonrası yapılan SEM analizine göre metal ile porselen arasındaki başarısızlığın çalışmamızdaki bulgulara paralel olarak çoğunlukla karışık tipte gerçekleştiğini ifade etmişlerdir. Xiang ve ark. (Xiang ve ark., 2012) ise, 2012 yılında ISO 9693'e uygun olarak döküm ve SLM yöntemiyle hazırladıkları Co-Cr metal altyapı örnekleriyle üstyapı porseleninin bağlanma kuvvetini değerlendirdikleri çalışmalarında metal ile porselen arasındaki başarısızlığın ağırlıklı olarak karışık tipte olduğunu belirtmişlerdir.

Metal destekli seramik restorasyonların metal altyapılarının hazırlanması esnasında çok çeşitli metal alaşımlar kullanılmaktadır. Hazırlanacak restorasyonun uzun dönem başarısında seramik üstyapı önemli bir işleve sahip olsa da asıl rolü seçilen metal altyapının fiziksel özellikleri üstlenmektedir. Metal altyapıda kullanılacak alaşımın seçimini; dökülebilir olması, biyouyumluluğu, lekelenme ve korozyon direnci, porselen tarafından metal renginin maskelenebilmesi, sertliği, lehim yapılabilmesi, bükülme direnci, elastiklik modülü ve ekonomik açıdan uygun olması gibi birçok faktörün yanı sıra erime sıcaklığı, seramik ile arasındaki ısıl uyumluluk ve oksit oluşumu etkilemektedir (Roberts ve ark., 2009).

Kırılgan yapıdaki seramik üstyapının metal bir altyapı ile desteklenmesi fikrinden yola çıkarak hazırlanan metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan ilk metal alaşımları kıymetli metal alaşımlarıdır. Diş hekimliğinde, altın alaşımları dökümünün kolay ve istenilen düzeyde olması, ağız içerisinde gösterdiği dayanıklılık ve korozyon direnci ve yumuşak dokularla biyolojik açıdan uyumlu olmaları nedeniyle uzun yıllar boyunca yaygın olarak kullanılmışlardır (Anusavice, 1985; Suansuwan ve Swain, 1999). Ancak, elastiklik katsayılarının düşük, maliyetlerinin yüksek olmasından ötürü metal seramik restorasyonların metal altyapılarının hazırlanması için alternatif alaşımlar geliştirilmiştir (Anusavice, 1985; Craig ve Powers, 2002; Suansuwan ve Swain, 1999).

Kıymetsiz metal alaşımlarının, dökümleri esnasında yüksek erime aralığına sahip olmaları, oksit tabakasının kalınlığını kontrol etmenin oldukça güç olması ve yüksek rijidite değerleri nedeniyle döküm sonrası tesviye işlemlerinin zor olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (Farzin ve ark, 2015; Ucar ve ark., 2009). Bunun yanı sıra Ni-Cr ve Co-Cr gibi kıymetsiz metal alaşımlarının protetik diş tedavisinde kullanımlarına, maliyetlerinin düşük olması, kıymetli metal alaşımlara göre daha rijit, bükülmeye ve kalıcı deformasyonlara karşı daha dirençli olmaları gibi avantajları nedeniyle günümüzde halen devam edilmektedir (Baran, 1985; Farzin ve ark, 2015; Hammad ve Stein, 1990; Kohorst ve ark., 2013).

Korozyona karşı yüksek direnç gösterdiği bilinen Co-Cr içerikli kıymetsiz metal alaşımlarının, soy metal alaşımlara göre daha ucuz olmaları, yeterli direnç, sertlik ve elastiklik modülüne sahip olmaları, elektrokimyasal özelliklerinin iyi olması ve ayrıca seramik ile olan bağlantı dirençlerinin beklentileri karşılması gibi avantajları bulunmaktadır (Bauer ve ark., 2012; Joias ve ark., 2008; Tuna ve ark., 2015). Uygun sertlik değerlerine ve porselen bağlayıcı karaktere sahip olmalarına rağmen Ni içerikli alaşımların, Co-Cr alaşımlarına göre korozyon dirençleri daha düşüktür. Ayrıca, Be içeren Ni içerikli bir alaşım, asidik bir ortama maruz bırakıldığında büyük miktarda Ni iyonu salınımı gösterebilmekte ve bu durum asidik ortamla temasından sonra bir hafta kadar sürebilmektedir (Lee ve ark., 2015). Nikelin kuvvetli bir alerjen olması ve toplumda nikel alerjisi olan hastalarda toksik etki yapabilmesi bu alaşımların kullanımlarını da tartışmalı hale getirmiştir (Bauer ve ark., 2012; Joias ve ark., 2008; Lee ve ark., 2015; Tuna ve ark., 2015). Çalışmamızda, belirtilen sebeplerden ve Co-Cr metal alaşım örneklerin kullandığımız üretim yöntemleri olan geleneksel döküm, CAD/ CAM ve lazer sinterleme teknolojisi ile elde edilebilmesinden ötürü klinik kullanımı yüksek olan ve dental seramiklerle uyumlu olduğu belirtilen Co-Cr metal alaşımlarının üretimi tercih edilmiştir.

Schweitzer ve ark. (Schweitzer ve ark, 2005), Ni-Cr ve paladyum gümüş soy metal alaşımlarına presleme ve konvensiyonel yöntemle uyguladıkları porselenin metal seramik bağlantı direncini üç nokta eğme testi ile değerlendirdikleri çalışmalarında gruplar arasında anlamlı bir fark bulamadıklarını ifade etmişlerdir.

Külünk ve ark. (Külünk ve ark, 2011), aynı tip pürüzlendirme yöntemleri uyguladıkları farklı Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlarına üstyapı porseleninin bağlanma kuvvetini karşılaştırdıkları çalışmalarında aynı tip pürüzlendirme yönteminin her iki alaşım çeşidinde benzer sonuçlar gösterdiğini belirtmişlerdir.

Melo ve ark. (Melo ve ark., 2005), farklı Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlarını, üstyapı porseleni ile bağlantı kuvveti açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında anlamlı bir farklılık bulamamışlardır.

Korkmaz ve Asar (Korkmaz ve Asar, 2009), üç nokta eğme testi kullanarak altın, Co-Cr ve Ni-Cr esaslı metal alaşımlarla üstyapı porselenin bağlanma direncini karşılaştırdıkları ve uygun metal porselen kombinasyonlarının seçimi için bir rehber oluşturmak istedikleri çalışmalarının sonuçlarına göre, metal seramik sistemleri arasında standart bir davranış gözlemlenmediğini ve soy olmayan metal alaşımlarına bağlı porselen sistemlerinin çoğunun soy metal alaşımlara bağlanmış olanlardan daha fazla bağlanma kuvveti değerlerine sahip olduğunu ifade etmişlerdir.

McGinley ve ark. (McGinley ve ark., 2013), döküm yoluyla elde edilen Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlarının biyolojik uyumlarını inceledikleri çalışmada, Ni-Cr alaşımının Co-Cr alaşımına göre daha çok korozyona uğradığını ve ortama inflamasyona neden olabilecek sitokinlerin salınımına sebep olduğunu ifade ederken Co-Cr alaşımlarının ise biyolojik uyumunun daha yüksek olduğunu vurgulamıştır.

Güncel kullanımı hala oldukça fazla olan metal seramik restorasyonların metal altyapılarının gelişen teknoloji ile birlikte, üretim yöntemleri de çeşitlendirilmiştir. Diş hekimliğine William H. Taggart ile tanıtılan kayıp mum tekniği, 1907'den bu yana metal destekli seramik restorasyonlarda metal altyapıların geleneksel döküm yöntemi ile hazırlanması amacıyla kullanılmaktadır (Anusavice, 2003).

Dental alaşımların dökümü esnasında kullanılan materyaller, araçlar, döküm sıcaklığı veya kullanılan döküm yöntemi ile alakalı olarak yapılacak en ufak bir değişiklik bile restorasyonun son hali üzerinde belirgin bir etkiye neden olabilmektedir. Teknik hassasiyet gerektiren yöntemde kullanılan materyallerin üretici firmalarına ait kullanım

talimatlarına uymak oldukça önemlidir (de Oliveira Correa ve ark., 2006; Hinman ve ark., 1985; Sakai ve ark., 2009).

Döküm işleminde önemli bir rol oynayan revetman materyalinin seçimini dökümde kullanılan alaşımın tipi etkileyebilmektedir. Metal altyapının boyutsal stabilitesini koruyabilmek için revetmanın genişleme miktarı metal altyapının soğuma esnasında gösterdiği büzülmeyle kompanse edebilecek düzeyde olması gerekmektedir (Zhang ve ark., 2006). Barreto ve ark. (Barreto ve ark., 1980) ile Vermilyea ve ark. (Vermilyea ve ark., 1983) metal örneklerin dökümünde üretici firmanın tavsiye ettiği revetmanların kullanılmasını önermişlerdir. Çalışmamızda da kullandığımız metal alaşımı ile uyumlu olduğu üretici firma tarafından bildirilen fosfat bağlayıcı revetman (Granisit Presto Vest II, Siladent Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Almanya) kullanıldı.

Soy metal alaşımlara göre soy olmayan metal alaşımların erime noktalarının daha yüksek olması ve döküm sırasında oksidasyona daha yatkın olmaları sebebiyle kayıp mum tekniğinin bu tip alaşımlarla uygulanması daha karmaşık bir prosedürdür (Akova ve ark., 2008; Serra-Prat ve ark., 2014). Kıymetsiz alaşımların dökümü sırasında yaşanan zorlukların yanı sıra, döküm sonrası porözlü, delik metal altyapıların elde edilebilmesi, metalin soğurken gösterdiği ısıl büzülmeyle ilgili olarak metal altyapı uyumunun istenilen gibi olmaması ve kıymetsiz alaşımların tesviye, polisaj gibi bitim işlemlerinin zahmetli olması üreticileri döküm yönteminin bu tip dezavantajlarını ortadan kaldıracak yeni üretim metotları bulma arayışına itmiştir.

