



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI TEKNİKLERLE HAZIRLANAN METAL-SERAMİK
ALTYAPILARININ FİZİKSEL VE MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA

Necati KALELİ

**Samsun
Temmuz-2015**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI TEKNİKLERLE HAZIRLANAN METAL-SERAMİK
ALTYAPILARININ FİZİKSEL VE MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA

Necati KALELİ

**Danışman
Prof. Dr. Duygu SARAÇ**

**Samsun
Temmuz-2015**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Necati KALELİ tarafından Prof. Dr. Duygu SARAÇ Danışmanlığında hazırlanan “Farklı Tekniklerle Hazırlanan Metal-Seramik Altyapılarının Fiziksel ve Mekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 30/07/2015 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI, Ankara Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Gözlem CEYLAN, Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Duygu SARAÇ, Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Elif Eser SAKALLIOĞLU, Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Yrd. Doç. Dr. Ayça TULGA, Ordu Üniversitesi



ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

30/07/2015

Doç. Dr. Aydın HİM
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren, öğrencisi ve oğlu olmaktan onur duyduğum değerli hocam Sayın Prof. Dr. Duygu SARAÇ'a,

Tezime olan katkılarından dolayı tez izleme jürimdeki değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Gözlem CEYLAN ve Sayın Prof. Dr. Elif Eser SAKALLIOĞLU'na,

Araştırma görevlisi olarak görev yaptığım süre boyunca fikirleriyle bana her zaman yol gösteren ve destek olan değerli hocam Sayın Prof. Dr. Şinasi SARAÇ'a

Mesleğimde bilimsel açıdan gelişmemdeki katkılarından dolayı anabilim dalımızın değerli öğretim üyelerine,

Tez örneklerimin hazırlanmasında teknik destek sağlayan Özel DL Freze Teknik Diş Protez Laboratuvarı'na, Sayın Noyan ŞEKER'e ve başımız sıkıştığında bilgi ve tecrübesiyle bize yardımcı olan diş teknisyenimiz Sayın Elif DAĞCI'ya,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma,

Doktora eğitimimin son döneminde özellikle dostlukları ile yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen değerli arkadaşlarım, Dt. Bengi KURT AYDIN, Dt. Gizem PEHLİVAN ve Dt. Yeşim ÜNLÜBAŞ'a

Can dostlarım Dt. Onur ETÖZ ve Dr. Dt. Özgür ÖZTÜRK'e,

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bugünlerimi borçlu olduğum canım annem, babam, ablam ve abime,

Sevgi ve desteği ile en zor anlarımda yanımda olan sevgili eşim Ayça ERSOY KALELİ'ye,

sonsuz teşekkürler...

ÖZET

FARKLI TEKNİKLERLE HAZIRLANAN METAL-SERAMİK ALTYAPILARININ FİZİKSEL VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç: Çalışmamızın amacı döküm, milling, DMLS ve LaserCusing® yöntemleri ile üretilen metal-seramik restorasyon altyapılarını marjinal uyum, internal uyum ve porselen bağlantısı yönünden karşılaştırmaktır.

Materyal ve Metot: Marjinal uyum ve internal uyumun değerlendirilmesi için 48 adet prepare edilmiş premolar ve molar dişleri temsil eden metal day hazırlandı. Döküm, milling, DMLS ve LaserCusing® yöntemleri ile üretilen 12'şer adet metal altyapıda; altyapı sonrası, porselen uygulaması sonrası ve simantasyon sonrası dayanak dişlerin bukkal, lingual, mezial ve distal marjinal bölgelerinde stereomikroskop kullanılarak 15'er ölçüm yapıldı. Marjinal aralık ölçümleri tamamlandıktan sonra örnekler bukkal-lingual yönde orta çizgiye kadar frezelenildi. Daha sonra stereomikroskop altında her bir dayanak dişte 30 adet ölçüm yapılarak internal aralık değerleri kaydedildi. Porselen bağlantısının değerlendirilmesi amacıyla ISO standartlarına göre döküm, milling, DMLS ve LaserCusing® yöntemleri ile 24'er adet metal altyapı üretildi. Porselen uygulaması sonrası örnekler üzerinde 3-nokta eğme testi uygulandı. Marjinal aralık değerleri tek değişkenli varyans analiziyle, internal aralık ve porselen bağlantı kuvveti değerleri tek yönlü varyans analiziyle istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bulgular: En düşük ortalama marjinal aralık ve internal aralık değerleri LaserCusing® yöntemi ile üretilen restorasyonlarda gözlemlendi ve diğer tüm yöntemlerle arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Porselen bağlantı kuvveti değerleri incelendiğinde, sadece döküm yöntemi ve LaserCusing® yöntemi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$).

Sonuç: Çalışmamızda elde edilen sonuçlar doğrultusunda LaserCusing® yöntemi, marjinal uyum, internal uyum ve porselen bağlantısı bakımından döküm, milling ve DMLS yöntemine göre daha başarılı bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: CAD/CAM; internal aralık; lazer sinterleme; marjinal aralık; metal-porselen bağlantısı; metal-seramik restorasyonlar.

Necati KALELİ, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Temmuz-2015

ABSTRACT

COMPARISON OF PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF METAL-CERAMIC FRAMEWORKS PREPARED BY DIFFERENT TECHNIQUES

Aim: The aim of this study was to compare the metal-ceramic frameworks prepared by casting, milling, DMLS and LaserCusing® methods in terms of marginal adaptation, internal adaptation and porcelain bonding.

Material and Method: Forty-eight metal die representing prepared premolar and molar teeth were constructed to evaluate marginal and internal adaptation. Following the fabrication of metal frameworks prepared by casting, milling, DMLS and LaserCusing® (n=12), fifteen marginal measurement were recorded on each buccal, lingual, distal and mesial side of abutment teeth respectively after fabrication of framework, porcelain application and cementation by using stereomicroscope. After marginal gap measurements completed, all samples were abraded until middle line in bucco-lingual direction. Then thirty internal measurements were recorded on each abutment teeth by using stereomicroscope. Ninety-six metal frameworks were prepared by casting, milling, DMLS and LaserCusing® (n=24) according to ISO standards to evaluate porcelain bonding. After porcelain application to frameworks, 3-point bending test was performed. Statistical analysis of marginal gap measurements was evaluated by univariate variance analysis whereas statistical analysis of internal gap measurements and porcelain bonding strength values were evaluated by one-way ANOVA analysis.

Results: The lowest marginal and internal gap values were observed on restorations prepared by LaserCusing® which was found to be significantly different ($p<0.05$) when compared to other methods. Porcelain bonding results showed that only significant difference was found between casting and LaserCusing® methods ($p<0.05$).

Conclusions: According to the results of marginal adaptation, internal adaptation and porcelain bonding, LaserCusing® method was found to be more successful when compared to casting, milling and DMLS methods.

Keywords: CAD/CAM; internal gap; laser sintering; marginal gap; metal-porcelain bonding; metal-ceramic restorations.

Necati KALELİ, PhD Thesis

Ondokuz Mayıs University Samsun, July-2015

SİMGELER VE KISALTMALAR

°	Derece
%	Yüzde
°C	Derece santigrat
sn.	Saniye
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekaare
µm	Mikrometre
dk.	Dakika
3D	Three Dimensional (Üç Boyutlu)
3DP	3D Printing (3D Yazıcı)
ADA	American Dental Association (Amerikan Diş Hekimliği Birliği)
Ag	Gümüş
Al	Alüminyum
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
Al ₂ O ₃ SiO ₂ 2H ₂ O	Alüminyum hidrat silikat (Kaolin)
ASTM	American Society for Testing and Materials
Au	Altın
Be	Berilyum
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Yardımıyla Tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Yardımıyla Üretim)
CNC	Computer Numeric Controlled
Co	Kobalt
CO ₂	Karbondioksit
Cr	Krom
Cu	Bakır
d _M	3-nokta eğme testinde kullanılan metal altyapıların kalınlığı
DMLS	Direct Metal Laser Sintering (Direkt Metal Lazer Sinterleme)
EDM	Electrical Discharge Machining (Elektro Erozyon İşleme)
EDS	Enerji Dağılımlı X-Işınları Analizi
E _M	Metal Elastisite Modülü

FDI	World Dental Federation
FDM	Fused Deposition Modelling (Ergitmeli Model Yığıma)
HP	Hızlı Prototipleme
Ir	İridyum
ISO	International Organization for Standardization
K ₂ O	Potas
K ₂ O.Al ₂ O ₃ .6SiO ₂	Potasyum alüminyum silikat
LM	Layered Manufacturing (Katmanlı Üretim)
MAD	Manuel Aided Design (Manuel Tasarım)
Mn	Mangan
Mo	Molibden
MPa	Megapaskal
N	Newton
Na ₂ O	Soda
Na ₂ O.Al ₂ O ₃ .6SiO ₂	Albit
Nb	Niobyum
Nd:YAG	Neodymium Yitriyum Alüminyum Garnet
Ni	Nikel
O	Oksijen
Os	Osmiyum
Pd	Paladyum
Rh	Rodyum
RM	Rapid Manufacturing (Hızlı Üretim)
rpm	Birim zamandaki devir sayısı
Ru	Rutenyum
SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
SFF	Solid Freeform Fabrication (Serbest Şekilli Fabrikasyon)
Si	Silisyum
SiO ₂	Silika
SiO ₄	Silisyum tetraoksit
SLM	Selective Laser Melting (Seçici Lazer Ergitme)
SLS	Selective Laser Sintering (Seçici Lazer Sinterleme)

SPSS	Statistical Package for Social Sciences
STL	Stereolithography
Tb	Metal porselen bağlantı kuvveti değeri
Ti	Titanyum
W	Volfram



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonların Tarihçesi	3
2.2. Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar	3
2.2.1. Soy Metal Alaşımlar	6
2.2.2. Baz Metal Alaşımlar	7
2.2.3. Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımların Sahip Olması Gereken Özellikler	9
2.3. Dental Porselenler	10
2.3.1. Dental Porselenlerin Yapısı	10
2.3.2. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması	12
2.3.3. Metal Porselen Bağlantısı	14
2.3.4. Metal Porselen Bağlantısında Görülen Başarısızlık Tipleri	16
2.4. Metal Altyapıların Dökümü	18
2.4.1. Revetmanların Genel Yapısı	18
2.4.2. Metal Altyapıların Dökümünde Kullanılan Revetman Çeşitleri	19
2.4.3. Metal Altyapıların Dökümünde Kullanılan Makineler	19
2.4.4. Döküm Makinelerinde Kullanılan Erítme Yöntemleri	20
2.4.5. Metal Altyapıların Dökümünde Karşılaşılan Sorunlar	21
2.5. CAD/CAM Sistemleri	22
2.5.1. CAD/CAM Sistemini Oluşturan Parçalar	23
2.5.2. Metal Altyapıların Üretiminde Kullanılan Aşındırılmalı Üretim Sistemleri ...	25
2.5.3. Metal Altyapıların Üretiminde Kullanılan İlave Üretim Sistemleri	26
2.6. Marjinal ve İnternal Uyum	36
2.6.1. Uyumsuzluğun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler	38
2.7. Metal-Porselen Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler	39

2.7.1. Mekanik Testler	40
2.7.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	42
2.7.3. Enerji Dağılımlı X-Işınları Analizi (EDS).....	42
2.7.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi (Profilometre).....	42
3. MATERYAL VE METOT.....	43
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	43
3.2. Marjinal Uyumun Değerlendirilmesi	45
3.2.1. Ana Modellerin Hazırlanması.....	45
3.2.2. Metal-Seramik Restorasyon Altyapılarının Üretimi.....	47
3.2.3. Birinci Marjinal Aralık Ölçümlerinin Yapılması	52
3.2.4. Metal Altyapılara Porselen Uygulaması	56
3.2.5. İkinci Marjinal Aralık Ölçümlerinin Yapılması	59
3.2.6. Metal-Seramik Örneklerin Simantasyonu	60
3.2.7. Üçüncü Marjinal Aralık Ölçümlerinin Yapılması	61
3.3. İnternal Uyumun Değerlendirilmesi	63
3.4. Metal-Porselen Bağlantı Dayanıklılığının Değerlendirilmesi.....	65
3.4.1. Test Örneklerinin Hazırlanması.....	65
3.4.2. Metal Altyapılara Porselen Uygulaması.....	69
3.4.3. 3-nokta Eğme Testinin Uygulanması	73
3.4.4. Metal-Porselen Bağlantı Başarısızlık Tipinin Belirlenmesi	76
3.4.5. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi.....	76
3.5. Verilerin İstatistiksel Analizlerinin Yapılması.....	77
4. BULGULAR.....	78
4.1. Marjinal Aralık Ölçümlerinin Analizi.....	78
4.2. İnternal Aralık Ölçümlerinin Analizi.....	86
4.3. 3-nokta Eğme Testi Sonucu Elde Edilen Verilerin Analizi	88
4.3.1. Gruplarda 3-nokta Eğme Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Tipleri	90
4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Analizi	90
5. TARTIŞMA.....	93
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	113
KAYNAKLAR	114
ÖZGEÇMİŞ	134

1. GİRİŞ

Metal destekli seramik restorasyonlar uzun yıllardan beri diş eksikliklerinin tedavisinde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Çiğneme kuvvetleri altında fonksiyon gören kısım porselen yüzeyler olsa da restorasyonun başarısı büyük ölçüde metal altyapının fiziksel ve mekanik dinamikleri ile ilişkilidir (Robert ve ark. 2009). Metal altyapının destek dişlerle olan uyumu ve porselen bağlantısı bu dinamikleri belirleyen önemli faktörlerdir (Ünsal ve Üşümez, 2010).