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojisi (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture, CAD/CAM), teknolojinin ilerlemesiyle birlikte 1980'lerden sonra diş hekimliğinde de büyük gelişim göstermiştir (Leinfelder ve ark., 1989; Mörmann, 2004). Günümüze kadar bu teknoloji iki yönlü olarak ilerlemiştir. Birincisi, prefabrik seramik bloklardan restorasyonun tek aşamada hazırlanmasına dayanan uygulamalar olup (Mörmann, 2004), diğeri bu ilerlemeye paralel olarak, kullanılan materyallerin ve restorasyon çeşitliliğinin artmasına olanak tanıyan, CAD/CAM teknolojilerine yönelik üretim merkezleri ve dental laboratuvarların kurulmasıdır (Strub ve ark., 2006).

CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanımıyla daha yüksek kalitede uniform restorasyonların standardize edilmiş bir şekillendirme yöntemiyle ve daha düşük maliyetle elde edilmesi hedeflenmiştir (Strub ve ark., 2006; Willer ve ark., 1998).

CAD/CAM üretim tekniği geleneksel döküm yönteminin aksine oksidasyon gibi öncül bir ısıl işlem gerektirmezken, optimum ısıl genleşme katsayısı ile normal soğutma hızlarına izin verir (Serra-Prat ve ark., 2014). İnley, onley, laminate veneer, kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları ve implant cerrahisinde kullanılan rehber plakların tasarlanıp üretilmesi gibi geniş bir uygulama alanına hâkim olan CAD/CAM sistemleri önceleri istenilen restorasyonun elde edilebilmesi için eksiltme yöntemine dayalı üretime izin vermektedir (Patel, 2014). Eksiltme yöntemine dayalı üretimde hazırlanacak restorasyon prefabrik bloklardan frez, elmas veya elmas diskler ile frezelenerek üretilmektedir. Etkin bir yöntem olmasına rağmen materyal israfı oldukça fazladır ve çok keskin köşelerle ince marjinlerin üretilmesi oldukça güçtür (Beuer ve ark., 2008; Kaleli ve Saraç, 2017; Koutsoukis ve ark., 2015; Lee ve ark., 2015; Suleiman ve Vult von Steyern, 2013; van Noort, 2012; Willer ve ark., 1998).

Eksiltme yöntemine alternatif olarak günümüzde “hızlı prototip üretimi” gibi (üç boyutlu serbest şekilli üretim/solid free-formfabrication) ekleme yöntemine dayalı üretim sistemleri de kullanıma sunulmuştur. Hızlı prototip üretimi yöntemlerinden birisi olan, seramik veya metal restorasyonların üretimi için kullanılan yöntemlerden birisi olan “seçici lazer sinterizasyon yöntemi” ile restorasyonun hazırlanması metal tozlarının istenilen noktalarda lazer veya elektron ışını gibi enerji kaynakları ile ısıtılıp eritilerek ve/veya sinterlenerek birbirine kaynaştırılması yöntemiyle gerçekleştirilebilmektedir. Üretim tamamlanıncaya kadar toz parçacıkları tam ergime, kısmi ergime veya sıvı faz sinterleme yöntemiyle tabaka tabaka birbirine kaynaştırılır ve işlem sonucunda yüksek yoğunluğa sahip objeler elde edilebilir (Akova ve ark., 2008; Li ve ark., 2017; Suleiman ve Vult von Steyern, 2013).

Karmaşık yapıdaki metal parçaların üretiminde oldukça elverişli bir yöntem olan “selektif lazer sinterleme” lazer ışının temas etmediği tozların yeniden kullanılabilmesine izin vererek frezeleme yönteminin aksine malzeme israfını engeller. İş/zaman oranı oldukça yüksek olan sistem aynı anda birden fazla restorasyonun hassas bir şekilde işlenebilmesine

olanak tanır (Akova ve ark., 2008; Bae ve ark., 2014; İşeri ve ark, 2011; Suleiman ve Vult von Steyern, 2013; Wang ve ark., 2002).

Protetik diş tedavisi alanında, selektif lazer sinterleme üzerine yapılan çalışmaların çoğu Co-Cr metal alaşımlarına odaklanmıştır (Akova ve ark., 2008; Barucca ve ark., 2015; Ekren ve ark., 2017; Kaleli ve Saraç, 2017; Lee ve ark., 2015; Li ve ark., 2017; Quante ve ark., 2008; Ucar ve ark., 2009). Bu çalışmaların bir çoğu öncelikli olarak restorasyonların marjinal ve/veya internal uyumunun değerlendirilmesi amacıyla yapılırken (Ortorp ve ark., 2011; Quante ve ark., 2008; Ucar ve ark., 2009; Witkowski ve ark., 2006), bir kısmı da selektif lazer sinterleme yöntemi ile hazırlanan metal altyapıların porselenle olan bağlanma dayanımını test etmek üzere gerçekleştirilmiştir (Akova ve ark., 2008; İşeri ve ark, 2011; Kaleli ve Saraç, 2017; Li ve ark., 2017; Tulga, 2017; Wang ve ark., 2016; Xiang ve ark., 2012). Dökülebilir malzemelerin tamamen eritilmesi ve aşırı ısınması esasına dayanan döküm yöntemi ile prefabrike metal bloğun frezelenmesi ve ince bir metal alaşım tozunun selektif lazer sinterleme yöntemi ile sinterlenmesi gibi çeşitli üretim yöntemleri arasındaki üretim sürecine dair büyük ayrımlar göz önüne alındığında, mikroyapısal özelliklerde farklılıkların olması öngörülen bir durumdur (Al Jabbari ve ark., 2014).

Lazer sinterizasyon yöntemiyle elde edilen materyallerin mekanik özellikleri, materyalin mikroyapısı ile doğrudan bağlantılıdır. Genellikle, toz metal alaşımının sinterlenmesi ile üretilen nesnelerin mekanik özellikleri, geleneksel yöntemle üretilen nesnelere göre daha zayıftır. Bu durum esas olarak kullanılan lazer enerjinin türüne ve gücüne bağlı olarak tozun kısmen veya tamamen eritilmesini içeren üretim şekline kaynaklanmaktadır (Sanz ve Navas, 2013). Ancak, Barucca ve ark. (Barucca ve ark., 2015), hızlı üretim teknikleri ile üretilen Co-Cr-Mo alaşımını örneklerin sertlik değerlerini geleneksel döküm yöntemi ile elde edilen örnekler ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, lazer sinterizasyonla elde edilen örneklerin sertlik değerlerinin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Meacock ve ark. (Meacock ve Vilar, 2009), hızlı üretim yöntemlerinden lazer toz mikrodpozisyonu ile üretilen biyomedikal bir Co-Cr-Mo alaşımının mikroyapısını ve mekanik özelliklerini araştırdıkları bir çalışmada alaşımın homojen bir mikroyapıya sahip olduğunu ve diğer üretim yöntemlerine göre daha yüksek bir ortalama sertlik değeri

gösterdiğini belirtmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre, ince işlenmiş bir morfolojinin önemli ölçüde artan sertlik değerinden sorumlu olduğuna karar vermişlerdir.

Hızlı prototipleme yöntemlerinden olan doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) sisteminde metal alaşımına ait toz parçacıkları kısmen ergitilerek kaynaştırılırken, doğrudan metal lazer ergitme (DMLM) sisteminde toz alaşım partikülleri tamamen ergitilerek kaynaştırılmaktadır. İki sistemden DMLS prensibine dayalı üretim yöntemi ile DMLM prensibine dayalı üretim yöntemine göre daha düşük yoğunluğa sahip metal alaşımı elde edilmesi, üretilen nesnelere mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyebilen bir diğer önemli etkidir. DMLS prensibine dayalı üretim yöntemi ile üretilen nesnelere, mekanik özelliklerini zayıflatan; yüksek yüzey pürüzlülüğü, gözeneklilik (bazı durumlarda yoğunlaşmanın eksikliğinden de kaynaklanabilir), heterojen mikroyapı ve ısıl artı gerilim stresleri gösterebilmektedir (Ekren ve ark., 2017; Sanz ve Navas, 2013).

Doğrudan metal lazer üretim yöntemlerinde tabaka tabaka üretilen metalin mekanik özelliklerini, üretilen tabakanın kalınlığı ve kullanılan Co-Cr alaşım tozlarının içeriği de önemli ölçüde etkilemektedir (Mazzoli, 2013; Nesse ve ark., 2015). Tabaka kalınlığının azalması mekanik özellikleri olumlu yönde etkilerken, bu değer 20 µm'nin altında olması gözenekli yapının artmasına neden olabilmektedir. Üretim sırasında seçilebilen tabaka kalınlığı, doğrudan metal lazer üretimi yapan cihaz ile sınırlıdır ve ideal olarak 20 ile 30 µm arasında değişmektedir (Mazzoli, 2013). Farklı üreticiye ve sisteme göre değişiklik gösterebilen Co-Cr alaşım tozlarının içeriği ise üretilen materyalin ergime sıcaklığını ve ısıl genişleme katsayısını etkilemektedir. Alaşım tozunun seramik materyaline göre daha yüksek bir ergime sıcaklığı aralığına ve biraz daha büyük bir ısıl genişleme katsayısı değerine sahip olması gerekmektedir (Mazzoli, 2013; Nesse ve ark., 2015).

Ekren ve ark. (Ekren ve ark., 2017), iki farklı doğrudan metal lazer üretim yöntemi (DMLS ve DMLM) ile hazırladıkları Co-Cr metal altyapılara tek tip bir dental porselen uyguladıkları çalışmalarında, üretim yöntemlerinde kullanılan cihazların çalışma prensibi, tabaka kalınlığı ve alaşım tozu içeriği farklılığının metal porselen bağlantı direnci üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre, tabaka kalınlığındaki farklılığın aksine, üretim yöntemlerinde kullanılan cihazların çalışma prensibindeki ve

alaşım tozu içeriğindeki farklılıkların, metal porselen bağlantı direncini anlamlı derecede etkilediğini belirtmişlerdir.

Metal seramik restorasyonların ömrü, iki materyal arasında dengeli bir bağlantı tabakasının oluşumuna bağlıdır. Metal ile seramik arasındaki yapışma mekanizması tam olarak tanımlanmamıştır, ancak genellikle metalin uygun oksidasyonu ve iyonların metal ile seramik arasındaki difüzyonundan kaynaklandığına inanılmaktadır. Seramik yapının içerisinde soğuma esnasında oluşan stres konsantrasyonları, seramikte çatlak oluşumuna neden olabilmektedir. Seramik içerisinde oluşan çatlak veya kırılmalar soy ve soy olmayan metal alaşımlarla hazırlanan metal seramik restorasyonlar için oldukça kritik bir problemdir (Külünk ve ark, 2011).

Metal seramik bağlantı gücü birçok faktöre göre belirlenir. Bunlar; kimyasal bağlantı, mikromekanik tutunma, arayüzdeki defektlerin tipi ve miktarı, porselenin metali ıslatma özelliği, metal ile seramik arasındaki ısıl genleşme katsayıları farkından kaynaklanan seramik içerisindeki kompresif streslerin derecesidir. Metal ile seramik arasındaki bağlantının zayıf olması diş hekimi ve hastanın zor durumda kalmasına neden olan hem maliyet hem de estetik bakımından olumsuz durumların ortaya çıkmasına yol açar (Külünk ve ark, 2011; Ozcan, 2003).

Metal seramik bağlantısında baskın olan kimyasal bağlantı, metal altyapının seramikle birleşeceği yüzeyinde oluşan oksit tabakası tarafından yönlendirilmektedir. Metal yüzeyindeki oksit tabakası ile opak porselendeki metal oksitler arasında kurulan iyonik, kovalent ya da metalik bağlar metal ile seramik arasında kimyasal bağlantının kurulmasını sağlamaktadır (Korkmaz ve Asar, 2009; Lawaf ve ark., 2017; Schweitzer ve ark, 2005).

Metal ile seramik yüzeyleri arasında önemli ve stabil bir bağlantı kuvveti olarak kabul edilen oksit tabakasının oluşmasından kalay, indiyum, krom gibi okside elementler, sorumludur (Barghi ve ark., 1987). En yaygın oksit tabakası oluşumu yöntemi, metal altyapının, dökümünü takiben hazırlanıp temizlendikten sonra seramik uygulanmasından önce ön oksidasyon işlemine tabi tutulmasıyla gerçekleştirilir (Pask ve Tomsia, 1988).

Oksit tabakanın oluşması metal alaşımın içeriğine ve metal yüzeye uygulanan yüzey işlemlerine bağlı olarak değişmektedir. Oksit tabakanın kalınlığı bağlantı dayanımını etkileyen çok önemli bir faktördür. Oksit tabakasının olmaması, istenilenden ince ya da aşırı kalın olması fonksiyonel kuvvetler esnasında kırılmasına neden olur, bu da bağlantının zayıflamasına neden olur (Huang ve ark., 2005; Joias ve ark., 2008; Lombardo ve ark., 2010; Wang ve ark., 2016). Kalın bir oksit tabakası bağlantı kuvvetini düşürürken, 1-2 µm'den daha az oksit tabakası kalınlığı ideal olarak değerlendirilmektedir (Johnson ve ark., 2006).

Brantley ve ark. (Brantley ve ark., 1996), oksidasyon işlemi sırasında metal oksit oluşumunun alaşımın türüne, yüzey bitim işlemlerine ve oksidasyon işleminin süresine bağlı olarak değiştiğini ifade etmişlerdir.

Farklı üretim yöntemleri farklı alaşım morfolojilerine neden olabilmesi, yüzey oksitlerin doğasını değiştirerek metal seramik bağ gücünü etkileyebilir (Li ve ark., 2017). Bae ve ark. (Bae ve ark., 2014), SLM yöntemi ile üretilen Co-Cr alaşımlarının metal seramik bağlantı gücünün tabakalama yöntemi ile hazırlanan alaşım yüzeyinin morfolojisiyle geliştirildiğini ifade etmişlerdir. Çalışmamızda da hazırlanan metal altyapı örneklerinin farklı üretim yöntemlerine göre karşılaştırılmasında bağlantı kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p < 0,01$).

Ancak bazı çalışmalar bu durumun tam tersi olan metal seramik bağ kuvvetinin Co-Cr üretim yönteminden bağımsız olduğunu göstermektedir (Akova ve ark., 2008; Lee ve ark., 2015; Serra-Prat ve ark., 2014).

Li ve ark. (Li ve ark., 2017); döküm, frezeleme ve lazer sinterizasyon yöntemiyle hazırladıkları Co-Cr metal altyapıların porselen ile bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada, üretim yöntemlerine göre 3 gruba ayırdıkları Co-Cr alaşımlarının aynı hazırlık aşamasında benzer yüzey oksit yapısına sahip olduğunu ve hazırlık ilerledikçe yine benzer şekilde oksit yapılarının değiştiğini ifade etmişlerdir. Ayrıca ısı işleminden sonra, 3 gruba ait örneklerin tümünde O ve Cr içeriğinin keskin bir şekilde artmasının oksitlerin yüzeyde oluştuğuna işaret olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmanın sonucunda üretim yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamasını, elde ettikleri bu bulgulara

bağlayan araştırmacılar sonuçların optimum teyidini sağlamak için daha fazla araştırmanın gerekli olduğuna dikkat çekmişlerdir.

Kimyasal bağlantının yanı sıra metal seramik bağlantısında, mekanik kilitleme de önemli rol oynamaktadır. Pürüzlendirme işlemleri yüzey alanını ve dolayısı ile yüzeyin ıslanabilirliğini geliştirerek metal yüzeyinin enerjisini arttırır. Böylece porselen ile daha geniş bir yüzey teması sağlanırken iki materyal arasındaki bağlantı dayanımı da artar (Korkmaz ve Asar, 2009; Lavine ve ark., 1966; Suleiman ve Vult von Steyern, 2013; Wagner ve ark., 1993). Çeşitli alaşımların üretici talimatlarına uygun olarak yapılan yüzey işlemleri arasında da farklılık vardır. Farklı partikül büyüklüğüne sahip Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, hava basıncı ile aşındırma işleminde en sık kullanılan yöntemdir (Külünk ve ark, 2011).

Yüzeydeki pürüzlerin çok büyük ve düzensiz olması, düzensiz yapılara hava ve yüzeyi kirleten materyallerin temas etmesine ve bunun sonucunda da porselenin kondansasyonu sırasında yüzey yapısında bağlantı dayanımını olumsuz etkileyecek gözeneklerin oluşmasına neden olur. Kumlama işlemi ile daha düzenli bir pürüzlülüğe sahip yüzey oluşur ve metalin yüzey alanı ile beraber mikromekanik bağlantı dayanımı da artar. Hava basıncı ile kumlama işleminde kullanılan kumun gren kalınlığı ya da hava basıncının şiddeti gibi faktörler de kumlama sonucunu etkilemektedir (Lombardo ve ark., 2010; Suleiman ve Vult von Steyern, 2013). Graham ve ark. (Graham ve ark., 1999) göre, hava basıncı ile kumlama sonucu yüzeyde oluşan aşınma, yüzeyin pürüzlülüğünü ve dolayısı ile mikromekanik etkiyi geliştirir, seramiğin kalıcılığını arttırır ve daha az düzensiz bir yüzey oluşturur.

Yüzey pürüzlülüğünün metal alaşımların bağlanma kuvvetleri üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalarda farklı test yöntemlerinin kullanılması farklı bağlantı kuvvet değerlerinin elde edilmesine sebebiyet verebilmektedir. Külük ve ark. (Külünk ve ark, 2011), Fisher (Fischer, 2002) tarafından yapılan ve Al_2O_3 tanecik boyutunun bağlanma kuvveti üzerinde çok az bir etkiye sahip olduğunu bildiren çalışmanın aksine, daha büyük parçacık boyutlarına sahip Al_2O_3 kumu kullanımının çalışmalarda daha yüksek bağlanma kuvvetleri elde edilmesine imkân verdiğini bildirmişlerdir. Külünk ve ark. (Külünk ve ark, 2011), çalışmalarında 50 μm Al_2O_3 , 110 μm Al_2O_3 , 30-50 μm sentetik

elmas parçacıkları, 60-80 µm kübik boron nitrit parçacıkları gibi farklı aşındırıcı parçalar kullanarak pürüzlendirilen metal yüzeylerin seramik bağlantı dayanımları incelenmişlerdir. Kübik boron nitrit parçacık boyutlarının (60-80 µm), 110 µm Al₂O₃, parçacıklarının boyutlarından daha küçük olmasına rağmen, benzer bağ kuvvetleri elde edildiğini ve bu sonucun Al₂O₃ partiküllerine kıyasla düzgün olmayan pürüzlü yüzeyler oluşturan kübik boron nitrit parçacıklarının sertliğinden kaynaklanmış olabileceğini ifade etmişlerdir.

Çalışmamızda yüzey özelliklerinin standardize edilmesi amacı ile tüm örnekler 125 µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile 2 atm basınç altında kumlama işlemine tabi tutulmuştur. Bu şekilde değişik yüzey işlemlerinin yaratacağı varyasyonlardan kaçınılarak, farklı üretim yöntemlerinin ve termal döngünün bağlantı dayanımı üzerindeki mutlak etkisini tespit etmek amaçlanmıştır.

Metal seramik arasındaki bağlantıda her iki materyalin ısıl genişleme katsayıları arasındaki uyum da etkilidir (Bagby ve ark., 1990; Joias ve ark., 2008; Ozcan, 2003; Wataha, 2002). Metal ve seramiğin ısıl genişleme katsayıları birbirlerine yakın olmalıdır. Metal ve seramik materyallerinde farklı ısıl genişleme katsayılarına sahip olmaları nedeniyle soğuma esnasında farklı miktarlarda büzülme meydana gelir. Bu durum metal ve seramiğin ayrılmasına ya da seramiğin çatlamasına neden olabilecek rezidüel stres oluşumuna yol açar. Porselen tozu üreticilerine göre metal ile porselen arasında termal uyumun sağlanabilmesi için her iki materyalin termal genişleme katsayıları arasındaki farkın en fazla 0.5×10^{-6} °C olması gerekmektedir (Benetti ve ark., 2010; Craig ve Powers, 2002). Walton ve O'Brein (Walton ve O'Brein, 1985), seramiğin ısıl genişleme miktarının kristal veya cam fazlarındaki değişimlerden etkilendiğini bildirmişlerdir. Tekrarlanan fırınlamalar, seramiğin fırınlanması sonrası yapılan lehim işlemleri, seramiğin yavaş soğutulması ve diğer ısıl işlemlerin hepsi seramik içindeki lösit konsantrasyonunun yükselmesine ve dolayısıyla seramiğin ısıl genişleme katsayısının artmasına sebep olmaktadır (Cattell ve ark., 2002; Isgrò ve ark., 2005; Twigg ve ark., 2005)

Alaşımardaki farklı bileşenler, malzemeye spesifik özellikler kazandırmak için eklenir. Alaşımlara eklenen bu bileşenler alایشımların mekanik özelliklerinde ve seramik bağlantı

dayanımında farklılıklar oluşturabilir. Bu bileşenler arasında, seramiğin fırınlanması öncesi oksit tabakasını oluşturan oksit oluşturuçular gibi seramiğin dayanımı için önemli olan bazı bileşenler de bulunmaktadır (Suleiman ve Vult von Steyern, 2013). Çalışmamızda farklı özelliklerin bağlantı dayanımını etkilemesini önlemek amacıyla farklı üretim yöntemlerinde kullanılmak üzere değişik markalara ait yoğunluk, sertlik, dayanıklılık, elastisite ve ısıl genişleme katsayısı gibi mekanik özellikleri birbirine yakın olan alaşımlar kullanılarak altyapı üretimi gerçekleştirilmiştir.