Geleneksel döküm yöntemi metal destekli seramik restorasyonların yapımında kullanılan ve yüksek teknik hassasiyet gerektiren bir yöntemdir. Döküm işlemleri sırasında görülen hatalar altyapının uyumunu ve porselen bağlantısını olumsuz yönde etkilemektedir (Naylor, 2009). Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) sistemlerinin diş hekimliği pratiğine kazandırılması bu sorunları geride bırakmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan CAD-CAM sistemleri çoğunlukla milling sistemlerdir. Milling sistemlerinin çalışma prensibi bilgisayar ortamında tasarımı yapılan dental restorasyonların metal, seramik veya rezin esaslı bloklardan frezelenerek üretilmesi esasına dayanır. Sistemin çalışma prensibi itibariyle madde kaybı çok fazla olduğundan metal destekli seramik restorasyonların altyapılarının üretiminde değerli alaşımlar yerine baz metal alaşımları tercih edilmektedir. Ancak yüksek sertlik derecesine sahip baz metal alaşımdan oluşan blokların frezelenmesi hem çok zaman almakta hem de freze ekipmanlarının çabuk aşınmalarına neden olmaktadır (Tara ve ark., 2011).

Son yıllarda “Hızlı Prototipleme (HP)” sistemlerinden biri olan lazer sinterleme teknolojisi alternatif bir CAD/CAM sistemi olarak Protetik Diş Tedavisi alanında kabul görmüştür. Toz halindeki metal alaşımlar katman katman birleştirilerek çok küçük boyutlarda ve komplike yapılara sahip objeler üretilebilmektedir. Geleneksel döküm işlemleri sırasında metal altyapılarda meydana gelen büzülme ve hatalar, lazer sinterleme sistemleri ile ortadan kalkmakta, sahip oldukları boyutsal stabilizasyon sayesinde çok üyeli restorasyonlar destek dişler üzerine pasif olarak yerleşmektedir (Yüksel ve Zaimoğlu, 2011). Lazer sinterleme sistemleri kendi içerisinde toz partiküllerinin ergime ve birbirleriyle bağlanma mekanizmalarına göre dallara ayrılmaktadır (Santos ve ark., 2006). Diş hekimliğinde kullanılan lazer sinterleme

makineleri temel olarak Seçici Lazer Sinterleme (SLS) veya Seçici Lazer Ergitme (SLM) prensipleri ile çalışmaktadır.

SLS ve SLM makineleri, ilk tanıtıldıkları günden günümüze kadar gelişen teknoloji ile birlikte sürekli bir değişim içerisinde dirler. SLS sistemleri zaman içerisinde gelişerek, daha yoğun ve komplike metal parçaların üretilebildiği Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) sistemi ortaya çıkmıştır. Diğer yandan birçok SLM sistemi temel çalışma prensibi olan tam ergime protokolünü korurken, kullanılan lazer çeşidi ve lazer ışınlarının odaklanma şekli bakımından farklılık gösterirler (Hopkinson ve ark., 2006). Yeni bir SLM sistemi olarak bilinen LaserCusing® sistemi protetik diş tedavisinde metal altyapıların üretiminde başarıyla kullanılmaktadır (Sinirlioğlu, 2009).

Bu tez çalışmasının amacı döküm, milling, DMLS ve LaserCusing® yöntemleri ile üretilen metal-seramik restorasyon altyapılarını marjinal uyum, internal uyum ve porselen bağlantısı yönünden karşılaştırmaktır.

Bu tez çalışmasının hipotezi LaserCusing® yönteminin, metal altyapıların marjinal uyumu, internal uyumu ve porselen bağlantısı bakımından döküm, milling ve DMLS yöntemine göre daha başarılı olduğudur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonların Tarihçesi

Diş hekimliğinde bilimsel niteliği olan ilk seramik kuron örnekleri 1903'de Dr. Charles Land tarafından diş hekimliğine sunulmuştur. Platin bir folyo üzerinde kendi geliştirdiği düşük ısı porselenini fırınlayarak ağız içi kuvvetlere karşı oldukça dayanıksız ilk porselen jaket kuronların yapımını gerçekleştirmiştir. Land'ın patentini aldığı jaket kuronların fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla yaptığı çalışmalar protetik diş tedavisinde bir dönüm noktası olmuş ve metal destekli seramik restorasyonların gelişimine zemin hazırlamıştır (Naylor, 2009).

Metal destekli seramik restorasyon teknolojisi, düşük ısı porselenlerinin kimyasal formüllerinde yapılan birçok düzenleme ve yıllar süren klinik çalışmalar neticesinde 1956 yılında Dr. S. Charles Brecker'in katkılarıyla literatüre girmiştir. Altın alaşımları ile porselenin füzyonunu sağlayan Brecker, jaket kuronların kontraendike olduğu oklüzyon şartlarında kullanılabilir sabit protetik tedavi alternatifleri sunmuştur (Naylor, 2009).

Uzun dönem klinik başarıya ve estetik performansa sahip metal destekli seramik restorasyonlara geçiş süreci 1962 yılında gerçekleştirilen iki büyük buluş sayesinde başlamıştır. İlk olarak, M. Weinstein, S. Katz ve A. B. Weinstein tarafından metal alaşımların termal genişleme katsayısıyla uyumlu porselenler piyasaya sunulmuştur. İkinci olarak, M. Weinstein ve A. B. Weinstein dental alaşımların üretiminde kullanılan ve feldspatik porselenlerle kimyasal bağ oluşturabilen bileşenlerin patentini almışlardır. Bu gelişmelerle birlikte birçok yeni materyal piyasaya sunulmuş ve metal destekli seramik restorasyonlar protetik tedavinin temel uygulamalarından biri haline gelmiştir (Anusavice ve ark., 2012).

2.2. Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar

Metaller doğada en sık rastlanan elementlerdir. Periyodik tabloda yer alan elementlerin çoğunluğunu metaller oluşturmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012). Saf halde tek bir elementten oluşan metale, özelliklerini geliştirmek amacıyla metal veya metal olmayan başka elementler ilave edilir. Bu şekilde en az iki metalin veya bir metalle metal olmayan bir elementin çeşitli sıcaklıklarda birbirleri içinde eriyerek karışımları sonucu oluşan materyale alaşım denir (Wataha, 2002).

Metaller ve metal alaşımları diş hekimliğinde ilk defa 1907 yılında Doktor Taggart'ın bir döküm yöntemi olan “mum atımı” (lost-wax) tekniğinin patentini alması ve yöntemin esaslarını açıklamasıyla kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde hala yaygın bir şekilde kullanılan döküm yöntemiyle inley restorasyonlar hazırlayan Taggart'ın kullandığı ilk materyal saf altındır. Fakat sonraları fiziksel ve mekanik özellikleri daha iyi ve daha ekonomik olan dental alaşımların arayışı başlamıştır (Anusavice ve ark., 2012).

Metal destekli seramik restorasyonların yapımında ekonomik ve klinik beklentileri karşılamak için birçok alaşım sistemi literatüre girmiştir. Ancak her geçen gün ortaya çıkan yeni alaşım sistemleri ile birlikte hekimlerin tercihleri daha da zorlaşmaktadır. Bunun sonucunda da materyal seçimleri laboratuvarların önerileri doğrultusunda ekonomik faktörler baz alınarak yapılmaktadır (O'Brien, 2008).

Metal alaşımların sınıflandırılmasında belirli terimler kullanılmaktadır ve her alaşımın en uygun şekilde kullanılabilmesi için bu terimlerin açıklamalarının bilinmesi oldukça önemlidir.

Soy: Kimyasal stabiliteleri sayesinde korozyona ve oksidasyona karşı dirençli olan metalleri ifade eder. Diş hekimliğinde altın (Au), platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os) ve rodyum (Rh) olmak üzere 7 soy alaşım bulunmaktadır. Bazı araştırmacılar gümüşü (Ag) de soy metaller grubuna dahil ederken ağız içerisinde okside olabildiği için diş hekimliğinde soy metal grubunda yer almamaktadır (Naylor, 2009).

Soy olmayan: Soy olmayan metaller okside olabilen metalleri ifade etmektedir. Soy olmayan terimi “baz metal” terimi yerine kullanılabilen bir alternatif olarak düşünölmektedir (Naylor, 2009).

Baz metal: Soy olmayan ve kıymetsiz metaller için kullanılan bir başka terimdir. Nikel, krom, kobalt ve alüminyum içeriği bulunan alaşımlar diş hekimliğinde kullanılan baz metal alaşımı örnekleridir (Naylor, 2009).

Diş hekimliği literatüründe metal-seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlara ait birçok sınıflama mevcuttur. Bu sınıflandırmaların bazıları metallerin maliyetlerine göre, bazıları kullanım şekline göre ve bazıları da içeriklerine göre yapılmaktadır (Anusavice ve ark., 2012).

Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları McLean (1983) tarafından içerdikleri kıymetli metal oranlarına göre şu şekilde sınıflandırılmıştır:

A) Kıymetli Metal Alaşımlar

a) Yüksek altın içeren metal alaşımlar

- Altın-platin-paladyum (Au-Pt-Pd) alaşımları
- Altın-platin-tantalyum (Au-Pt-Ta) alaşımları

b) Düşük altın içeren metal alaşımlar

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

c) Altın içermeyen metal alaşımları

- Paladyum-gümüş (Pd-Ag) alaşımları

B) Kıymetsiz Metal Alaşımlar

a) Kobalt-krom metal (Co-Cr) alaşımları

b) Nikel-krom metal (Ni-Cr) alaşımları

c) Titanyum (Ti)

O'Brien ise, metal-seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları içeriklerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (O'Brien, 2008):

A) Soy Metal Alaşımlar

a) Paladyum (Pd) alaşımları

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

b) Altın (Au) alaşımları

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

B) Baz Metal Alaşımlar

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

b) Nikel-krom (Ni-Cr) alaşımları

c) Kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları

d) Titanyum (Ti) ve titanyum alaşımları

2.2.1. Soy Metal Alaşımlar

Paladyum-Gümüş Alaşımları

Paladyum-gümüş alaşımları çoğunlukla %50-60 oranında paladyum içermektedirler. Metal-seramik restorasyonlar için uygun fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip paladyum-gümüş alaşımlarının sahip olduğu %50-60 soyluluk oranı, korozyona ve lekelenmeye karşı direnci arttırmaktadır. Yüksek elastisite modülü, iyi derecede dökülebilirlik, yüksek akma direnci ve mükemmel porselen bağlantısı bu alaşımların en önemli avantajlarıdır (Naylor, 2009). Bu grubun asıl dezavantajı, gümüş nedeniyle porselende görülen yeşilimsi renk değişimlerinin altın-paladyum-gümüş alaşımları gibi düşük gümüş içerikli alaşımlara göre daha fazla oluşmasıdır (O'Brien, 2008).

Paladyum-Bakır Alaşımları

Paladyum-bakır alaşımları genellikle %70-80 oranında paladyum, %15'den fazla bakır ve yaklaşık olarak %9 oranında galyum içeriğine sahip olup, çok az miktarda altın içerebilir veya hiç içermezler. Porselen bağlantısı için galyum, indiyum ve kalay gibi okside olabilen elementler eser miktarda bulunurlar (Naylor, 2009). Yüksek sertlik, zor parlatılması, metal porselen ara yüzeyinde kalın ve koyu renkte oksit tabakası oluşturması, gaz absorpsiyonuna eğilimi olması, ısıl deformasyona uğrayıp kenar açıklığına neden olması gibi dezavantajlardan dolayı kullanımları oldukça kısıtlıdır (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien, 2008; Naylor, 2009).

Paladyum-Kobalt Alaşımları

Paladyum-kobalt alaşımları %78-88 oranında paladyum, %4-10 oranında kobalt ve eser miktarda galyum, indiyum ve kalay gibi kolay okside olabilen baz metaller içerirler (Naylor, 2009). Düşük fiyat, düşük yoğunluk ve yüksek termal genleşme katsayısına sahip porselenlerle uyumlu olmaları başlıca avantajları iken, maskelenmesi güç olan koyu renkte oksit tabakası oluşumu en önemli dezavantajıdır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Naylor, 2009).

Altın-Platin-Paladyum Alaşımları

İçeriğinde %75-88 oranında altın, %11 oranında paladyum, %8 oranında platin ve eğer ilave edilmişse %5 oranında gümüş bulunur. İndiyum, demir ve kalay gibi okside olabilen metaller porselen bağlantısı için eser miktarda bulunurlar (Naylor, 2009).

Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan en eski sistemlerden biri olan altın-platin-paladyum alaşımlarının, yüksek maliyetleri nedeniyle günümüzde sınırlı bir uygulama alanı bulunmaktadır. Mükemmel seviyede dökülebilirlik ve porselen bağlantısı gösterirken, düşük sertliğe ve yetersiz elastisite modülüne sahiptirler (Zaimoğlu ve ark., 1993; Naylor, 2009).

Altın-Paladyum Alaşımları

Gümüş içermeyen altın-paladyum alaşımları, gümüşün neden olduğu renk problemlerini azaltmak için geliştirilmiştir. İçeriğinde %44-55 oranında altın ve %35-45 oranında paladyum bulunur. Porselen bağlantısını sağlamak için galyum, indiyum ve kalay gibi elementler alaşıma eklenirler (Naylor, 2009). Mükemmel dökülebilirlik, düşük yoğunluk ve uygun gerilme direnci, sistemin başlıca avantajlarıdır. Bu alaşımların dezavantajı ise yüksek genleşme oranına sahip porselenlerle uyumsuz termal genleşme katsayısına sahip olmaları ve maliyetlerinin yüksek olmasıdır (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien, 2002; Naylor, 2009).