Dental sektörde, kullanıma sunulan birçok tipte ve markada seramik materyali yer almaktadır. Çalışmamızda, Noritake Super Porcelain Ex-3 (Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japan) opak ve dentin seramik tozundan elde edilen porselen hamuru geleneksel tabakalama yöntemi ile ISO 9693:2012'de belirtilen örnek geometrisi ve hazırlama şekline uygun olarak metal altyapılar üzerinde şekillendirilmiştir. Kullanılan seramik tozunun hazırlanan Co-Cr metal altyapı alaşımlarıyla birlikte kullanılabilen ve rutin klinik çalışmalarda da sıklıkla tercih edilen bir marka olmasına özen gösterilmiştir.

Diş hekimliğinde simante edilen ve ağız ortamındaki değişkenlere maruz bırakılan restorasyonların ömrü dental materyallerin geçirebileceği fizikokimyasal değişiklikler nedeniyle sınırlanabilir. Çiğneme sırasındaki tekrarlayan kuvvetlerin sıklığı stres konsantrasyonuna neden olur. Bu durum ortamdaki ısıl farklılıklarla birlikte, materyallerin kendi içerisinde ve/veya arayüzlerinde yorgunluk oluşmasına neden olur (de Vasconcellos ve ark., 2010). Bu nedenle, metal seramik bağlantı kuvvetini değerlendirmek üzere yapılan çalışmalarda örneklerin mekanik testlerden önce ağız koşullarını taklit edebilmek için ısıl veya mekanik döngü prosedürleri gibi çeşitli yorgunluk testlerine tabi tutulması önerilmektedir (Morena ve ark., 1986; Wiskott ve ark., 1995; Probster ve ark., 1996). Yapılan *in vitro* deneylerde kullanılan sabit mekanik testler, ağız ortamını tümüyle taklit edememektedir. Ağız içinde tükürük bulunuyor olması yavaş çatlak gelişiminde önemli bir faktördür (Fischer ve ark., 2009; Suleiman ve Vult von Steyern, 2013). Ağız ortamının simüle edilmesi adına deneyde kullanılan örneklere termal döngü uygulanması, sonuçların gerçeğe daha yakın olmasını sağlayabilir. Sıcaklık değişimleri, sulu ortamda bozunmanın meydana geleceği koşulları sağlar. Ayrıca çiğneme

sırasında tekrarlayan kuvvetlerin sıklığı sonucu materyallerin kendisinde ve/veya arayüzlerinde meydana gelen yorgunluğu destekler (Scherrer ve ark., 2003; Teoh, 2000).

De Vasconcellos ve ark. (de Vasconcellos ve ark., 2010), Co-Cr metal altyapı ile desteklenen tek tip bir dental seramiğin metal altyapıya bağlanma dayanımı üzerinde, opak tabakasının fırınlama sıcaklığı ile termal ve mekanik yaşlandırma prosedürünün etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada, opak tabakası fırınlama sıcaklığındaki artışın bağlantı dayanımını arttırdığını, termal ve mekanik yaşlandırma prosedürünün ise bağlantı dayanımı üzerinde anlamlı bir farklılık yaratmadığını ifade etmişlerdir.

Stawarczyk ve ark. (Stawarczyk ve ark., 2014), döküm, frezeleme ve lazer sinterizasyon yoluyla elde ettikleri ve termal döngü uygulamasına tabi tuttıkları üç farklı Co-Cr-Mo alaşım altyapısının (Ceramill Sintron; Milleme, Ceramill NP L; Lazer, Girobond NB; Döküm) üç farklı seramik ile (Creation, VITA VM 13, Reflex) olan bağlantı dayanımlarını incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda örneklerin yapım yöntemlerine göre benzer bağlantı dayanımı değerlerine sahip olduklarını; ancak, seramikler arasında metal altyapılar ile bağlantı dayanımı ilişkisi göz önüne alındığında Creation marka seramiğin VITA VM 13 ve Reflex'e göre daha iyi bağlantı dayanımı gösterdiğini tespit etmişlerdir.

Serra-Prat ve ark. (Serra-Prat ve ark., 2014), döküm, frezeleme ve lazer sinterizasyon yoluyla silindir şeklinde hazırladıkları 90 adet Co-Cr metal altyapıya tabakalama tekniğini kullanarak porselen (InLine, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) işledikten sonra örneklerin yarısına termal döngü uygulamışlardır. Çalışmalarında örneklerin metal seramik bağlantı kuvvetini değerlendirmek için bizim çalışmamızdan farklı olarak makaslama test yöntemini kullanmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda termal döngü uygulanmayan döküm ve frezeleme yöntemi ile hazırlanmış metal altyapıların seramik bağlantı dayanımlarının lazer sinterizasyonla elde edilenlere göre daha iyi olduğu sonucuna ulaşılmıştır (döküm: $42,79 \pm 14,14$ MPa, milleme: $37,56 \pm 9,1$ MPa, lazer sinterizasyon: $29,09 \pm 6,95$ MPa). Termal döngü uygulanan örneklerde ise döküm ve frezeleme ile hazırlanan metal altyapıların seramik bağlantı dayanımlarında termal döngü uygulaması yapılmamış örneklerin bağlantı dayanımına kıyasla önemli bir düşüş olduğu ancak lazer sinterizasyonla elde edilen ve termal döngü uygulanan ve uygulanmayan metal altyapıların bağlantı dayanımlarında anlamlı bir farklılığın görülmediği

bildirilmiştir (döküm: $16,52 \pm 8,96$ MPa, milleme: $22,21 \pm 13,25$ MPa, lazer sinterizasyon: $24,28 \pm 10$ MPa). Bu çalışmada, ayrıca termal döngü uygulanmış ve uygulanmamış örnekler arasında bağlantı başarısızlığı türleri bakımından farklılık olmadığı da ifade edilmiştir. Sonuçların, benzer üretim yöntemlerinin ve termal döngü uygulamasının kullanıldığı çalışmamızda elde edilen bağlantı başarısızlığı değerlerinden farklı olması, hazırlanan örneklerin geometrisine ve kullanılan test yöntemine bağlı olarak gelişmiş olabilir.

Üç farklı yöntemle üretilmiş Co-Cr metal altyapıların termal döngü uygulaması sonrası seramik bağlantı dayanımlarını incelediğimiz bu çalışmada, frezeleme yöntemi ile elde edilen örneklerin seramik bağlantı dayanımı, döküm ve iki farklı lazer sinterizasyon sistemi kullanarak elde edilen örneklere kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek değerler sergilemiştir. Hazırlanan örneklerin termal yaşlandırma uygulamasına bağlı olarak yapılan grupta ise bağlantı kuvveti (MPa) ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Örnek ve test koşullarının ISO standartlarına uygun olarak hazırlandığı araştırmamızda, universal test cihazı ile yaptığımız üç-nokta eğme testi sonuçlarına göre tüm gruptaki bağlantı değerinin klinik olarak kabul edilebilir sınır olan 25 MPa'yı aştığı görülmüştür.

Farklı lazer sinterleme sistemlerinde çeşitli ısı kaynakları ile farklı içeriğe sahip toz materyali kullanılması ve buna bağlı olarak kimyasal reaksiyonların çeşitlilik göstermesi, sinterlenen katmanların kalınlıklarının değişebilmesi gibi faktörler nedeniyle kullanılan lazer sistemine göre birbirlerinden farklı mikroyapıya sahip örnekler elde edilebilmektedir (Barucca ve ark., 2015). Çalışmamızda iki farklı üretici firmaya ait lazer sinterizasyon cihazı ve Co-Cr alaşım tozu içeriği ile metal altyapı üretimi yapılmıştır. Hazırlanan her bir tabakanın kalınlığı 30 µm olacak şekilde üretimi tamamlanan metal alaşımı örneklerin metal seramik bağlantı dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede bir farklılık görülmezken, Consept Laser firmasının cihazı kullanılarak üretilen metal altyapıların porselen ile olan bağlanma kuvveti ortalama değerleri EOS firmasına ait lazer sinter cihazı ile üretilenlere göre daha yüksek olarak tespit edilmiştir.

Suleiman ve Vult von Steyern (Suleiman ve Vult von Steyern, 2013), Co-Cr alaşımlardan döküm, frezeleme ve iki farklı lazer sinterizasyon sistemi ile prepare edilmiş molar dış

üzerine, kron şeklinde çalışma örnekleri hazırlayarak bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Her grupta 10'ar örneğin ve kontrol grubunda yüksek altın içerikli döküm alaşımların kullanıldığı çalışmada, döküm yöntemiyle hazırlanan örneklerin yüzeylerinin 250 µm kalınlıkta alüminyum oksit kumu ile 45° açı verilerek, 20mm uzaklıktan ve 3 bar basınç altında; kontrol grubundaki örneklerin yüzeylerinin 250 µm kalınlıkta alüminyum oksit kumu ile 45° açı verilerek, 20mm uzaklıktan ve 2 bar basınç altında; diğer gruplardaki örneklerin yüzeylerinin ise 125 µm alüminyum oksit ile 3 bar basınç altında kumlandığı ifade edilmiştir. Porselen uygulaması tamamlanan örneklere termal yaşlandırma (5000 devir, 5–55°C) sonrası kırılma gerçekleşinceye kadar kuvvet (30–300N) uygulanan çalışmada, örneklerin EOS firmasına ait lazer sinterizasyon cihazı ve tozu ile hazırlandığı grup ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edildiği diğer gruplar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık gözlenmediği belirtilmiştir. Bağlantı başarısızlık tipi açısından da yapılan değerlendirmede çoğunlukla karışık tipte başarısızlığın görüldüğü bildirilmiştir. Suleiman ve Vult von Steyern (Suleiman ve Vult von Steyern, 2013), çalışmasından elde edilen kırılma dayanımı sonuçlarının bizim çalışmamızdan farklı olmasının nedeni olarak kullanılan alaşımların, üretimin gerçekleştiği cihazların (EOS lazer sinterizasyon grubu hariç) ve örnek şekillerinin farklı olması gösterilebilir.

Wang ve ark. (Wang ve ark., 2016); döküm, frezeleme ve Concept Laser firmasına ait lazer cihazı kullanarak lazer sinterleme yöntemiyle ISO 9693:2012 standartlarına (25×3×0.5 mm) uygun olarak hazırladıkları 45 Co-Cr metal altyapı örneğini porselen uygulaması sonrası üç nokta eğme testine tabi tutarak metal seramik bağlanma kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Test öncesi çalışmamızla aynı pürüzlendirme prosedürüne tabi tutulan örneklere, çalışmamızdan farklı olarak Vita firmasına ait VMK95 opak ve dentin seramiği uygulandığı belirtilmiştir. Yalnızca döküm ve lazer sinterizasyon gruplarının bağlantı kuvveti ortalamaları arasında anlamlı bir farklılığın bulunduğu ifade edilen çalışmadan elde edilen, gruplara ait bağlantı kuvveti ortalamaları, çalışmamıza göre farklılık göstermektedir (döküm: 37.7±6.5 MPa, frezeleme: 43.3±9.2 MPa, lazer sinterize: 46.8±5.1 MPa). Bunun nedeni olarak, kullanılan porselen ve döküm ile frezeleme yöntemindeki Co-Cr alaşımı markalarının farklı olması gösterilebilir. Bununla beraber Wang ve ark. (Wang ve ark., 2016) gerçekleştirdiği çalışmada Consept Laser firmasının

lazer sinterizasyon cihazıyla üretilen metal altyapı örneklerine ait bağlantı kuvveti ortalama değeri ile çalışmamızda elde edilen değer arasında benzerlik söz konusudur.

İşeri ve ark. (İşeri ve ark, 2011), yaptıkları bir çalışmada döküm, frezeleme ve seçici lazer sinterleme olmak üzere üç farklı yapım yöntemi kullanarak hazırladıkları titanyum altyapıların iki farklı dental porselen ile bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre seçici lazer sinterleme yöntemi ile hazırlanmış örneklerin diğer iki gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bir bağlantı kuvveti değeri sergilediği belirtilmiştir. Söz konusu çalışmanın her bir grubundaki örneklerden elde edilen bağlantı kuvveti ortalama değerleri çalışmamızda aynı yöntemlerle elde edilen Co-Cr alaşımlarının bağlantı kuvveti ortalama değerlerinden oldukça farklıdır. Bu farklılığın titanyum ve Co-Cr materyallerinin alaşım özellikleri, yapım ve sinterleme sürecindeki farklılıklardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Akova ve ark. (Akova ve ark., 2008), döküm yoluyla elde edilmiş Ni-Cr ve Co-Cr metal alaşım altyapıların seramik bağlantı dayanımı ile lazer sinterizasyon yoluyla elde edilmiş Co-Cr metal alaşım altyapıların seramik bağlantı dayanımları inceledikleri bir çalışmada, örneklere ait gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamadıklarını ifade etmişlerdir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızın başlangıcında oluşturduğumuz hipotezlerden yola çıkarak, ISO 9693:2012 standartlarına göre hazırladığımız deney örneklerinin başarısızlık oluşturan kırılma dayanım değerlerinin değerlendirilmesi sonucunda, elde ettiğimiz sonuçları şu şekilde sıralayabiliriz:

1. Çalışmamızda öncelikle farklı üretim yöntemlerine göre gruplandırılan ve termal yaşlandırma uygulaması nedeniyle iki alt gruba ayrılan metal altyapı örneklerinin, metal seramik bağlantı dayanımlarının ISO standardında belirtilen ve klinik açıdan yeterlilik sınırı olan 25 MPa'ın üzerinde olduğu tespit edildi. CAD/CAM frezeleme yöntemi ile elde edilen metal altyapıların seramik bağlantı dayanımının döküm ve iki farklı lazer sinterizasyon cihazı ile üretilen örneklerinkine göre daha yüksek olduğu belirlendi. Hazırlanan örneklerin termal yaşlandırma uygulamasına bağlı olarak yapılan gruplamasına göre bağlantı kuvveti (MPa) ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı.

2. CAD/CAM frezeleme ve lazer sinterleme yöntemleri, sistemlerin ekipman ve materyal maliyetleri günümüzde hala yüksek olmasına karşın üretimde sundukları avantajlar ve seramik materyali ile kabul edilebilir düzeyde bağlantı dirençlerine sahip altyapıların üretimine izin vermeleri nedeniyle dental restorasyonların hazırlanması amacıyla kullanımlarının güven vereceği düşünülmektedir.
3. Döküm yöntemi ön görülebilir sonuçları nedeniyle metal ve metal altyapılı restorasyonların hazırlanmasında hala geçerliliği en yüksek üretim yöntemlerinden biridir. Ancak, yerini güvenle diğer yöntemlere bırakabilir.
4. Yeni üretim yöntemlerinin dezavantajlarını azaltıcı çözümler bulmak, restorasyonların metal seramik bağlantı dayanımlarının yanı sıra klinik ömrü üzerinde oldukça etkili olan metal altyapının internal ve marjinal uyumunu arttırıcı çalışmaları genişletmek, CAD/CAM frezeleme teknolojisinde kullanılan prefabrik metal blokların ve lazer sinterizasyon yönteminde kullanılan tozların içerik ve özelliklerini geliştirmek, materyal israfını azaltmak ve teknik yeterliliğe sahip sistem kullanıcılarının sayısını arttırmak döküm dışındaki üretim yöntemlerine olan eğilimi artırabilir.
5. Metal seramik bağlantı direncini değerlendirmek amacıyla kullanılacak test yöntemi ve örnek geometrisi ISO 9693:2012 standardı ile belirlenmesine rağmen uygun bir test yöntemi hususunda araştırmacılara ait bir görüş birliği yoktur. Deney örneklerinin gerçek dişlerin şekline benzer geometriye sahip olması ve çekilmiş dişlerin elastisite katsayısına yakın değerler göstermesi klinik koşullara benzer sonuçlar elde edilmesine katkı sağlayabilir.
6. Ağız ortamı simüle edilirken termal döngü ile yaşlandırmanın yanı sıra tekrarlayan çiğneme kuvvetlerinin sıklığını termal yaşlandırma ile birlikte test ortamına sunan çalışmalara ağırlık vermek, materyal yorgunluğunun ağız ortamındakine benzer nedenler ile yaşanmasına ve dolayısıyla sonuçların gerçeğe daha yakın olmasına imkân verebilir.
7. Döküm, frezeleme ve lazer sinterizasyonla hazırlanan metal altyapıların, seramik bağlantı dayanımları üzerinde, üretimde kullanılan cihazlara ait özelliklerin (frezeleme

yönteminde kullanılan frez türü, boyutu, lazer sinterizasyonda kullanılan cihazın tarama hızı, lazer tipi, üretilen tabaka kalınlığı gibi) etkilerini değerlendiren yeni çalışmalara ağırlık verilmelidir.

8. Çalışmalarda ağız ortamı simüle edilmeye çalışılsa da, farklı metal altyapı üretim yöntemlerinin başarılarının klinik araştırmalarda da değerlendirilmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

Abrisham SM, Fallah Tafti A, Kheirkhah S, Tavakkoli MA. Shear bond strength of porcelain to a base-metal compared to zirconia core.J Dent Biomater. 2017;4: 367-372.

Akın, E. Diş Hekimliğinde Porselen. 3.Baskı. İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi. İstanbul; 1999, s: 76-98.

Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. Dent Mater. 2008;24: 1400-4.

Akyıl MŞ, Duymuş Z. Kıymetsiz metal alaşımlarında metalporselen bağlantısına artık metal kullanımı, kaplama uygulaması ve oksidasyon ısısının etkisinin incelenmesi. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009;33: 2-13.

Al Jabbari YS. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. J Adv Prosthodont. 2014;6: 138-45.

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. *Dental Materials*. 2014;30: 79-88.

Al-Maqtari AA, Razak AA, Hamdi M. 3D Finite element analysis of functionally graded multilayered dental ceramic cores. *Dent Mater J*. 2014;33: 458-65.

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*. doi:10.1016/j.jpor.2017.08.007

Anunmana C, Wansom W. Bonding measurement-Strength and fracture mechanics approaches. *Dent Mater J*. 2017;36: 497-502.

Anusavice KJ, Horner JA, Fairhurst CW. Adherence controlling elements in ceramic-metal systems. I. Precious alloys. *J Dent Res*. 1977;56: 1045-52.

Anusavice KJ, Dehoff PH, Fairhurst CW. Comparative Evaluation of Ceramic-metal Bond Tests Using Finite Element Stress Analysis. *J Dent Res*. 1980;59: 608-13.

Anusavice KJ, Ringle RD, Morse PK. A thermal shock test for porcelain–metal systems. *J Dent Res*. 1981;60: 1686–91.

Anusavice KJ, Twiggs SW, Fairhurst CW, Ringle RD. Correlation of thermal shock resistance with thermal compatibility data for porcelain-metal systems. *J Dent Res* 1982;60: 815-819.

Anusavice KJ, Dehoff PH, Twiggs SW, Lockwood PC. Thermal shock resistance of porcelain discs. *J Dent Res*. 1983;62: 1082-5.

Anusavice KJ. Noble metal alloys for metal–ceramic restorations. *Dent Clin North Am*. 1985; 29:789–803.

Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials: 11th ed. Elsevier Health Sciences.St. Louis; 2003, p: 570-94, p: 655-67, p: 674-9.

Apak S. Farklı Hızlı Prototipleme Cihazlarında Üretilen Parçaların Üretim Zamanı Ve Maliyet Açısından Karşılaştırılması. G. Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2010, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Kürşad Dündar).

Arola D. Fatigue testing of biomaterials and their interfaces. Dent Mater. 2017;33(4): 367-381.