Altın-Paladyum-Gümüş Alaşımları

Genel olarak %39-53 oranında altın, %25-35 oranında paladyum ve %12-22 oranında gümüş içerirler. Altın-platin-paladyum alaşımlarının yüksek maliyet, düşük sertlik ve düşük eğilme direnci gibi dezavantajlarının giderilmesi amacıyla geliştirilmişlerdir (Naylor, 2009). Sertleştirici olarak kullanılan gümüşün dental porselenin boyanmasına neden olması en önemli dezavantajıdır. Bu alaşımların, paladyum içeriklerinin yüksek olmasına bağlı olarak döküm ısıları yüksektir ve daha az bükülme özelliği gösterirler (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien, 2008; Naylor, 2009).

2.2.2. Baz Metal Alaşımlar

Nikel-Krom-Berilyum Alaşımları

Nikel-krom alaşımlarına berilyum eklenmesi, alaşımın akışkanlığını arttırarak dökülebilirlik özelliğini geliştirmek ve yüksek sıcaklıkta meydana gelen kalın oksit tabakası oluşumunu engellemek amacıyla yapılmaktadır. Ancak berilyumun kanserojen etkisi ve vücuttan atılımının oldukça zor olması nedeniyle berilyumsuz nikel-krom alaşımları kullanılmaktadır (Naylor, 2009).

Nikel-Krom Alaşımları

Bu alaşımlar %60 veya daha fazla oranda nikel ile %20 veya daha fazla oranda krom içerirler. Krom ilavesi alaşımın lekelenmeye ve korozyona direncini

arttırmaktadır. Nikel alaşımları kıymetli alaşımlardan daha serttir ve çekme dayanıklılıkları oldukça yüksektir. Bu özellikleri daha ince restorasyonlar yapılabilmesine olanak tanırken, aynı zamanda dayanıklılığın oldukça önemli olduğu uzun köprülerde de kullanılabilme imkanı tanır (Craig ve Powers, 2002; Wataha, 2002).

Nikel-krom alaşımlarının, döküm sonrası marjinlerde deformasyon görülebilmesi, dokularda alerjik reaksiyona neden olabilmeleri, içeriklerine bağlı kontrolsüz oksit tabakası oluşabilmesi ve yüksek sertlik derecesi nedeniyle parlatma işlemlerinin zor olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (O'Brien, 2008).

Kobalt-Krom Alaşımları

İçeriğinde %53-68 oranında kobalt, %25-34 oranında krom ve eser miktarda molibden bulunmaktadır (Naylor, 2009). Nikel ve berilyum içermedikleri için toksisitenin olmaması, düşük yoğunluk ve düşük maliyetleri önemli avantajlarıdır. Ancak nikel-krom alaşımlarına göre döküm ve işlenebilme zorluğu ile beraber yüksek sertliğe sahip olmaları, kobalt-krom alaşımlarının en önemli dezavantajlarıdır (O'Brien, 2008; Naylor, 2009).

Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum ve alaşımlarının medikal alanda kullanımı son 20 yılda giderek artmıştır. Dental protezlerde kullanılan titanyumun biyolojik olarak en uyumlu metal olduğu kabul edilmektedir (Roberts ve ark., 2009). İyi korozyon dayancısı, mükemmel biyoyumluluğu, hafifliği, düşük termal iletkenliği ve düşük maliyeti gibi önemli avantajlarından dolayı metal destekli seramik restorasyonlarda tercih edilmektedirler (Özcan ve Uysal, 2005).

Titanyumun en önemli dezavantajı döküm için özel ekipman gerektirmesidir (Wataha, 2002). Titanyum ve alaşımlarının ergime noktası yüksek olduğundan dökümleri argon atmosferi altında özel bir indüksiyon ile gerçekleştirilir (Roberts ve ark., 2009). Diğer bir önemli dezavantajı da fırınlama sırasında 800°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda kalın bir oksit tabakası oluşması ve porselen bağlantısının zayıflamasıdır (Yılmaz ve Dinçer, 1999). Bu nedenle titanyum uygulamalarında düşük ısı porseleni kullanılır. Makine ile aşındırma ve spark erozyon gibi yeni tekniklerin geliştirilmesi ile birlikte günümüzde bu sorunların üstesinden gelinmiştir (Craig ve Powers, 2002).

2.2.3. Metal Destekli Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımın Sahip Olması Gereken Özellikler

Protetik endikasyona bağlı olarak döküm alaşımının seçimi diş hekimi ve uzman laboratuvar teknisyeni işbirliği ile yapılmaktadır. Hastanın güvenliği ve memnuniyeti ile birlikte hukuki problemler baş göstermemesi açısından aşağıdaki özelliklerin çok iyi anlaşılması gerekmektedir .

Biyoyumluluk: Alaşım ağız sıvılarından etkilenmemeli ve ağız ortamına insan sağlığına zararlı olabilecek, toksik ya da alerjik reaksiyona neden olabilecek herhangi bir ürün salınımı gerçekleştirmemelidir (Wataha, 2000).

Lekelenme ve korozyona direnç: Korozyon ağız sıvılarıyla birlikte yüzeyden materyal çözülmesi ile gerçekleşirken, lekelenme yüzeyde ince bir film tabakası birikimi ile oluşmaktadır. Soy metal içeriği olan alaşımlarda lekelenmeye ve korozyona karşı direnç maksimum seviyededir (Anusavice ve ark., 2012).

Isısal genleşme katsayısı: Genel olarak, artık streslerin minimum olması açısından metal alaşım ve porselenin ısısal genleşme katsayılarının birbirleriyle uyumlu olmaları ve metalin ısısal genleşme katsayısının porseleninkine göre çok az fazla olması istenmektedir (McLean, 1979; Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Dökülebilirlik: Eriyen alaşım revetman yüzeyleri ile reaksiyona girmeden tüm boşluklara en ufak bir porözite oluşmaksızın akabilmelidir. Dökülebilirlik özelliği ince detayların oluşabilmesi açısından büyük önem taşır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Oksit formasyonu: Seramik veneer materyali ile güvenilir bir kimyasal bağlantı oluşabilmesi için, metal-seramik ara yüzeyinde ince ve stabil bir oksit tabakası oluşmalıdır. Kontrolsüz oluşan kalın oksit tabakaları, metal-porselen bağlantısını zayıflatmakta ve porselen materyali içinde renk değişimlerine neden olarak restorasyonun estetik potansiyelini azaltmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Elastisite modülü: Birim alana uygulanan gerilim kuvveti karşısında materyalin gösterdiği elastik deformasyon miktarı olarak ifade edilir. Materyalin elastik deformasyona olan direncini yani rijditesini ve katılığını belirler (Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012). Yüksek elastisite modülü özellikle uzun gövdelere sahip restorasyonlarda kullanılan alaşımlarda aranan bir özelliktir (McLean, 1979).

Akma direnci (Yield strength): Materyalde doğru orantılı seyreden elastik deformasyonun sona erdiği ve kalıcı deformasyonun başladığı stres olarak adlandırılır.

Bir materyalin akma dayanıklılık değeri, materyalde kalıcı deformasyona yol açan stres miktarını belirlediği gibi bu değerin üzerindeki streslerde materyalde kalıcı deformasyon oluşacağını da ifade eder (Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012). Soy olmayan metal alaşımlarının akma dayanıklılığı değerlerinin yüksek olması, ince marjinlerde ve uzun köprülerde kullanılabilmelerini sağlar (McLean, 1979).

Reziliens: Materyalin plastik deformasyona uğramaksızın mekanik enerjiyi emme kapasitesi olarak tanımlanır. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlarının, çiğneme kuvvetleri altında minimum şekil değişikliği göstererek kırılğan porselen materyalini desteklemek için yüksek reziliens modülüne sahip olmaları gerekir (Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Sertlik: Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan metallerin sert olmaları, aşındırma ve polisaj gibi laboratuvar işlemlerini zorlaştıracığı için restorasyonun klinik başarısını etkilemektedir. Buna rağmen ince kenarlarda ve uzun köprü protezlerinde kullanım açısından metalin sert olması avantajlı bir durumdur (McLean, 1979). Diğer yandan yüksek sertlik derecesine sahip metal alaşımlar, karşıt dentisyonda veya restorasyonda istenmeyen aşınmalara neden olabilmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice ve ark., 2012).

Yorulma direnci: Materyale sürekli olarak elastik limitinin altında kuvvet uygulanması sonucu bir stres döngüsü oluşmakta ve meydana gelen yorgunluğa bağlı olarak protezlerde kırıklar görülmektedir. Özellikle tekrarlanan çiğneme streslerinin olduğu ağız ortamında, sabit protezlerde kullanılan metal alaşımların yorulma direncinin yüksek olması istenmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien, 2008).

2.3. Dental Porselenler

Yunanca “keramos, keramikos, keramenes” kelimelerinden türemiş olan “seramik” sözcüğü topraktan yapılmış anlamına gelir. Seramiğin içeriğindeki kaolinin, silika ve feldspar gibi diğer minerallerle karıştırılması sonucu şeffaflık ve dayanıklılık sağlanır. Bu ilave unsurları içeren materyale “porselen” adı verilir (Nayır, 1999).

2.3.1. Dental Porselenlerin Yapısı

Seramikler bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle yaptığı bileşik olarak tanımlanır. Bileşim açısından günlük hayatta kullanılan porselenlerden farklı olarak, kil çok az oranda bulunur ya da hemen hemen hiç bulunmamaktadır (Van Noort, 2002).

Diş hekimliğinde kullanılan seramiğin yapısı, dört oksijen (O^-) atomunun, merkezde yer alan bir silisyum (Si_4^+) ile kimyasal bağ yaparak oluşturdukları silisyum tetrahedradan (SiO_4) meydana gelmektedir. SiO_4 , dental seramiğin çekirdek yapısı olup, dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın içeriğinde bulunmaktadır (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012).

Feldspar

Potasyum alüminyum silikat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve albit ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) karışımıdır. Porselene doğal bir saydamlık veren ve ana yapıyı teşkil eden bu karışım, porselen tozunda yaklaşık olarak %60 oranında bulunur. Kristal opak bir madde olup camsı fazı sağlar. Kuartz ve kaoline matriks olarak yardımcı olur.

Doğal feldspar saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Feldsparın soda formu ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu ergimiş camın viskozitesini artırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piropplastik akmayı azaltır. Bu son derece önemli bir özellik olup, marjinlerin yuvarlaklaşmasını, diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek kurona doğal bir görünüş sağlamaya yardım eder (Zaimoğlu ve ark., 1993; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzylmaz ve ark., 2005).

Kuartz (Silika)

Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, matriks içinde doldurucu görevi yapar. Porselen tozunda %10-30 oranında bulunur. Fırınlama sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler ve kitleye stabilite sağlar. Kuartzın eriyerek şekillenme ısısı çok yüksek olduğu için fırınlama sırasında serbest halde duran seramik restorasyonun şeklini korumasına yardım eder ve porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Sakaguchi ve Powers, 2012).

Kaolin

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin, bir alüminyum hidrat silikatıdır ($Al_2O_3SiO_2.2H_2O$). Porselen tozunda %1-5 oranında bulunur. Isıya oldukça dayanıklı ve opak yapıdadır. Porselen hamuruna elastikiyet verir. Dental porselende çok az kullanılan ya da hiç kullanılmayan kaolinin yapıştırıcılık ve şekillendiricilik özelliğinden yararlanılır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Baydaş 2005).

Porselene üretimi sırasında bu üç temel maddenin dışında çeşitli renk pigmentleri, akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler ve opaklaştırıcı veya floresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da eklenmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Kelly ve ark., 1996; Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012).

Renk pigmentleri: Dental porselenlerde kullanılan feldspar nispeten saf ve renksiz olduğundan dolayı, doğal diş rengi tonlarını taklit edebilen restorasyonlar üretebilmek için porselenin yapısına renk pigmentleri ilave edilir. Kullanılan pigmentler, porselenin erime ısısında stabil kalabilen demir, nikel, bakır, titanyum, manganez, kobalt, zirkonyum, titanyum ve kalay gibi metal oksitlerdir (Nayır, 1999; Anusavice ve ark., 2012).

Akışkanlar ve cam modifiye ediciler: Silisyum tetraoksitin (SiO_4) yapısını bozarak termal genişleme katsayısını arttırmak ve porselenin erime derecesini düşürmek amacıyla porselen tozuna potasyum sodyum ve kalsiyum iyonları eklenmektedir (Anusavice ve ark., 2012).

Ara oksitler: Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan SiO_4 'e cam modifiye ediciler ve akışkanların ilave edilmesi, porselenin sadece erime noktasını düşürmez aynı zamanda viskozitesini de azaltır. Diş hekimliğinde kullanılan oksitlerle akışkanlığa karşı direnç elde edilmektedir. Bu nedenle porselenlerin düşük fırınlama ısısına sahip, ancak yüksek viskozitede olması arzu edilmektedir. Bu amaçla porselen tozuna ara oksitler ilave edilmektedir (Yavuzylmaz ve ark., 2005; Anusavice ve ark., 2012).

Opaklaştırıcı ajanlar: Seramiğe eklenen renk fritleri, porselenin normalden fazla şeffaflaşmasına neden olmaktadır. Özellikle dentin renklerinde yüksek opasiteye gerek duyulduğundan dolayı, porselen yapısına opaklaştırıcı ajanlar eklenir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler; seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir (O'Brien, 2008).