Bae EJ, Kim JH, Kim WC, Kim HY. Bond and fracture strength of metalceramic restorations formed by selective laser sintering. J Adv Prosthodont. 2014;6: 266-71.

Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW Jr. Metal ceramic compatibility: A review of the literature. J Prosthet Dent. 1990;63: 21-5.

Baran GR. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. Dent Clin North Am. 1985;29: 779-787.

Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. J Oral Rehabil. 2002;29: 546-52.

Barghi N, Mckeehan M, Aranda R. Comparison of fracture strength of porcelain-veneered-to-high noble and base metal alloys. J Prosthet Dent. 1987;57: 23-26.

Barreto MT, Golgberg AJ, Nitkin DA, Mumford G. Effect of investment on casting high fusing alloys. J Prosthet Dent. 1980;44: 504-7.

Barucca G, Santecchia E, Majni G, Girardin E, Bassoli E, Denti L, Gatto A, Iuliano L, Moskalewicz T, Mengucci P. Structural characterization of biomedical Co–Cr–Mo components produced by direct metal laser sintering. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2015;48: 263-9.

Bauer J, Costa JF, Carvalho CN, Grande RH, Loguercio AD, Reis A. Characterization of two Ni–Cr dental alloys and the influence of casting mode on mechanical properties. *J Prosthodont Res.* 2012;56: 264-71.

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;26: 743-50.

Bertolotti RL. Calculation of interfacial stress in porcelain-fused-to-metal systems *J Dent Res.* 1980;59: 1972-7.

Bertolotti RL. Porcelain-metal thermal compatibility. *J Dent Res.* 1982;61: 71-2.

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204: 505-11.

Bilgin MS, Baytaroğlu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent.* 2016;10: 286–291.

Boyle JJ, Naylor WP, Blackman RB. Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain facial margins. *J Prosthet Dent.* 1993;69: 19-27.

Bowers JE, Vermilyea SG, Griswold WH. Effect of metal conditioners on porcelain alloy bond strength. *J Prosthet Dent.* 1985;54: 201-3.

Brantley WA, Cai Z, Papazoglou E, Michell JC, Kerber SJ, Mann GP. X-ray diffraction studies of oxidized high palladium alloys. *Dent Mater.* 1996;12: 333-41.

Bulbule N, Motwani BK. Comparative study of fracture resistance of porcelain in metal ceramic restorations by using different metal coping designs-an in vitro study. *Clin Diagn Res.* 2014;8: 123-7.

Bultan Ö. Metal Pres Seramik Uyumunun Araştırılması İ. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2006, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Sabire Değer).

Burhanoglu Ş. Farklı Tekniklerle Hazırlanmış Metal Alaşım Altyapıların Porselen Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi. S. D. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2015, Isparta (Danışman: Doç. Dr. Erdal Eroğlu).

Burgaz Y, Yurdukoru B, Zaimoğlu A. Metal-seramik bağlantısında oksidasyonun önemi. A. Ü. Diş Hek. Fak. Dergisi. 1984;11: 237-245.

Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. J Prosthet Dent. 1995;74: 476-81.

Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC, Clarke RL, Samarawickrama DY. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. J Dent. 2002;30: 161-9.

Caputo AA, Dunn B, Reisbick MH. A flexural method for evaluation of metal-ceramic bond strengths. J Dent Res. 1977;56: 1501-6.

Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. J Am Dent Assoc. 2001;132: 1301-3.

Chong MP, Beech D, Chem C. A simple shear test to evaluate the bond strength of ceramic fused to metal. Aust Dent J. 1980;25: 357-361.

Chua CK, Leong KF, Lim CS. Rapid Prototyping Principles and Applications (with Companion CD-ROM). WSPC; 3rd ed, Singapore; 2010, p: 3-10.

Ciraud PA. Process and device for the manufacture of any objects desired from any meltable material. FRG Disclosure Publication; 2263777, 1972, p: 104-10.

Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. Int J Prosthodont. 1989;2: 376-84.

Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. J Prosthet Dent. 1984;51: 338-41.

Craig RG, O'Brein W, Powers JM. Dental Materials Properties and Manipulation. 5th ed. Londra; Mosby Company: 1992, p: 134-41.

Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. 11th ed. Mosby Inc. St. Louis; 2002, p: 199-275.

Çelik G, Üşümez A, Sarı T. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. Cumhuriyet Dent J. 2013;16: 74-82.

Çetindağ M, Meşe A. Diş hekimliğinde kullanılan Cad/Cam (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri ve materyaller. A. Ü. Diş Hek. Fak. Der. 2016;26: 524-33.

Çetinkaya E. Laser Cusing, Hızlı Prototipleme ve Konvansiyonel Döküm Teknikleri ile Oluşturulan Metal Altyapıların Marjinal Uyumlarının İn Vitro Olarak İncelenmesi. M. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2013, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Atilla Sertgöz).

DeHoff PH, Anusavice KJ, Boyce RJ. Analysis of thermally-induced stresses in porcelain-metal systems. J Dent Res. 1983;62: 593-7.

DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. Dent Mater. 1995;11: 126-31.

De Melo RM, Travassos AC, Neisser MP Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. J Prosthet Dent. 2005;93: 64-9.

de Oliveira Correa G, Henriques GE, Mesquita MF, Sobrinho LC. Over-refractory casting technique as an alternative to one-piece multi-unit fixed partial denture frameworks. J Prosthet Dent. 2006;95: 243-8.

de Vasconcellos LG, Buso L, Lombardo GH, Souza RO, Nogueira L Jr, Bottino MA, Ozcan M. Opaque layer firing temperature and aging effect on the flexural strength of ceramic fused to cobalt-chromium alloy. J Prosthodont. 2010;19: 471-7.

Delikanlı K, Sofu Mm, Bekci U. Üretim sektöründe hızlı direkt imalat sistemlerinin yeri ve önemi. MTED. 2005;4: 33-9.

Della BA, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramics. J Dent Res. 1995;74: 1591-1596.

Denissen HW, Wijnhoff GFA, Veldhuis AAH, Kalk W. Five-year study of all-porcelain veneer fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1993;69: 464-8.

Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review materials. 2010;3: 351-368.

Divya G, Ramesh PN, Raghunath P. Evaluation and comparison of effect of different surface treatments and varying alloy percentage on the elemental composition of Ni-Cr base metal alloy. BJASt. 2016;16: 1-12.

Dwivedi TN, Jakhanwal I, Anupama T, Gill GS, Narang A, Bhatheja A. CAD CAM in prosthetic dentistry: A comprehensive review. Int J Com Health and Med Res. 2017;3: 56-59.

Eden GT, Franklin OM, Powell JM, Ohta Y, Dickson G. Fit of porcelain fused-to-metal crown and bridge castings. J Dent Res. 1979;58: 2360-8.

Eğilmez F, Nagaş I, Ergün G. Ağız içerisindeki sıcaklık değişimlerinin dental restorasyonların başarısızlıklarındaki rolü. G. Ü. Diş Hek Fak Derg. 2010;27: 219-226.

Ekren O, Ozkomur A, Ucar Y. Effect of layered manufacturing techniques, alloy powders, and layer thickness on metal-ceramic bond strength. J Prosthet Dent. doi: 10.1016/j.prosdent. 2017.04.007

Elshahawy W, Watanabe I. Biocompatibility of dental alloys used in dental fixed prosthodontics. Tanta Dental Journal. 2014;11: 150-9.

Fahmy NZ, Salah E. An in vitro assessment of a ceramic-pressed-to-metal system as an alternative to conventional metal ceramic systems. J Prosthodont. 2011;20: 621-7.

Fairhurst CW, Anusavice KJ, Hashinger DT, Ringle RD, Twiggs SW. Thermal expansion of dental alloys and porcelains. *J Biomed Mater Res.* 1980;14: 435-46.

Fairhurst, CW, Hashinger, DT, Twigs, SW. The effect of thermal history on porcelain expansion behavior. *J Dent Res.* 1989;68: 1313-1318.

Farzin M, Khaledi AA, Malekpour B, Naseri MH. Evaluation of bond strength of pressed and layered veneering ceramics to nickel-chromium alloy. *J Dent (Shiraz).* 2015;16: 230-6.

Fischer J. Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy. *Biomaterials.* 2002;23: 1303-11.

Fischer J, Zbären C, Stawarczyk B, Hämmerle CH. The effect of thermal cycling on metal–ceramic bond strength. *Journal of dentistry. J Dent.* 2009;37: 549-53.

Freedman M, Quinn F, O’Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: A literature review. *J Ir Dent Assoc.* 2007;53: 38-45.

Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27: 89-99.

Gebhardt A, Schmidt FM, Hötter JS, Sokalla W, Sokalla P. Additive Manufacturing by selective laser melting the realizer desktop machine and its application for the dental industry. *Physics Procedia* 2010;5: 543-9.

Givan DA. Precious Metals in Dentistry. *Dent Clin N Am.* 2007;51: 591-601.

Goeller I, Meyer JM, Nally JN. Comparative study of three coating agents and their influence on bond strength of porcelain-fused-to-gold alloys. *J Prosthet Dent.* 1972;28: 504-11.

Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater.* 2000;16: 389-95.

Graham JD, Johnson A, Wildgoose DG, et al: The effect of surface treatments on the bond strength of a nonprecious alloy-ceramic interface. *Int J Prosthodont.* 1999;12: 330-334.

Greulich M. Rapid prototyping and fabrication of tools and metal parts by laser sintering of metal powders. *Materials Technology*. 1997;12: 155–157.

Hammad IA, Goodkind RJ, Gerberich WW. A shear test for the bond strength of ceramometals. *J Prosthet Dent*. 1987;58: 431-7.

Hammad IA, Stein RS. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. *J Prosthet Dent*. 1990;63: 643- 653.

Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal ceramic complexes: review of the literature. *J Prosthet Dent*. 1996;75: 602-8.

Hegedus C, Daroczi L, Kokenyesi V, Beke DL. Comparative microstructural study of the diffusion zone between NiCr alloy and different dental ceramics. *J Dent Res*. 2002;81: 334-7.

Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM-fillings of the future? *Int Dent J*. 1997;47: 247-58.

Hinman R, Tesk J, Whitlock R, Parry E, Durkowski J. A technique for characterizing casting behavior of dental alloys. *J Dent Res*. 1985;64: 134-8.

Housholder RF. Molding Process. US Patent. 1981;4: 247-508.

Hsueh C, Luttrell CR, Becher RF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dent Mater*. 2005;22: 460-469.