2.3.2. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan porselen sistemleri farklı araştırmacılar tarafından uygulama alanlarına göre, yapım tekniklerine göre, kimyasal kompozisyonlarına göre ve fırınlama ısalarına göre farklı yaklaşımlarla sınıflandırılmışlardır.

Uygulama Alanlarına Göre Sınıflandırma

- Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler
- Full porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler
- Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırma

- Metal destekli porselenler
- Metal desteksiz porselenler
 - Geleneksel toz-likit porselenler
 - Dökülebilir porselenler
 - Bilgisayar destekli (CAD-CAM) hazırlanan porselenler
 - Isı ve basınç altında preslenen porselenler
 - İnfiltre porselenler (Blatz, 2002).

Kimyasal Kompozisyonlarına Göre Sınıflandırma

Dental seramikler kimyasal içeriklerine göre üç temel gruba ayrılırlar:

- Cam seramikler (Aluminosilikat Cam)
- Doldurucu içeren cam seramikler (Lityum, Lantanyum)
- Polikristalin seramikler (Alumina, Zirkonya) (Kelly, 2008).

Fırınlama Isılarına Göre Sınıflandırma

Diş hekimliğinde kullanılan porselen materyaller fırınlama ısılarına göre dört gruba ayrılırlar:

- Yüksek ısı porselenleri (1290-1370°C)
- Orta ısı porselenleri (1090-1260°C)
- Düşük ısı porselenleri (870-1065°C)
- Ultra düşük ısı porselenleri (<850°C) (Anusavice ve ark., 2012).

Yüksek ısı porselenleri: Yapay dişlerin yapımında ve nadiren ısı ile pişirilen jaket kuronların yapımında kullanılmaktadırlar. Fırınlama ısıları 1290-1370°C arasındadır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice ve ark., 2012). Mikroskopik incelemede, materyalin ana yapısını kuartzdan oluşan kristal iskeletler içinde şekilsiz bir feldspatik matriksin izlendiği komplike yapıların olduğu görülür (Zaimoğlu ve ark., 1993; Denry, 2002).

Orta ısı porselenleri: Gövde porselenlerinde kullanılan orta ısı porselenlerinin fırınlama ısıları 1190-1260°C arasındadır (Ünsal ve Üşümez, 2010). Yüksek ısı porselenine kıyasla daha fazla akışkan içerirler (Zaimoğlu ve ark., 1993; Denry, 2002).

Düşük ısı porselenleri: Fırınlama sıcaklıkları 870-1065°C arasındadır (Ünsal ve Üşümez, 2010). Jaket kuron, metal destekli seramik restorasyonlar, aluminöz porselenler, çeşitli boya ve parlatma tozlarında kullanılırlar. Fırınlama sonrası daha fazla cama benzeyen, daha homojen ve daha az kuartz içeren bir mikro yapı gösterirler (Zaimoğlu ve ark., 1993; Denry, 2002).

Ultra düşük ısı porselenleri: 850°C'den düşük sıcaklıklarda fırınlanırlar (Anusavice ve ark., 2012). Ultra düşük ısı porselenlerinin bazıları, büzülme katsayılarının düşük olması nedeniyle titanyum ve titanyum alaşımları ile birlikte kullanılırlar. Fırınlama sıcaklıklarının düşük olması metal oksit açığa çıkarma riskini azaltmaktadır (Denry, 2002).

2.3.3. Metal Porselen Bağlantısı

Metal ile porselen bağlantısını sağlayan dört temel mekanizma bulunmaktadır. Bu bağlantı mekanizması; mekanik bağlanma, sıkıştırma kuvvetleri, Van Der Walls kuvvetleri ve kimyasal bağlanma şeklindedir (Ünsal ve Üşümez, 2010).

Mekanik Bağlantı

Metal altyapı yüzeyinin çeşitli yöntemlerle pürüzlendirilmesi sonucu dental porselen için retantif bir yüzey oluşmaktadır. Metal veya metal oksit yüzeyinin porselen tarafından iyi bir şekilde ıslanmasına bağlı olarak mikro düzeydeki bu düzensiz alanlara opak porseleninin akması sağlanır ve porselenin tutuculuğunu arttıran mikro-mekanik bir bağlantı oluşur (Ünsal ve Üşümez, 2010).

Metal yüzeyinin çeşitli taşlar, diskler ve zımparalar ile pürüzlendirilmesine ilave olarak değişik partikül boyutlarında alüminyum oksit tozlarının basınçlı hava ile metal yüzeyine uygulanması sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Hava ile abrazyonun ıslanabilirliği arttırdığı, mekanik kilitleme sağladığı ve kimyasal bağlanma için yüzey alanını genişlettiği gözlenmektedir (Naylor, 2009).

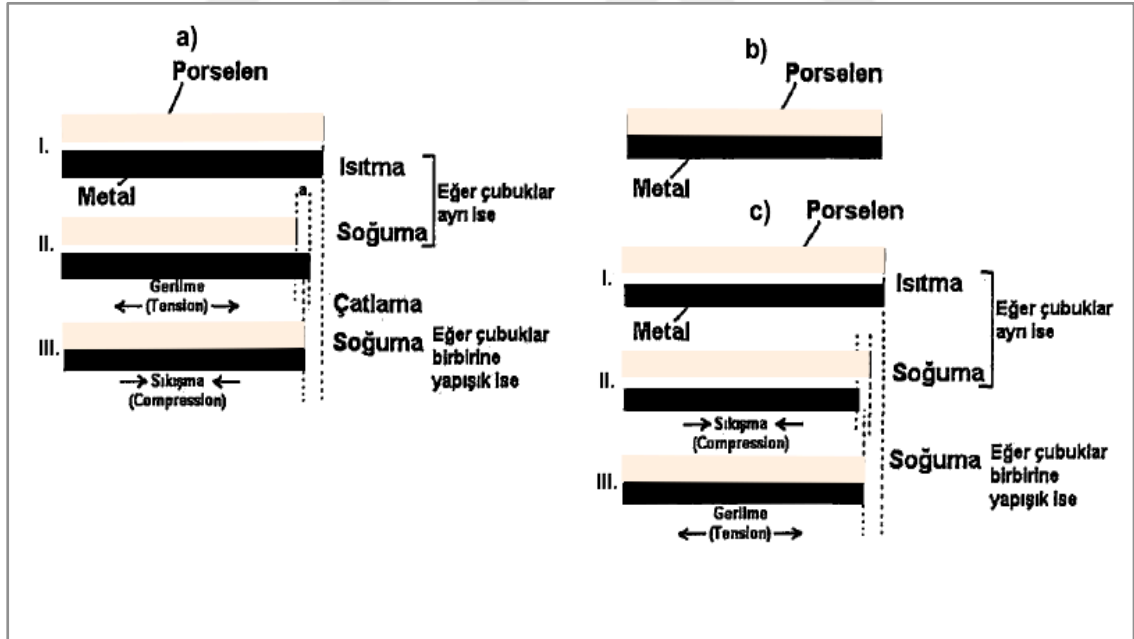
Dental porselen iyi polisajlı bir yüzeye de tutunabilir ancak yüzey pürüzlülüğü porselenin metal yüzeyine tutunma kuvvetini artırır. Bu nedenle mekanik tutuculuk da

tek başına bağlantı için yeterli değildir (Ünsal ve Üşümez, 2010; Zaimoğlu ve Can, 2011).

Sıkıştırma Kuvvetleri

Metal seramik restorasyonlarda metalin ısısal genişleme katsayısının porselenin ısısal genişleme katsayısından çok az büyük olması sonucu porselen içerisinde baskı stresleri oluşurken, metalde gerilim stresleri oluşmaktadır. Isısal genişleme katsayılarındaki bu küçük farklılık, restorasyonun fırınlamadan sonra soğuması esnasında porselenin metale doğru çekilmesine yol açacaktır. Sonuç olarak, metal ile porselen bağlantısına katkısı olan bir sıkıştırma kuvveti etkisi açığa çıkmaktadır (Naylor, 2009; Ünsal ve Üşümez, 2010).

Porselenin ısısal genişleme katsayısı metalin ısısal genişleme katsayısından yüksek olması durumunda, soğuma sırasında porselende daha fazla büzülme meydana gelerek seramik yapıların dayanıksız olduğu çekme gerilimleri oluşmaktadır (Şekil 1) (Kümbüloğlu, 2003; Ünsal ve Üşümez, 2010; Zaimoğlu ve Can, 2011).



Şekil 1. Porselen ve metalin ısısal genişleme katsayıları arasındaki ilişki **a.** Porselenin ısısal genişleme katsayısı daha yüksek **b.** Porselen ve metalin ısısal genişleme katsayısı eşit **c.** Porselenin ısısal genişleme katsayısı metalinkinden düşük (Kümbüloğlu, 2003'dan uyarlanmıştır)

Van Der Walls Kuvvetleri

Yüklenmiş moleküllerin karşılıklı olarak elektrostatik çekiminin neden olduğu bir bağlantı şeklidir. Metal yüzeyi ile eriyen porselen arasında bir temas açısı oluşmaktadır. Bu temas açısı ne kadar küçük olursa, erimiş porselen metal yüzeyindeki tüm ayrıntılara nüfuz ederek iyi bir bağlanma sağlar. Kimyasal bağlantı olmayan bu bağlantı çeşidinin metal porselen bağlantısına çok az bir katkısı bulunmaktadır (Ünsal ve Üşümez, 2010; Zaimoğlu ve Can, 2011).

Van Der Walls kuvvetlerinin sebep olduğu moleküler çekim, toplam bağlantı kuvvetine çok düşük bir seviyede katkı yapsa da, en önemli bağlanma mekanizması olan kimyasal bağlantının başlamasında oldukça önem taşır (Ünsal ve Üşümez, 2010).

Kimyasal Bağlantı

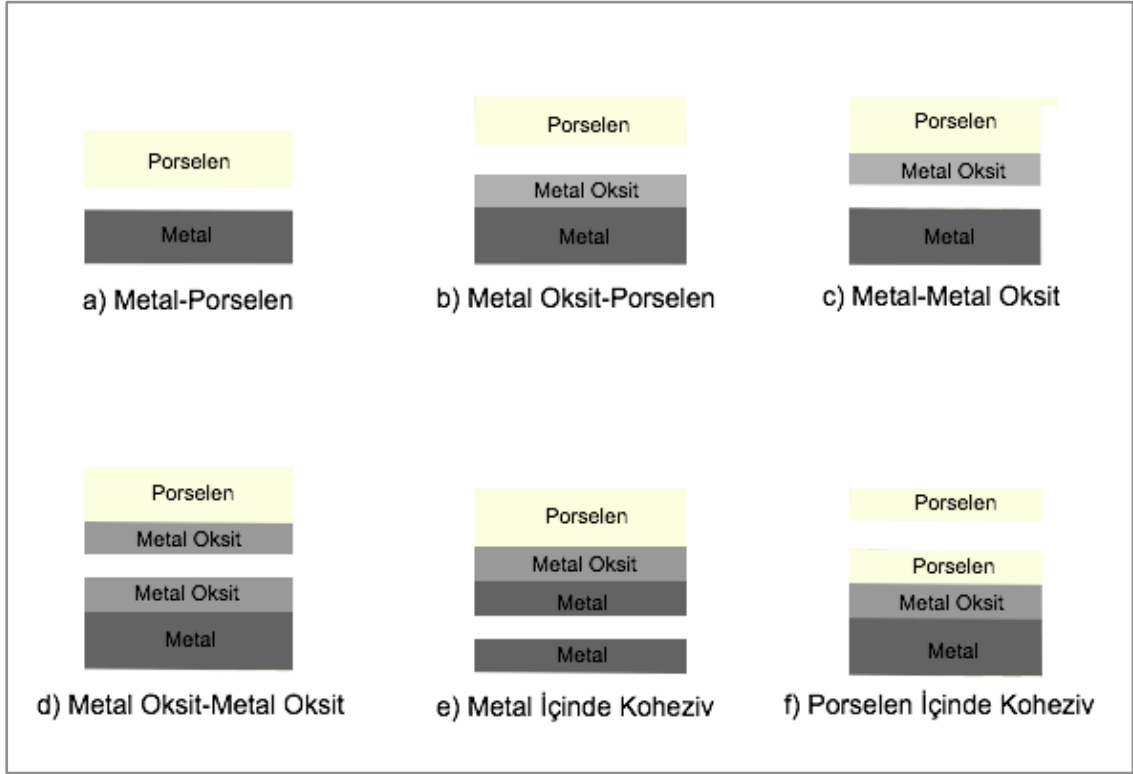
Metal porselen bağlantısındaki temel mekanizma, metal oksitlerin porselenin içine olan difüzyonları sayesinde meydana gelen kimyasal bağlantıdır. Oksit tabakasının oluşması için soy metal alaşımlara kalay, indiyum ve demir gibi metal elementler eklenerek vakumsuz ortamda fırınlama gerçekleştirilir. Soy olmayan metal alaşımlarda ise metal ilavesi olmaksızın metallerin kendi oksitleri bu ara oksit tabakasını oluştururlar. Aşırı kalın bir oksit tabakası bağlantının zayıflamasına neden olacaktır (Ünsal ve Üşümez, 2010; Zaimoğlu ve Can, 2011).

Porselenin metal altyapı yüzeyinden temiz bir şekilde ayrılması, koping yüzeyindeki kontaminasyondan veya oksit tabakasının kalınlığından dolayı meydana gelen bağlanma hatasının bir göstergesidir. Bazı durumlarda bağlantıyı güçlendirmek için bağlayıcı ajanlar kullanılır. Bu durumda oluşan oksit tabakası bağlayıcı ajan ve metal arasındadır (Ünsal ve Üşümez, 2010).

2.3.4. Metal Porselen Bağlantısında Görülen Başarısızlık Tipleri

O'Brien metal ile porselen arasında görülen bağlantı başarısızlıklarını altı başlık altında toplamıştır (O'Brien, 2008):

- Metal-porselen arası başarısızlık
- Metal oksit-porselen arası başarısızlık
- Metal-metal oksit arası başarısızlık
- Metal oksit-metal oksit arası başarısızlık
- Metal içinde koheziv başarısızlık
- Porselen içinde koheziv başarısızlık (Şekil 2).



Şekil 2. Metal ile porselen arasındaki bağlantı başarısızlıkları (O'Brien, 2008'dan uyarlanmıştır)

Metal-porselen arası başarısızlık: Bu tip ayrılmada metal porselenden temiz bir yüzey halinde ayrılır. Metal altyapı okside edilmeden porselen fırımlandığında ya da kontamine olmuş yüzey üzerinde çalışıldığında bu tip başarısızlık görülmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Baydaş, 2005).

Metal oksit-porselen arası başarısızlık: Oksit tabakası metale bağlı kalırken porselen metal oksitten ayrılır. Kıymetsiz metal alaşımların kullanıldığı durumlarda sık rastlanan bir durumdur (Zaimoğlu ve ark., 1993; Baydaş, 2005).

Metal-metal oksit arası başarısızlık: Oksit tabakası porselen üzerinde kalır, metalle birleşmez. Genellikle kıymetsiz metal alaşımlardaki krom oksit ve nikel oksitin varlığında görülür (Zaimoğlu ve ark., 1993; Baydaş, 2005).

Metal oksit-metal oksit arası başarısızlık: Metal ve porselen arasındaki oksit tabakasının aşırı kalın olduğu durumlarda görülür. Büyük parçalar halinde ayrılmalar meydana gelir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Baydaş, 2005).

Metal içinde koheziv başarısızlık: Metalin yüzeyi düzgün olmadığı veya köşeli yapılar bırakıldığında çoğunlukla köprülerin gövde ile destek dış birleşim yerlerinde görülür (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Porselen içinde koheziv başarısızlık: Porselen yüzeyinin yüksek çiğneme basıncına maruz kalması durumunda görülür. Porselende oluşan gerilim tipi kuvvetler bu tip koheziv başarısızlıklara neden olurlar (Baydaş, 2005).

Klinik başarısızlıklar en çok metal-porselen ara yüzünde ayrılma, opak ve dentin porselenleri arasında kırılma ve restorasyonun yüzeyinde oluşan çatlaklar şeklinde ortaya çıkmaktadırlar (Craig ve Powers, 2002). Uygun bir bağlantı sağlandığında porselende görülen kırılma kohezivdir.

Koheziv ayrılmalar aynı materyal yapısında, adeziv ayrılmalar farklı materyaller arasında meydana gelir. Genellikle kıymetli metal alaşımlarında porselenin koheziv başarısızlığı görülürken kıymetsiz metal alaşımlarında ise porselenin adeziv başarısızlığı görülmektedir (Zaimoğlu ve Can, 2011).

2.4. Metal Altyapıların Dökümü

Geleneksel döküm yöntemi metal destekli seramik restorasyonlarda altyapı üretiminde kullanılan en eski tekniklerden biri olmasına rağmen halen en çok tercih edilen yöntemdir (O'Brien, 2008).

Altyapının mum modelajı tamamlandıktan sonra döküm elde edebilmek için üç aşama gereklidir:

- Mum örneğin revetmana alınması
- Mum örneğin revetman kalıp içerisinden uzaklaştırılması
- Eritilen alaşımın mum boşluğuna gönderilmesi (O'Brien, 2008; Ünsal ve Üşümez, 2010).

2.4.1. Revetmanların Genel Yapısı

Revetmanlar temel olarak üç bileşenden meydana gelir:

a) Doldurucu materyal: Bu materyal genellikle silikondioksitin bir formudur; kuartz, tridimit veya kristobalit ya da bunların bir karışımından oluşmaktadır ve tüm revetmanlarda bulunmaktadır.

b) Bağlayıcı materyal: Doldurucu materyal tek başına katı bir kitle oluşturamadığından dolayı bazı bağlayıcı ajanlar gerekmektedir. Altın alaşımları için en sık kullanılan bağlayıcı materyal α -kalsiyum sülfat hemihidrattır. Fosfat ve etil silikat gibi materyaller ise yüksek derecede yapılan dökümler için kullanılırlar.

c) Diğer kimyasal materyaller: Fiziksel özellikleri geliştirmek için sodyum klorür ve borik asit gibi kimyasallar eklenir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.4.2. Metal Altyapıların Dökümünde Kullanılan Revetman Çeşitleri

Alçı Bağlı Revetmanlar

Alçı bağlı revetmanlar tip I, tip II ve tip III altın alaşımlarının dökümünde kullanılırlar. Bu revetmanlar kendi içinde; yüksek ısı tekniği ile kullanım için tip I veya düşük ısı tekniği ile kullanım için tip II olarak sınıflandırılmaktadır. Sertleştikten sonra her iki tip revetman da ısıya dayanıklı ve doldurucu olarak silika içeren alçı matriks ile birlikte bazı kimyasal modifiye edicilerden oluşan kompozit bir yapıya sahiptir. α -kalsiyum sülfat hemihidrat alçı matriks revetmanın %30-35'ini meydana getirir ve bağlayıcı olarak işlev görür. Kuvars veya kristobaliten oluşan ısıya dayanıklı doldurucu materyal, revetmanın yaklaşık olarak %60-65'ini teşkil eder ve revetman için gerekli olan ısıl genleşmeyi sağlar (Ünsal ve Üşümez, 2010).

Fosfat Bağlı Revetmanlar

Fosfat bağlı revetmanlar alçı bağlı revetmanlara göre çok daha yüksek ısılara dayanıklıdır. Gümüş-paladyum, altın-platin ve nikel-krom gibi yüksek erime ısısına sahip alaşımların dökümünde kullanılırlar. Genel olarak 1150°C üzerindeki bir döküm ısısına sahip bir alaşım, alçıdan farklı bir bağlayıcıya sahip olan bir revetman ile dökülmelidir. Toz içerisinde magnezyum ve amonyum fosfatları, grafit (karbon) ve geniş silika partikülleri mevcuttur. Bu revetmanlar koloidal silika içerikli özel bir süspansiyon likit ile beraber kullanılırlar. Karbon varlığında daha kırılğan hale gelen baz metal alaşımları ile kullanım için karbon içermeyen fosfat revetmanlar mevcuttur (Ünsal ve Üşümez).

Silika Bağlı Revetmanlar

Toz halindeki kuvars veya kristobalitin silika jeli ile bağlanmasıyla elde edilir. Bağlayıcı solüsyon genellikle etil silikat veya onun oligomerlerinin seyreltik hidroklorik asit ile karıştırılması sonucu elde edilir. Silika bağlı revetmanlar ısıya karşı fosfat bağlı revetmanlardan daha dayanıklı olup, yüksek döküm sıcaklıklarına dayanabilirler (Zaimoğlu ve ark., 1993, Sakaguchi ve Powers, 2012).

2.4.3. Metal Altyapıların Dökümünde Kullanılan Makineler

Döküm makineleri, eriyik alaşımın eritme potasından revetman kalıp içerisindeki döküm boşluğuna transferini sağlayan cihazlardır. Çalışma prensiplerine göre pnömatik kuvvet ile çalışanlar ve merkezkaç kuvveti (santrifüj) ile çalışanlar olmak üzere iki kategoriye ayrılırlar (O'Brien, 2008).

Yerçekimi kuvvetinin etkisiyle manşet içindeki boşluğun eriyik alaşım tarafından %100 olarak doldurabilmesinin mümkün olmadığını gören Dr. Taggart, yerçekimi kuvvetine ek olarak başka bir kuvvet uygulama gereği duymuş ve bu kuvveti basınçlı hava ile sağlayarak pnömatik döküm makinelerini geliştirmiştir. Dental alaşımların yüzey gerilimlerinin fazla olması nedeniyle pnömatik döküm makinelerinde küçük boyutlu restorasyonların dökümünde herhangi bir sorun yaşanmasa da, büyük boyutlu restorasyonların dökümünün mümkün olmadığı görülmüştür. Bu nedenle döküm işlemlerinde daha büyük kuvvetlerin oluşturulabildiği santrifüj ile çalışan döküm makineleri geliştirilmiştir (Henning, 1972; Bayraktar, 1997).

İlk olarak Jameson tarafından geliştirilen santrifüj döküm makineleri, eriyik haldeki alaşımı merkezkaç kuvveti etkisiyle manşet boşluğu içine gönderme prensibiyle çalışmaktadırlar (Henning, 1972; Bayraktar, 1997). Hareket başladığı anda en büyük kuvvet dönme yönüne zıt tarafta oluşur. Bu da manşet içine akan eriyiğin temel akış yönüdür. Mum objeler, makinenin kolu ile açı oluşturacak şekilde yerleştirilirse temel akış yönünde duran bölgeler önce dolmakta, diğer bölgelerde ise güç çok az olduğundan eksik dökümler oluşabilmektedir.

Eriyik alaşımın manşet boşluğuna doldurulmasına yardımcı olmak üzere hem pnömatik hem de santrifüj etki ile çalışan vakum sistemi eklenmiş döküm makineleri geliştirilmiştir (McLean, 1980; Bayraktar 1997). Vakum sisteminin eklenmesiyle revetman kalıp içerisindeki hava manşetin altından vakumla beraber boşaltılmakta, böylece manşet içerisindeki gazın kaçıışı sağlanabilmekte ve daha detaylı dökümler elde edilebilmektedir (Shanley ve ark., 1981; Bayraktar, 1997).

2.4.4. Döküm Makinelerinde Kullanılan Eritme Yöntemleri

Metal alaşımların eritilmesi “torç yardımıyla eritme” ve “elektrik yardımıyla eritme” olarak iki kategoride sınıflandırılmaktadır. Her bir yöntemin kendine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Genel olarak eritmenin elektrik enerjisiyle sağlanması daha maliyetli bir yöntemdir (O’Brien, 2008).

Alaşımların bir torç aracılığı ile eritilmesi amacıyla spesifik gaz karışımları kullanılır. Altın alaşımlarının eritilmesinde doğal gaz-hava torçu kullanılır. Paladyum alaşımları ve baz metal alaşımları gibi daha yüksek erime sıcaklıklarına sahip alaşımlar içinse doğal gaz-oksijen torçu kullanılmaktadır. Hava-asetilen ve oksijen asetilen torçları ise çok daha yüksek sıcaklıkları oluşturabilme kapasitesine sahiptirler. Doğal

gaz-hava ve doğal gaz-oksijen torçlarına göre erime çok daha kısa sürede gerçekleşmektedir. Ancak bu sistemin dezavantajları daha fazladır. Açığa çıkan yüksek ısı eriyen bileşenlerin ayrışmasına, çevresel gazların eriyik içerisine nüfuz edip pörözite oluşumuna ve alaşım yüzeyinde kontrolsüz oksit tabakası gelişimine neden olabilmektedir. Ayrıca asetilenden dolayı açığa çıkan karbon, baz metal alaşımlarında kırılabilirliğe neden olabilmektedir (O'Brien, 2008).

Elektrik yardımıyla alaşımların eritilmesi üç şekilde gerçekleşir: Elektrik direnci ile eritme; indüksiyon ile eritme; elektrik arkı ile eritme. Altın alaşımlarının eritilmesi için elektrik direncinin kullanılması uygundur. İndüksiyon ve elektrik arkı ile eritme yöntemleri ise daha çok kobalt-krom ve titanyum alaşımlarında kullanılmaktadır. Erime işlemi sırasında ısı kontrolünün en iyi sağlanabildiği yöntem elektrik direnci fırınlarıdır. İndüksiyon ve elektrik arkı fırınlarında ise erime işlemi çok hızlı gerçekleştiğinden dolayı ısı kontrolü daha zordur (O'Brien, 2008).

2.4.5. Metal Altyapıların Dökümünde Karşılaşılan Sorunlar

Döküm yöntemi metal seramik restorasyonların yapımında en çok kullanılan yöntem olmasına rağmen, komplike yapıdaki protetik restorasyonların üretiminde ideal sonuçları verememektedir (Yavuzylmaz, 1996; Yıldırım ve Bayındır, 2013).

Metal seramik restorasyonlarda genellikle soy metal alaşımlarına göre daha ekonomik olmaları nedeniyle baz metal alaşımlar tercih edilmektedir. Ancak soy metal alaşımlarının dökümü ile kıyaslandığında yüksek erime sıcaklığı ve alaşımın oksidasyonu nedeniyle baz metal alaşımlarının dökümü daha zordur. Döküm işlemi sırasında manşete dökülen eriyik haldeki metalin soğuma esnasında termal büzülmesine bağlı olarak metal altyapıların dayanak dişlerle olan uyumlarının çok sıkı olabileceği gibi, siman aralığının fazla olması ve marjinal aralığın kabul edilebilir sınırların üzerine çıkması gibi sorunlarla da karşılaşmaktadır. Ayrıca baz metal alaşımlarının yüksek sertlik dereceleri nedeniyle tesviye ve polisajlarının zor olması gibi problemler de söz konusudur (Açıkalin ve ark., 2011; Anusavice ve ark., 2012).