Hu D, Kovacevic R. Sensing, modeling and control for laser-based additive manufacturing. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 2003;43: 51-60.

Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC, Hsu CC. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of oral rehabilitation*. *J Oral Rehabil*. 2005;32: 206-12.

İşeri U, Özkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J*. 2011;30: 274-80.

Isgro G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. *Dent Mater.* 2005;21: 557-64.

Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent.* 2011;106: 29-37.

ISO 9693 (1999) Metal Ceramic Dental Restorative Systems. (2. Baskı). İsviçre: International Organization for Standardization, p:1-11.

ISO 9693 (2012) Metal Ceramic Dental Restorative Systems. (3. Baskı). İsviçre: International Organization for Standardization Deutsches Institut Fur Normung. DIN 13927. Metall-keramik Systeme. Beuth Verlag. Berlin: 1990; p:1-10.

Jo LJ. Spark erosion process: An overview. *J Dent Implant.* 2011;1: 2-6.

Joiás RM, Tango RN, Junho de Araujo JE, Junho de Araujo MA, Ferreira Anzaloni Saavedra Gde S, Paes-Junior TJ, Kimpara ET. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *J Prosthet Dent.* 2008;99: 54-9.

Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985;29: 621-44.

Jones DW, Wilson HJ. Some properties of dental ceramics. *J Oral Rehabil.* 1975;2: 379-96.

Johnson T, Van Noort R, Stokes CW. Surface analysis of porcelain fused to metal systems. *Dent Mater.* 2006;22: 330-7.

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.* 2017;118: 76-82.

Karaalioglu OF, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. A. Ü. Diş Hek Fak Derg. 2008;18: 25-32.

Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. J Oral Rehabil. 1986;13: 423-32.

Kartal A. Farkli Yapım Yöntemleri ile Hazırlanan Co-Cr Metal Altyapıların Dental Porselen ile Bağlanma Dayanımlarının In-Vitro Olarak İncelenmesi. İ. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2014, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Mahir Murat Aydın).

Kelly M, Asgar K, O'Brien WJ Tensile strength determination of the interface between porcelain fused to gold. J Biomed Mater Res. 1969;3: 403-8.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75: 18-32.

Khmaj MR, Khmaj AB, Brantley WA, Johnston WM, Dasgupta T. Comparison of the metal-to-ceramic bond strengths of four noble alloys with press-on-metal and conventional porcelain layering techniques. J Prosthet Dent. 2014;112: 1194-1200.

Knap FJ, Ryge G. Study of bond strength of dental porcelain fused to metal. J Dent Res. 1966;45: 1047-51.

Kocaağaoğlu H, Kılınç Hİ, Albayrak H, Kara M. In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. J Prosthet Dent. 2016;116: 368-74.

Koçak A. Cercon Zirconia Sistemi İle Yapılan Posterior Sabit Protezlerin Uzun Dönem Klinik Başarılarının İncelenmesi. M. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2006, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Atilla Sertgöz).

Kohorst P, Dittmer MP, Stiesch M. Enhancement of the adhesion between cobalt-base alloys and veneer ceramic by application of an oxide dissolving primer. Dent Mater. 2013;29: 1295-302.

Korkmaz T, Asar V. Comparative evaluation of bond strength of various metal–ceramic restorations. *Materials & Design*. 2009;30: 445-51.

Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS. Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: a review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *J Prosthodont*. 2015;24: 303-12.

Kruth JP, Wang X, Laoui T, Froyen L. Lasers and materials in selective laser sintering. *Assembly Automation*. 2003;23: 357-71.

Kurtoğlu C, Uçar Y. Farklı bağlantı materyallerinin metal seramik bağlantısına etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *O. M. Ü. Diş Hek. Fak. Der.* 2009;10: 9-15.

Külünk T., Kurt M., Ural Ç., Külünk Ş., Baba S. Effect of different air-abrasion particles on metal-ceramic bond strength. *Journal of Dental Sciences*. 2011;6: 140-146.

Lang BR, Bernier SH, Giday Z, Asgar K. Tarnish and corrosion of noble metal alloys *J Prosthet Dent*. 1982;48: 245-52.

Laoui T, Froyen L. Lasers and materials in selective laser sintering. *Assembly Automation*. 2003;23: 357-71.

Lautenschlager EP, Greener EH, Elkington WE. Microprobe analysis of gold-porcelain bonding. *J Dent Res*. 1969;48: 1206-10.

Lavine MH, Custer F. Variables affecting the strength of bond between porcelain and gold. *J Dent Res*. 1966;45: 32-6.

Lawaf S, Nasermostofi S, Afradeh M, Azizi A. Comparison of the bond strength of ceramics to Co-Cr alloys made by casting and selective lasermelting. *J Adv Prosthodont*. 2017;9: 52-56.

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*. 2015;113: 329-35.

Lehner CR, Schärer P. All-ceramic crowns. *Curr Opin Dent*. 1992;2: 45-52.

Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: A CAD/CAM system. *J Am Dent Assoc.* 1989;118: 703-707.

Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, Sperner F, Schäfer A. Bond strength of metal-ceramic systems in three-point flexure bond test. *J Appl Biomater.* 1995;6: 55-64.

Lenz J, Kessel S. Thermal stresses in metal-ceramic specimens for the ISO crack initiation test (three-point flexure bond test). *Dent Mater.* 1998;14: 277-280.

Levy GN, Schindel R, Kruth JP. Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives. *CIRP Annals.* 2003;52: 589–609.

Li BH, Ye JT, Liao JK, Zhuang PL, Zhang YP, Li JY. Effect of pretreatments on the metal-ceramic bonding strength of a Pd-Ag alloy. *J Dent.* 2014;42: 319-28.

Li J, Chen C, Liao J, Liu L, Ye X, Lin S, Ye J. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting. *J Prosthet Dent.* 2017;118: 69-75.

Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol.* 2006;29: 317–335.

Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, Michida S, Kojima AN, Mesquita AM, et al. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt-chromium. *J Prosthodont.* 2010;19: 103-11.

Lu Y, Zhao C, Ren L, Guo S, Gan Y, Yang C, Wu S, Lin J, Huang T, Yang K, Lin J. Preliminary assessment of metal-porcelain bonding strength of CoCrW alloy after 3wt. % Cu addition. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2016;63: 37-45.

Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Materials* 2005;21: 930-7.

Mackert JR Jr, Parry EE, Hashinger DT, Fairhurst CW. Measurement of oxide adherence to PFM alloys. *J Dent Res.* 1984;63: 1335-40.

Mackert JR, Ringle RD, Parry EE, Evans AL, Fairhurst CW. The relationship between oxide adherence and porcelainmetal bonding. *J Dent Res.* 1988;67: 474-8.

Mackert JR, Williams AL. Microcracks in dental porcelain and their behavior during multiple firing. *J Dent Res.* 1996;75: 1484-90.

Mazzoli A. Selective laser sintering in biomedical engineering. *Med Biol Eng Comput.* 2013;51: 245-56.

Mc Cabe JF, Walls AWG. *Anderson's Applied Dental Materials.* 9th ed. Londra: Blackwell Scientific Publications; 2008, p: 89-100

McGinley E, Gary P, Moran B, Garry JP, Fleming. Biocompatibility effects of indirect exposure of base-metal dental casting alloys to a human-derived three-dimensional oral mucosal model. *J Dent.* 2013;41: 1091–1100.

McLaren E. CAD/CAM dental technology. *Compend Contin Educ Dent.* 2011;32: 73-6, 78-80, 82.

McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics Volume I.* Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc; 2011, p: 52-90.

McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85: 61-6.

Meacock CG, Vilar R. Structure and properties of a biomedical Co–Cr–Mo alloy produced by laser powder microdeposition. *J Laser Appl.* 2009;21: 88–95.

Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent.* 1999;2: 9-35.

Mehl C, Harder S, Byrne A, Kern M. Prosthodontics in digital times: a case report. *Quintessence Int.* 2013;44: 29-36.

Melo RM, Travassos AC, Neisser M. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. *J Prosthet Dent.* 2005;93: 64–69.

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;28: 44-56.

Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers, Part II. Physical properties. *J Prosthet Dent.* 1973;30: 424-431.

Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res.* 1986;65: 993–7.

Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent.* 2004;7: 11-24.

Mumford G. The Porcelain fused to metal restoration *Dent Clin North Am.* 1965;23: 241-9.

Naylor WP, King AH. Introduction to metal-ceramic technology. 2nd ed. Surrey: Quintessence Publishing Co.; 2009, p:9-41.

Nesse H, Ulstein DM, Vaage MM, Øilo M. Internal and marginal fit of cobaltchromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J Prosthet Dent.* 2015;114: 686-92.

Nielsen JP, Tuccillo JJ. Interfacial stress in porcelain bodies bonded to metal prosthetic restorations. *J Biomed Mater Res.* 1972;6: 395-404.

Niemi L, Holland RI. Tarnish and corrosion of a commercial dental Ag-Pd-Cu-Au casting alloy. *J Dent Res.* 1984;63: 1014-8.

O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection.* 4th ed. Kanada: Quintessence Publishing Co; 2008, p: 168-240.

Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011;27: 356–63.

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;24: 351-6.

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: 299-302.

Ozcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003;30: 265-9.

Ozcan M, van der Sleen JM, Kurunmäki H, Vallittu PK. Comparison of repair methods for ceramic fused to metal crowns. *J Prosthodont.* 2006;15: 283-8.

Ozcan M, Kojima AN, Nishioka RS, Mesquita AM, Bottino MA, Filho GD. Effect of jig design and assessment of stress distribution in testing metal-ceramic adhesion. *J Prosthodont.* 2016;25: 665-9.

Özüğür B. Hızlı Prototipleme Teknikleri ile Kompleks Yapıdaki Parçaların Üretilebilirliklerinin Araştırılması. G. Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2006, Ankara (Danışman: Yrd. Doç. Dr. İhsan Korkut).

Papazoglou E, Brantley WA. Porcelain adherence vs force to failure for palladium–gallium alloys: A critique of metal–ceramic bond testing. *Dent Mater.* 1998;14: 112-9.

Papia E, Arnoldsson P, Baudinova A, Jimbo R, Vult VON Steyern P. Cast, milled and EBM-manufactured titanium, differences in porcelain shear bond strength. *Dent Mater J.* 2017;doi: 10.4012/dmj.2016-404

Pask JA, Tomsia AP. Oxidation and ceramic coatings on Ni-Cr alloys. *J Dent Res.* 1988;67: 1164-71.