Döküm işlemleri yüksek teknik hassasiyet gerektiren ve birbirine bağımlı işlemlerdir. Gerekli teknik hassasiyet gösterilmediğinde altyapı üzerinde distorsiyon, yüzey düzensizlikleri, pörözite ve eksik veya kısa marjin oluşumu gibi döküm defektleri meydana gelmektedir. Bu defektler, metal altyapının porselen bağlantısını ve korozyona

olan direncini zayıflatmaktadır. Başarısız bir döküm işlemi hem zaman kaybına hem de ekonomik kayba neden olmaktadır (Anusavice ve ark., 2012).

Bilgisayar ve otomasyon teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte diş hekimliğinde kullanılan metal işleme tekniklerinde de değişimler olmuştur. Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) teknolojisi sayesinde, geleneksel döküm yöntemi dışında alternatif metal şekillendirme teknikleri diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sistemleri ile birlikte geleneksel döküm yöntemlerinde görülen problemler ortadan kalkmakta, yüksek ve üniform kalitede restorasyonlar üretilmektedir (Willer ve ark., 1998; Strub ve ark., 2006; Yıldırım ve Bayındır, 2013).

2.5. CAD/CAM Sistemleri

1980'lerin başlarında bilgisayar ve otomasyon teknolojilerinde kaydedilen önemli gelişmelerin diş hekimliği klinik uygulamalarına yansmasıyla birlikte CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir. (Hickel ve ark., 1997; Liu, 2005; Ersu ve ark., 2008). 1971 yılında Dr. Duret'in başlattığı çalışmalar bu alanda bir ilk olarak kabul edilmektedir (Duret ve Preston, 1991; Miyazaki ve ark., 2009; Miyazaki ve Hotta, 2011). Bu yıldan itibaren makine yardımıyla krom üretimi konusunda çalışmalarını sürdüren Duret'in geliştirdiği Sopha[®] sistemi birçok CAD/CAM sisteminin gelişmesinde büyük rol oynamıştır. Daha sonra Dr. Moermann CEREC[®] sistemini geliştirmiştir (Miyazaki ve ark., 2009; Miyazaki ve Hotta, 2011).

CEREC[®] (CEramic-REConstruction) sistemi, muayenehane ortamında bir intraoral kamera vasıtasıyla direkt olarak ağızdan ölçü alımı ve sonrasında milling ünitesinde seramik restorasyonun fabrikasyonunun sağlanmasıyla, aynı gün içerisinde restorasyonun teslim edilmesi olanağını sunmuştur. Bu sistemin tanıtılmasıyla birlikte CAD/CAM terimi hızlıca diş hekimliğinde yaygınlaşmıştır (Rekow, 1991; Miyazaki ve ark., 2009; Miyazaki ve Hotta, 2011).

CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesindeki temel amaçlar; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar ortamında tasarım yapmak, muayenehane ortamında restorasyonu üretebilmek, restorasyonların kalitesini arttırmak (mekanik direnç, marjinal uyum, internal uyum, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır (Christensen, 2001; Miyazaki ve ark., 2009).

2.5.1. CAD/CAM Sistemini Oluşturan Parçalar

Tüm CAD/CAM sistemleri üç fonksiyonel kısımdan oluşmaktadır: Prepare edilen dişlerin, komşu dişlerin ve oklüzyonu sağlayan diş temaslarının taranmasını ve elde edilen üç boyutlu (3D) verilerin kaydedilmesini sağlayan tarayıcı cihazı; konvansiyonel dental gereksinimlere göre restorasyonun tasarımını sağlayan CAD yazılımı; restorasyonun fabrikasyonunu sağlayan CAM ünitesi (Uzun, 2008). Bu üç fonksiyonel kısmın bir arada olmasına göre “kapalı”, ayrı ayrı olmasına göre “açık” sistemler mevcuttur. Açık sistemler, endüstriyel açıdan uygun sistemlerdir. Farklı CAM üniteleri seçilebildiği gibi, farklı üretim merkezleri arasında da seçim olanağı sağlar (Witkowski, 2005; Van Noort, 2012).

Tarayıcı (Scanner)

Hazırlanmış diş preparasyonu, oklüzyondaki dişler ve komşu dişlerin görüntülerini üç boyutlu dijital veriler halinde kaydederek bilgisayara aktarılmasını sağlayan cihazlara “tarayıcı” denir. Tek kuronlarda yalnızca prepare edilecek diş yüzeyinin taranması yeterlidir (Duret ve ark., 1988; Tinschert ve ark., 2004). Ölçü işlemleri olmaksızın minyatür bir kamera yardımıyla oral kavite sınırlarında gerçekleştirilen tarama işlemi “direkt tarama”, ölçü sonrası elde edilen ana model veya bir proinlay üzerinde gerçekleştirilen tarama işlemi ise “indirekt tarama” olarak tanımlanır (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Dental kullanımlarda mekanik ve optik olmak üzere 2 çeşit tarayıcı bulunur (Beuer ve ark., 2008). Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre veya bir pin kullanılarak daylı model üzerinde mekanik tarama yapılır. Optik tarayıcıda ise beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak daylı model üzerinde veya intraoral olarak optik tarama yapılır (Witkowski, 2005).

CAD (Bilgisayar Yardımıyla Tasarım) Yazılımı

CAD yazılımında, tarayıcıda elde edilen verilere oklüzal, proksimal, bukkal ve lingual yüzeyler eklenir, üç boyutlu dijital modellere dönüştürülür (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999). Ticari olarak CAD yazılımları arasında bazı farklılıklar bulunsa da, temel bir özellik olarak bütün yazılım programlarında diş hekimlerin klinik tercihleri doğrultusunda restorasyon tasarımı yapabilme olanağı sağlayan modifikasyonlar bulunmaktadır. Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra, veriler CAD yazılımından CAM ünitesine aktarılır ve restorasyonun üretimine geçilir (Uzun, 2008).

CAM (Bilgisayar Yardımıyla Üretim) Ünitesi

CAM ünitesinde, CAD yazılımında elde edilen üç boyutlu dijital tasarımın fabrikasyonu sağlanmaktadır (Willer ve ark., 1998; Uzun, 2008). Eğer restorasyon klinik ortamında direkt olarak preparasyonla aynı seansta üretilirse, bu “chair-side concept” olarak isimlendirilir. Eğer yöntem dental laboratuvar işlemi gerektirirse, bu “lab-side concept” olarak ifade edilir. Lab-side sistemin avantajı bu cihazların çeşitli işlemlerde kullanılabilmesiyle, chair-side sisteminde her bir bireysel uygulama yüksek maliyetler gerektirir. (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999; Ural, 2006).

İlk CAD/CAM sistemlerinde dental restorasyonların şekillendirilmesi için, sadece prefabrike blokları elmas frez veya elmas diskler ile frezeleyerek işleyen milling üniteleri kullanılmıştır (Ersu ve ark., 2008; Uzun, 2008). İstenilen şeklin elde edilmesinde parça eksiltme işlemi uygulanan bu yöntem “aşındırmalı üretim” olarak adlandırılmaktadır (Liu ve ark., 2006; Uzun, 2008; Azari ve Nikzad, 2009; Van Noort, 2012).

Geleneksel tekniklerle üretilmesi güç olan komplike yapıdaki restorasyonlar, milling sistemler kullanılarak daha kısa sürelerde üretilmektedir (Willer ve ark., 1998; Van Noort, 2012). Günümüzde milling sistemler haricinde diş hekimliğinde kullanılan aşındırmayla üretim teknolojileri de bulunmaktadır. Elektro Erozyon İşleme (EEİ) gibi yeni teknolojilerin diş hekimliği pratiğinde kullanılmaya başlanması aşındırmalı üretim tekniklerinin kapsamını genişletmiştir (Van Roekel, 1992a; 1992b; Van Noort, 2012).

Son yıllarda aşındırmalı üretim sistemlerine alternatif olarak Hızlı Prototipleme (Rapid Prototyping, RP) sistemleri “ilave üretim” adı altında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (Ersu ve ark., 2008; Uzun, 2008; Azari ve Nikzad, 2009; Van Noort, 2012; Yıldırım ve Bayındır, 2013). Parça ekleme veya yığma prensibi ile çalışan bu sistemlerin en önemli avantajları, üretim aşamasında herhangi bir materyal kaybının oluşmaması ve buna bağlı olarak laboratuvar maliyetlerinin düşmesidir. İlave üretim sistemlerinin diğer bir önemli bir avantajı ise aşındırmalı üretim teknikleriyle net olarak şekillendirilemeyen komplike internal geometrik detayların, yapı içerisindeki boşlukların ve andırkat alanlarının daha kolay ve daha efektif bir şekilde işlenebilmesidir (Jamieson ve ark., 1995; Liu ve ark., 2006; Azari ve Nikzad, 2009; Sun ve Zhang, 2012; Van Noort, 2012).

2.5.2. Metal Altyapıların Üretiminde Kullanılan Aşındırmalı Üretim Sistemleri

Milling Sistemleri

Milling sistemleri, analog sistemler ve dijital sistemler olmak üzere iki gruba ayrılırlar. Dijital sistemlerde CAD yazılımında üç boyutlu tasarımı tamamlanan restorasyonlar, milling ünitesinde blok halindeki materyalden frezelenerek işlenir. Etkili bir üretim işlemi için farklı çap ve boyuttaki freze ekipmanları kullanılır (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999). Sistemlerin çoğunluğunda frezeleme işlemi, bilgisayar kontrolündeki bir frez değiştirme programı ile gerçekleştirilir. Frezlerin hizmet süresi böylece uzatılabilir. Aynı zamanda körleşen kullanılmaz durumdaki frezlerin tespiti ile birlikte gerçek standart yapım zamanını karşılaştırarak kullanıcının uyarılması mümkündür (Ural, 2006).

Analog sistemler literatürde MAD/CAM (Manuel Aided Design-Computer Aided Manufacturing) sistemleri olarak da yer almaktadır (Karataşlı ve ark., 2011) Analog milling sistemleri frezeleme ile kopyalama (Copy-Milling) esasına göre çalışır. Bu işlemde öncelikle ölçü alma ve model elde etme yoluyla bir ön model veya kuron hazırlanır. Mum veya rezinden elde edilen model kopyalama cihazında tespit edilir ve seçilen materyalin işlenmesi için örnek teşkil eder. Örneğin taranması manuel olarak gerçekleşir. Manuel tarama işlemi ile yapılan hareket, frezeleme ünitesine 1:1'lik rijit bir çubuk ile eş zamanlı olarak aktarılır ve frezeleme gerçekleşir (Hickel ve ark., 1997; Mehl ve Hickel, 1999).

Milling sistemler inley, onley, laminate veneer, bölümlü kuron, metal destekli ve tam seramik kuron-köprü sistemleri (Strub ve ark., 2006; Giordano, 2006), hareketli bölümlü protezlerin iskelet altyapıları (Williams ve ark., 2004), implant cerrahisinde kullanılan stentlerin üretimi (Marchack, 2007) gibi protetik tedavinin birçok uygulamasında kullanılmaktadır. Bu sistemler ayrıca maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında (Bibb ve ark., 2002), implant destekli protezlerde dayanak (Yüzügüllü ve Avcı, 2008), kuron-köprü, hibrit protez altyapı tasarımı ve üretiminde (Kupeyan ve ark., 2006; Drago ve Peterson, 2007) de kullanılmaktadır.

Günümüzde milling sistemlerle şekillendirilen metal ve metal destekli restorasyonlarda kullanılan alaşımlar genel olarak titanyum, titanyum alaşımları ve kobalt-krom alaşımlarıdır. Frezeleme işlemi sırasında oluşan büyük miktardaki materyal

kaybı ve yüksek maliyetler nedeniyle kıymetli metal alaşımları tercih edilmemektedir (Beuer ve ark., 2008). Diğer yandan yüksek sertlik derecesine sahip bazı metal alaşımdan oluşan blokların frezelenmesi, hem çok zaman almakta hem de freze ekipmanlarının daha çabuk aşınmalarına neden olmaktadır (Tara ve ark., 2011; Sun ve Zhang, 2012).

Milling sistemlerde kullanılan metal bloklar endüstriyel olarak üretildikleri için yapılarında herhangi bir porözite bulunmaz. Bundan dolayı bu bloklardan elde edilen restorasyonlar daha homojen olup, dayanıklılıkları daha yüksektir (Ersu ve ark., 2008).

Elektro Erozyon İşleme (Electrical Discharge Machining, EDM)

Spark erozyon olarak da bilinen bu teknoloji dental literatüre ilk defa 1982 yılında Rubeling'in hassas tutucu ataşmanların üretiminde kullanmasıyla girmiştir (Rubeling, 1982; Van Roekel, 1992a; 1992b;). Temel çalışma prensibi, kontrollü şartlar altında bir dizi kıvılcım üreterek metal yüzeyinin elektro erozyon yoluyla aşındırılması şeklindedir. İşlem yalıtkan ve soğutucu görevi gören dielektrik bir sıvı banyosu içerisinde gerçekleşir (Van Roekel, 1992a; Evans, 1997; İnan ve ark., 2006). Erozyon ile aşındırma için üretilecek olan restorasyonun iç ve dış konturları içeren bir negatif model gereklidir (Hickel ve ark., 1997).

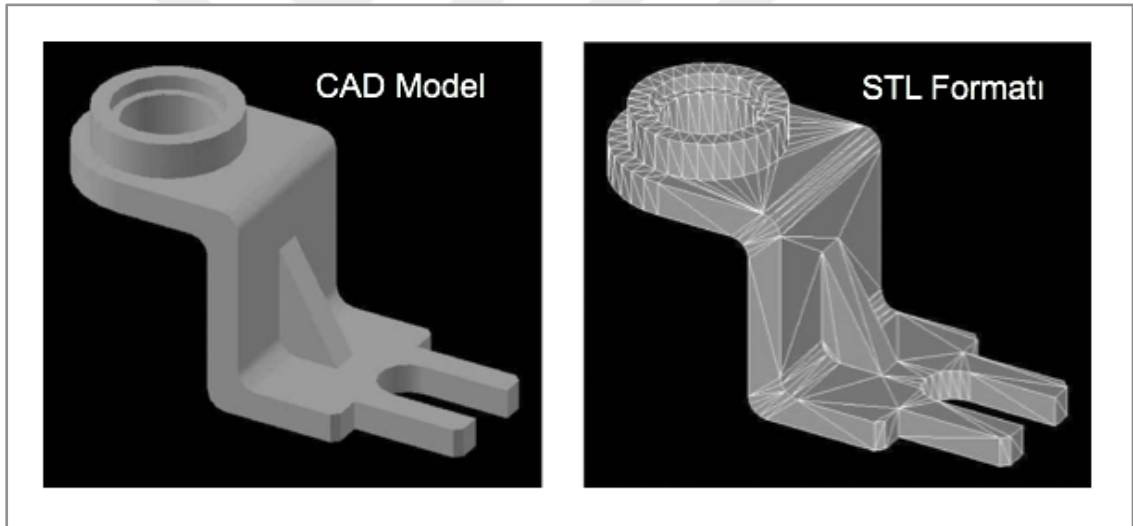
Elektro erozyon teknolojisi, metal seramik restorasyonların üretiminde milling sistemlerle birlikte kombine olarak kullanılmaktadır. Procera (Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) sisteminde, milling sistemlerle titanyum altyapının dış konturları şekillendirilirken elektro erozyon ile iç yüzeyler şekillendirilir (Boening ve ark., 1992; Leong ve ark., 1994; Berg, 1997).

2.5.3. Metal Altyapıların Üretiminde Kullanılan İlave Üretim Sistemleri

İlave üretim, 1980'li yıllarda ürün geliştirme aşamalarında kullanılan prototip ve modellerin fabrikasyonunu sağlayan Hızlı Prototipleme (HP) sistemlerinin geliştirilmesiyle birlikte başlamıştır (Kruth ve ark., 2007; Chua ve ark., 2010; Van Noort, 2012). Hızlı prototipleme sistemleri literatürde Serbest Şekilli Fabrikasyon (Solid Freeform Fabrication, SFF) ve Katmanlı Üretim (Layered Manufacturing, LM) teknolojileri olarak da yer almaktadır (Wieneke ve Gerber, 2003; Santos ve ark., 2006; Kruth ve ark., 2007; Vandenbroucke ve Kruth, 2007; Sun ve Zhang, 2012).

ASTM (American Society for Testing and Materials) ilave üretimi, üç boyutlu dijital modeller kullanılarak materyalleri tabaka tabaka birleştirme işlemi olarak tanımlar. Temel olarak bilgisayar ortamında (CAD programı) hazırlanan üç boyutlu dijital veriler kesitlere ayrılır. Her bir kesit, üretim aşamasında bir diğerinin üzerine eklenerek üç boyutlu objenin fabrikasyonu gerçekleşir. Bu işlemin en ilgi çekici özelliği herhangi bir malzeme kaybı oluşmamasıdır (Van Noort, 2012).

CAD programlarında hazırlanan üç boyutlu tasarımın HP makinesine naklini sağlamak için bir ara yüzeye ihtiyaç duyulmaktadır. HP sistemlerinde genel olarak kullanılan ara yüzey STL (STereoLithography) formatıdır. 3D Systems firması tarafından geliştirilen STL formatı CAD sistemi veritabanı tarafından üretilir. Bu format modelin dış yüzeyini temsil eden sıralanmış bir trianguler yüzey listesinden meydana gelir (Şekil 3) (Kai ve ark., 1997; Jacob ve ark., 1999).



Şekil 3. Orijinal CAD modelin trianguler STL formatına dönüşümü (Bianconi, 2002'den uyarlanmıştır)

HP sistemlerinde önceleri sadece plastik bazlı polimerler kullanılırken, gelişen teknoloji ile birlikte polimerler dışında metal, seramik ve kompozit yapıdaki malzemelerin de işlenebilirliği sağlanmıştır. Bu sayede prototipleme olmadan direkt olarak fonksiyonel gerçek parçaların üretimi gerçekleştirilebilmektedir (Santos ve ark., 2006; Kruth ve ark., 2007). Prototipleme aşamasının ortadan kalktığı bu üretim şekli Hızlı Üretim (Rapid Manufacturing, RM) olarak tanımlanır (Kruth ve ark., 2005a; Santos ve ark., 2006; Kruth ve ark., 2007; Vandenbroucke ve Kruth, 2007; Van Noort, 2012). Uluslararası alanda resmi olarak tanımlanmış olan yirmiden fazla HP sistemi

bulunmaktadır. Ancak bu sistemlerin hepsi hızlı üretim için uygun değildir (Hopkinson ve Dickens, 2006).

Son yıllarda HP sistemleri ilave üretim teknolojileri olarak diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (Ersu ve ark., 2008; Uzun, 2008; Azari ve Nikzad, 2009; Van Noort, 2012; Yıldırım ve Bayındır, 2013). Prototipleme anlayışının kırılıp fonksiyonel parçaların üretimine geçilmesi, HP sistemlerinin dental uygulamalarda daha popüler hale gelmesini sağlamıştır (Sun ve Zhang, 2012).

Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering, SLS) ve Seçici Lazer Ergitme (Selective Laser Melting, SLM), 3D Yazıcı (3D Printing, 3DP), Stereolithografi (SLA) ve Ergitmeli Model Yığıma (Fused Deposition Modelling, FDM) teknolojileri diş hekimliğinde kullanılan HP sistemleridir (Azari ve Nikzad, 2009; Van Noort, 2012). Dental el aletlerinin üretimi, teşhis modellerinin elde edilmesi, cerrahi planlama amacıyla hazırlanan stereolithografik modellerin yapımı, kişisel implant tasarımı ve üretimi, ortodontik modellerin yapımı gibi birçok dental uygulamada kullanılabilen bu sistemlerin özellikle protetik diş tedavisi uygulamalarında kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır (Liu ve ark., 2006).

Günümüzde HP sistemleriyle auriküler (Ciocca ve Scotti, 2004; Subburaj ve ark., 2007), nazal (Wu ve ark., 2008; Ciocca ve ark., 2010) ve orbital (Verdonck ve ark., 2003; Wu ve ark., 2009) maksillofasiyal protezlerin planlanması ve yapımı (Feng ve ark., 2010), hareketli bölümlü protez iskelet altyapıları (Bibb ve ark., 2006; Williams ve ark., 2006; Wu ve ark., 2012) ve total protezlerin (Inokoshi ve ark., 2012) yapımı, metal seramik restorasyon altyapılarının üretimi (Ersu ve ark., 2008; Uzun, 2008; Tara ve ark., 2011; Yüksel ve Zaimoğlu, 2011; Sun ve Zhang, 2012; Yıldırım ve Bayındır, 2013), zirkonyum altyapılı sabit restorasyonların yapımı (Ebert ve ark., 2009; Silva ve ark., 2011; Sun ve Zhang, 2012), implant destekli overdenture protezlerde bar ataşmanların yapımı (Kruth ve ark., 2005a; Leu ve ark., 2008), bireysel abutment ve implant üretimi (Traini ve ark., 2008; Van Noort, 2012) gibi birçok protetik uygulama gerçekleştirilebilmektedir.

Protetik diş tedavisinde metal seramik restorasyonların yapımında HP sistemlerinin kullanılması, laboratuvar maliyetlerini düşürmekle beraber zamandan da kazanç sağlamaktadır (Yüksel ve Zaimoğlu, 2011; Sun ve Zhang, 2012). Bu sistemlerle ondört üyeli altyapılara kadar tek parça halinde üretimin yapılabildiği gibi tek seferde

toplam 90 üye metal altyapının fabrikasyonu da gerçekleştirilebilmektedir (Uçar ve ark., 2009).

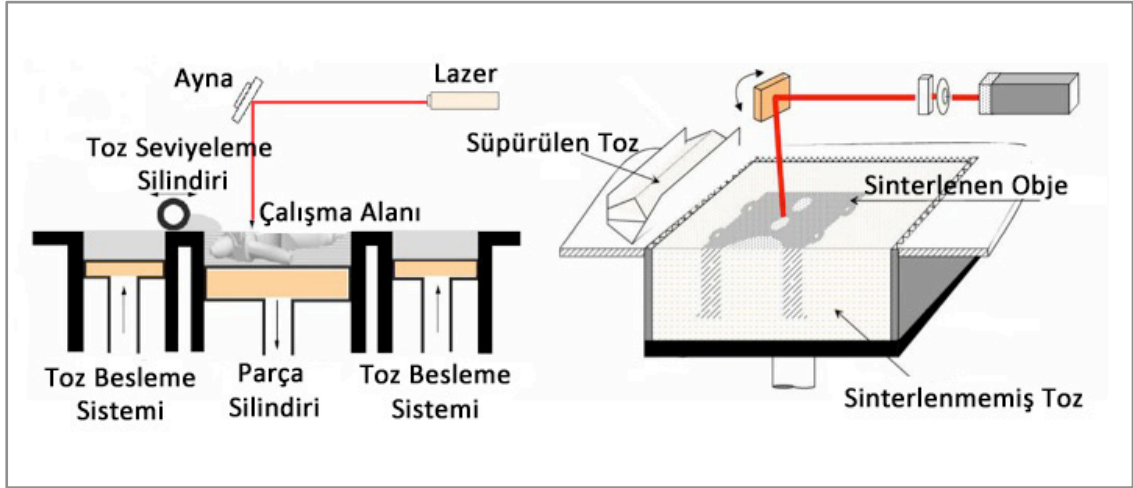
Metal seramik restorasyonlarda metal altyapıların HP sistemleriyle üretimi iki şekilde gerçekleşir. En çok kullanılan yöntem CAD programında tasarımı yapılan altyapıların SLS ve SLM sistemleri ile direkt olarak üretilmesidir. Diğer yöntem ise FDM ve 3D yazıcı sistemleri ile CAD programında tasarımı yapılan altyapıların mum örneklerinin hazırlanıp, sonrasında da konvansiyonel yöntemlerle dökümlerinin gerçekleştirilmesi şeklindedir (Liu ve ark., 2006; Azari ve Nikzad, 2009; Sun ve Zhang, 2012).

Seçici Lazer Sinterleme (SLS)

Seçici lazer sinterleme, bilgisayar kontrolünde toz halindeki materyalin lazer sistemi ile bölgesel olarak eritilip katman katman birleştirilmesi sonucu üç boyutlu objelerin elde edilmesi olarak tanımlanır. İlk olarak Carl Deckard tarafından doktora çalışması olarak geliştirilen bu sistem, 1992 yılında DTM (Direct Tooling Manufacture Corp.) firması tarafından ticari hale getirilmiştir. DTM firmasının satılmasıyla birlikte SLS sistemleri 3D Systems firmasının ürünleri arasına girmiştir. Daha sonraları başta EOS (Electro Optical Systems) firması olmak üzere birçok ticari kuruluş kendi SLS makinelerini piyasaya sürmüştür (Santos ve ark., 2006).

SLS sisteminin temel çalışma prensibi katmanlı üretim esasına dayanır. Isıtılınca kaynaşma özelliğine sahip toz halindeki materyal ince ve düzgün bir tabaka halinde yayılır ve sonrasında CAD verileri doğrultusunda seçilen bölgelere bir ayna sistemi kullanılarak lazer ışını gönderilir. Lazer ışınının yüzeye çarpmasıyla birlikte açığa çıkan ısı, toz partiküllerini kısmi olarak eriterek birbirleriyle kaynaşmalarını sağlar. İşlem tamamlanınca tabanda bulunan platform katman kalınlığı kadar aşağı iner ve yeni bir toz katmanı oluşturulur (Şekil 4) (Özuğur, 2006; Santos ve ark., 2006).

Her bir katmanın üretimi için bu işlemler gerektiği kadar tekrarlandıktan sonra, üretim süreci boyunca doğal bir destek görevi üstlenmiş olan serbest tozlar fırça veya vakum emici bir sistem ile manuel olarak temizlenerek üretilen parça veya parçalar tezgah tablasından alınır. Lazer ışınlarının, tozları daha az enerjiyle ve daha hızlı kaynaştırabilmesi için üretim yüzeyi eksternal ısıtıcılarla sıcak tutulur (Özuğur, 2006).