Patel N. Contemporary dental CAD/CAM: modern chairside/lab applications and the future of computerized dentistry. *Compend Contin Educ Dent*. 2014;35: 739-46.

Persson M, Bergman M. Metal-ceramic bond strength. *Acta Odontol Scand*. 1996;54: 160-5.

Probster L, Maiwald U, Weber H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *Eur J Oral Sci* 1996;104: 313–9.

Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisitions of dental impressions for manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent*. 2007;35: 903-8.

Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal–ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater* 2008;24: 1311–5.

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*. 2016;115: 109-14.

Rhoads JE, Rudd KD, Morrow RM. *Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures 2 Sub ed*. Toronto: Mosby Company; 1980, p: 175-202

Ringle RD, Mackerr Jr JR, Fairhurst CW. An X-rayspectrometric technique for measuring porcelain-metaladherence. *J Dent Res*. 1983;62: 933–6.

Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont*. 2009;18: 188-94.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. Londra: The C.C. Mosby Company; 2001, p:609-42.

Rudolph H, Salmen H, Moldan M, Kuhn K, Sichwardt V, Wöstmann B, Luthardt RG. Accuracy of introral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *J Appl Oral Sci*. 2016;24: 85-94.

Sakaguchi R, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials* 13th ed. ABD: Elsevier Inc.; 2012, p: 200-52

Sakai T, Hideshima M, Takahashi H, Ichinose S, Igarashi Y. Effect of mold temperatures on interface between primary and secondary castings of cast-on method for precision metal frameworks. *J Prosthodont Res.* 2009;53: 60-6.

Samraa APB, Moraisb E, Mazurc RF, Vieirac SR, Rachedc RN. CAD/CAM in dentistry. A critical review. *Rev Odonto Cienc.* 2016;31: 140-144.

Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools and Manufacture.* 2006;46: 1459-68.

Sanz C, Navas VG. Structural integrity of direct metal laser sintered parts subjected to thermal and finishing treatments. *J Mater Process Technol.* 2013;213: 2126–36.

Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The Effects of porcelain polishing systems on the color and Surface texture of feldspathic porcelain *J Prosthet Dent.* 2006;96: 122-8.

Scherrer SS, Wiskott AH, Coto-Hunziker V, Belser UC. Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;89: 579–88.

Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. *Biocompatibility of Dental Materials.* Springer; Verlag Berlin Heidelberg: 2009, p:221-50.

Schweitzer D, Goldstein GR, Licci JL, Silva NRFA, Hittelman EL. Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. *J Prosthodont.* 2005;14: 239-247.

Schwickerath H. Verbundfestigkeit von Metallkeramik (Fusion strength of metal ceramics). *Dtsch Zahnarzl Z.* 1980;35: 910–2.

Scolaro JM, Pereira JR, do Valle AL, Bonfante G, Pegoraro LF. Comparative study of ceramic-to-metal bonding. *Braz Dent J.* 2007;18: 240-3.

Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobaltchromium alloys: Shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthe Dent.* 2014;112: 600-5.

Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res.* 1962;41: 1424-37.

Sherill CA, O'Brein WJ. Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. *J Dent Res.* 1974;53: 683-690.

Shillingburg HT, Hobo H, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1973;29: 276-84.

Shillingburg HT, Hobo H, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* 3rd ed. Chicago: Illinois: Quintessence Publishing Co.; 1997, p:455-483

Shillingburg HT Jr, Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;89: 527-32.

Silver M, Klein G, Howard MC. An evaluation and comparison of porcelains fused to cast metals. *J Prosthetic Dent.* 1960;10: 1055-1064.

SinirliogluMC. Rapid Manufacturing of dental and medical parts via LaserCUSING® Technology using Titanium and CoCr powder materials US- Turkey Workshop On Rapid Technologies. 2009, September

Sönmez M. Metal porselen bağlantı kuvvetini inceleyen test tasarımlarının karşılaştırılması. A. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2002, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Bengül Yurdukoru)

Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, Beuer F. A novel CAD/CAM base metal compared to conventional CoCrMo alloys: An in-vitro

study of the long-term metal-ceramic bond strength. *Oral Health and Dental Management*. 2014;13: 446-52.

Steiner PJ, Kelly JR, Giuseppetti AA. Compatibility of ceramic-ceramic systems for fixed prosthodontics. *Int J Prosthodont*. 1997;10: 375-80.

Straussberg, G., Katz, G., Kuwata, M Design of Gold Supporting Structures for Fused Porcelain Restorations. *J Prosthet Dent*. 1966;16: 928-36.

Strub JR, Stiffler S, Schärer P. Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors. *Quintessence Int*. 1988;19: 215-22.

Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006;137: 1289-96.

Suansuwan N, Swain MV. New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. *Int J Prosthodont*. 1999;12: 547-52.

Suleiman SH, Vult von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71: 1280-9.

Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont*. 2012;21: 641-4.

Takahashi M, Kikuchi M, Takada Y, Okuno O. Mechanical properties and microstructures of dental cast Ti-Ag and Ti-Cu alloys. *Dent Mater J*. 2002;21: 270-80.

Teoh SH. Fatigue of biomaterials: A review. *Int Biomat Fatigue*. 2000;22: 825–37.

Tuccillo JJ, Nielsen JP. Creep and sag properties of a porcelain-gold alloy. *J Dent Res*. 1967;46: 579-83.

Tulga A. Effect of annealing procedure on the bonding of ceramic to cobalt-chromium alloys fabricated by rapid prototyping. *J Prosthet Dent.* 2017; doi: 10.1016/j. prosdent. 2017.05.009

Tuna SH, Özçiçek Pekmez N, Kürkçüoğlu I. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *J Prosthet Dent.* 2015;114: 725-34.

Türkoğlu P, Bultan Ö, Öngül D. Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler. *İ. Ü. Diş Hek. Fak. Der.* 2010;44: 45-53.

Twiggs SW, Searle JR, Ringle RD, Fairhurst CW. A rapid heating and cooling rate dilatometer for measuring thermal expansion in dental porcelain. *J Dent Res.* 1989;68: 1316-1318.

Twiggs SW, Mackert JR, Oxford AL, Ergle JW, Lockwood PE. Isothermal phase transformations of a dental porcelain. *Dent Mater.* 2005;21: 580-5.

Ucar Y, Akşahin Z, Kurtoğlu C. Metal ceramic bond after multiple castings of base metal alloy. *J Prosthet Dent* 2009;102: 165-171.

Udroiu R. Powder bed additive manufacturing systems and its applications. *AJME.* 2012;10: 122-129.

Vaillant-Corroy AS, Corne P, De March P, Fleutot S, Cleymand F. Influence of recasting on the quality of dental alloys: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2015;114: 205-211.

van der Zel JM. Ceramic-fused-to-metal restorations with a new CAD/CAM system. *Quintessence Int.* 1993;24: 769-78.

van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28: 3-12.

Vernekar NV, Jagadish PK, Diwakar S, Nadgir R, Krishnarao MR. Alternate metal framework designs for the metal ceramic prosthesis to enhance the esthetics. *J Adv Prosthodont.* 2011;3: 113-8.

Vermilyea SG, Kuffler MJ, Tamura JJ. Casting accuracy of base metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1983;50: 651-3.

Wagner WC, Asgar K, Bigelow WC, Flinn RA Effect of interfacial variables on metal-porcelain bonding. *J Biomed Mater Res.* 1993;27: 531-7.

Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am.* 1992;36: 765-82.

Walton TR, O'Brien WJ. Thermal stress failure of porcelain bonded to a palladium-silver alloy. *J Dent Res.* 1985;64: 476-80.

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.* 2016;116: 916-23.

Wang X, Laoui T, Bonse J, Kruth J-P, Lauwers B, Froyen L. Direct selective laser sintering of hard metal powders: experimental study and simulation. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology.* 2002;19: 351-7.

Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys. A review. *J Prosthet Dent.* 2000;83: 223-234

Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87: 351-63.

Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am.* 2004;48: 499-512.

Willer J, Rossbach A, Weber H-P. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent.* 1998;80: 346-53.

Williams CB. Rapid Prototyping with Metals: A Review of Technology and Associated Material Properties. ME 6796 – Midterm Report. 2003: Nov 4.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8: 105–16.

Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* 2006;96: 47–52.

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;97: 141-9.

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*. 2014;111: 51-5.

Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. Metal–ceramic bond strength of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Dent*. 2012;40: 453-7.

Xin XZ, Chen J, Xiang N, Gong Y, Wei B. Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co-Cr dental alloy after porcelain firing. *Dent Mater*. 2014;30: 263-70.

Yamamoto M.: *Metal-ceramics principles and methods of Makoto Yamamoto*. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1985, p:46-75.

Yun-Jung C, Jai-Young K, Seong-Joo H, Seong-Kyun K, Jin-Soo A, Dong-Soo P. Comparison of the mechanical properties and microstructures of fractured surface for Co-Cr alloy fabricated by conventional cast, 3-D printing laser-sintered and CAD/CAM milled techniques. *J Korean Acad Prosthodont*. 2014;52: 67-73.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. AÜ. Dis Hek. Fak. Yayınları, Ankara; 1993, p: 190-233.

Zhang Z, Aida Y, Tamaki Y, Hotta Y, Miyazaki T. Experimental Binder-free Investments Reused to Cast Dental Precious Alloys. *Dent Mater J*. 2006;25: 553-9.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Elif Ece	Uyruğu	T.C.
Soyadı	Üzel	Tel no	0(535)8971746
Doğum tarihi	10/02/1986	e-posta	eceyoldan@gmail.com

Eğitim Bilgileri

	Mezun olduğu kurum	Mezuniyet yılı
Lise	M.N.Çakallıklı Anadolu Lisesi	2004
Lisans	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2010
Yüksek Lisans		
Doktora	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2011-2014 2014-2017

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	2010, Güz Dönemi, ÜDS	75

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Burslar-Ödüller:

Yayımlar ve Bildiriler: Sebnem Ulviye Buyukkaplan, Mehmet Mustafa Özarslan, Çağatay Barutçigil, Merve Arslan, Kubilay Barutçigil, Elif Ece Yoldan. Effects of staining liquids and finishing methods on translucency of a hybrid ceramic material having two different translucency levels. J Adv Prosthodont. 2017; 9:387-393.