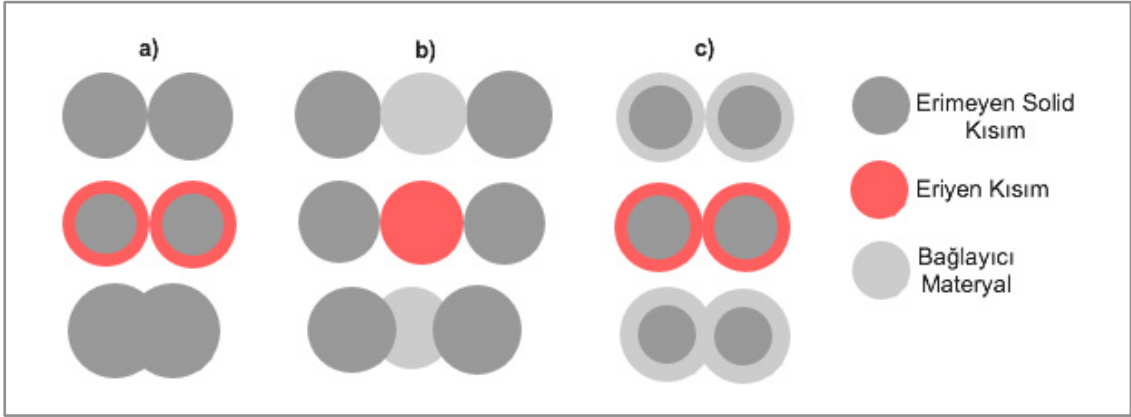


Şekil 4. SLS sisteminin çalışma algoritması (Sofu ve Delikanlı, 2006'dan uyarlanmıştır)

Poliamid (nylon), polistren, karbon fiber ve alüminyum katkılı poliamid gibi plastik malzemeler, paslanmaz çelik, kobalt-krom, nikel-krom, titanyum gibi metal alaşımları ve alüminyum silikat seramikler gibi birçok materyal SLS sistemleriyle işlenebilmektedir. SLS teknolojisi ile parça üretimi gerçekleştirilirken özel destek yapıları gerekli değildir. Çünkü her tabakada sinterlenen tozun dışında kalan fazla toz materyali, sinterlenmekte olan bölüme destek görevi görür (Çelik ve ark., 2013).

Kullanılan materyal metal tozu ise lazer ışınının yüzeye çarptığı bölgede görülen ani ısı artışı sonucu ortamdaki nem oranı yükselmekte ve sinterlenen metal parçanın oksidasyonuna neden olmaktadır. Oksidasyonun engellenmesi amacıyla sinterleme işlemi genellikle nitrojen veya argon gazı atmosferi altında gerçekleştirilir (Shellabear ve Nyrhila, 2004).

SLS sistemlerinde ergime işlemi partiküllerin bütününde değil bölgesel olarak gerçekleşir. Bu amaçla kullanılan toz halindeki materyaller, tek bileşenden veya iki ve daha fazla bileşenden oluşabilmektedir. Tek bileşenli toz materyallerde ergime, partiküllerin dış çeperlerinde veya sadece birbirlerine temas eden kontak bölgelerinde gerçekleşir. İki veya daha fazla bileşenli karışımlarda ise daha düşük derecede eriyen bileşen, bağlayıcı materyal olarak görev görür. Yüksek erime derecesine sahip olan bileşen ise yapısal materyal olarak adlandırılır. Bu karışımlarda bağlayıcı materyal ve yapısal materyal birbirinden bağımsız olabildiği gibi yapısal materyal bağlayıcı materyal ile kaplı olabilir (Şekil 5) (Kruth ve ark., 1998; Tolochko ve ark., 2003; Kruth ve ark., 2007).



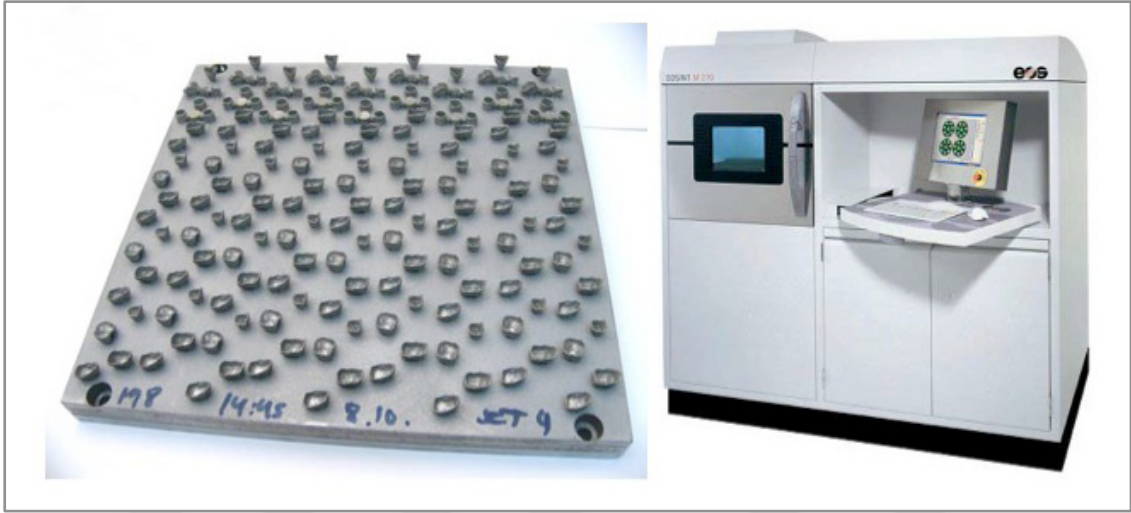
Şekil 5. SLS sistemlerindeki bağlanma şekilleri **a.** Tek bileşenli tozlarda bağlantı **b.** Bağlayıcı ve yapısal materyalin ayrı olduğu çok bileşenli tozlarda bağlantı **c.** Yapısal materyalin bağlayıcı materyal ile kaplı olduğu çok bileşenli tozlarda bağlantı (Tolochko, 2003'dan uyarlanmıştır)

SLS teknolojisi kullanılarak metal tozlarından direkt olarak fonksiyonel parça üretimi gerçekleştirilmesi Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) olarak adlandırılmaktadır (Shellabear ve Nyrhila, 2004; Kruth ve ark., 2005b). İlk patentli DMLS sistemi 1994 yılında EOS firması tarafından geliştirilen plastik lazer sinterleme teknolojisi ve Electrolux firmasının geliştirdiği toz metalürji ürünlerinin birleşimi sonucu ortaya çıkmıştır. 1995 yılı yazında EOS firması tarafından tanıtılan EOSINT M 250 lazer sinterleme ünitesi, bilinen ilk ticari DMLS makinesi olarak literatüre girmiştir. EOSINT M 250'in tanıtılmasıyla birlikte DMLS sistemi uluslararası alanda büyük bir ticari başarı yakalamış ve hızlı üretim sistemlerinin gelişimine zemin hazırlamıştır (Shellabear ve Nyrhila, 2004).

DMLS sistemlerinde kullanılan metal tozlarında yapısal materyalin bağlayıcı materyal ile kaplanmasına gerek yoktur. Farklı erime derecelerine sahip metal tozlarının karışımı kullanılır. Düşük erime derecesine sahip olan metal alaşım bağlayıcı olarak görev görür. Bu şekilde yüksek yoğunlukta ve üstün mekanik özelliklere sahip metal parça üretimi gerçekleştirilir (Hopkinson ve Dickens, 2006; Santos ve ark., 2006; Chua ve ark., 2010). İlk DMLS makinelerinde CO₂ ve Nd:YAG gibi standart lazer sistemleri kullanılmıştır. Gelişen teknoloji ile birlikte lazer odağının kalitesi ve gücü geliştirilmiş, fiber ve disk lazerler gibi yeni nesil lazer sistemleri DMLS makinelerinde kullanılmaya başlanmıştır (Shellabear ve Nyrhila, 2004).

Günümüzde DMLS teknolojisi, dental restorasyonların üretiminde oldukça popüler bir uygulama haline gelmiştir. 2005 yılından beri dental alanda kuron-köprü

restorasyonların yapımında kullanılan bu sistemlerle 24 saat içerisinde yüzlerce metal altyapının üretimini gerçekleştirmek mümkündür. DMLS makinelerinde metal tozun serildiği platformun alanı üretim kapasitesi ile doğru orantılıdır (Şekil 6). Sistemin yüksek üretkenliği sayesinde ürünlerin birim laboratuvar maliyetleri düşer ve kalite standardizasyonu sağlanır. Ayrıca +/-20 µm hassasiyetle çalışan bu sistemlerle üretilen restorasyonların marjinal uyumu oldukça yüksektir (www.eos.info, 2014).



Şekil 6. EOSINT M 270 DMLS makinesinin platformunda üretilen 192 adet metal altyapı (Kotila ve ark., 2007'dan uyarlanmıştır)

Seçici Lazer Ergitme (SLM)

Seçici lazer ergitme SLS temelli bir ilave üretim sistemidir. Çalışma prensibi, kullanılan lazer çeşitleri ve işlenebilen materyal çeşitleri itibariyle SLS sistemine çok benzemekle beraber kullanılan toz partiküllerinin birbirine bağlanma şekli ve kullanılan lazer ışının gücü bakımından farklılık göstermektedir. SLM sistemlerinde partiküllerin tamamen ergimesini sağlayan daha yüksek enerjili lazer sistemleri kullanılmaktadır. Teorik olarak partiküllerin tamamen ergimesi sağlandığı için SLM ile üretilen parçaların yoğunluğu daha yüksektir (Santos ve ark., 2006).

Polimer, metal, seramik ve kompozit yapıdaki birçok materyal SLS sistemleriyle işlenebilirken SLM teknolojisi genellikle metal parçaların üretiminde kullanılır (Kruth ve ark., 2005b). SLM sistemleriyle üretilen metal parçalar %99.9 gibi yüksek bir yoğunluk oranına sahiptirler (Hopkinson ve Dickens, 2006; 2006; Kruth ve ark., 2007).

SLM makinelerinde kullanılan lazer ışınlarının güçleriyle doğru orantılı olarak ışının yüzeye çarptığı bölgede açığa çıkan ısı, metal tozunun ergime derecesine ulaştığından dolayı SLS sistemlerine göre daha fazla ısı artışı görülür. Bu nedenle SLM sistemlerinde oksidasyonu önlemek için argon veya nitrojen atmosferine daha çok ihtiyaç duyulur (Shellabear ve Nyrhila, 2004).

Tam ergimenin sağlanması için gerekli olan enerji, metal parça üzerinde olumsuz etkilere neden olabilmektedir. Metal tozlarına çok fazla enerji uygulandığında yüzey gerilme gradyanları yüzünden yuvarlanmalar (balling) ortaya çıkmaktadır. Yuvarlanmalar kötü yüzey kalitesine, gözenekli yapıya ve katmanlar arası bağlantının zayıf olmasına neden olur. Aynı zamanda homojen olmayan büzölmeler, birleştirilmiş katmanlarda kalıcı gerilimlere yol açar. Bu gerilimler parçanın mekanik özelliklerini zayıflatır. SLM işlemi sırasında oluşabilecek bu olumsuz etkileri azaltmak için farklı lazer tarama stratejileri geliştirilmiştir (Kıran, 2011).

İlk masaüstü SLM makinesi olan Realizer SLM-50, Realizer firması tarafından 2009 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu makineler küçük boyutta ve kişiye özgü parçaların üretimini gerçekleştiren ticari işletmeler için geliştirilmiştir. Az zamanda çok sayıda parça imalatı gerçekleştirebilen bu makineler kısa sürede dental laboratuvarların hedefi haline gelmiştir (Gebhardt ve ark., 2010). Günümüzde SLM teknolojisi, metal destekli restorasyonlarla beraber kişiye özgü implant ve abutment üretiminde de kullanılmaktadır. DMLS sistemlerinde olduğu gibi dental laboratuvarlar için özel olarak geliştiren SLM makineleri ile üretim maliyeti ve süresi, konvansiyonel yöntemlere göre oldukça azalmaktadır (Bremen ve ark., 2012).

Gelişen teknoloji ve ticari rekabet dolayısıyla temelde çalışma prensibi aynı olan birçok SLM sistemi tanıtılmıştır. Concept Laser firması tarafından geliştirilen LaserCusing® teknolojisi bunlardan biridir. Yüksek kaliteli çelikler, takım çelikleri, alüminyum ve titanyum alaşımlar, nikel bazlı alaşımlar ve kobalt-krom alaşımları gibi çok geniş bir materyal yelpazesine sahip olan bu sistem, altın ve gümüş gibi değerli alaşımlar üzerinde de test edilmektedir. Bu sistemin en önemli özelliği, lazer ışını belirli bir doğrultuda değil, rastgele olarak farklı noktalara uygulayarak her bölgede eşit soğuma sağlayan “Adalar” tarama stratejisiyle çalışan fiber lazer teknolojisidir (Chua ve ark., 2010). 20 µm hassasiyetle üretim yapabilen bu teknoloji metal destekli restorasyonların üretiminde başarıyla kullanılmaktadır (Şekil 7) (Sinirlioğlu, 2009).



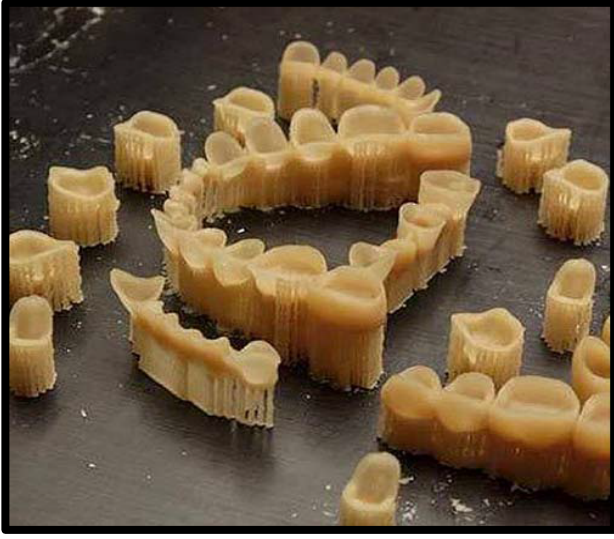
Şekil 7. LaserCusing® sistemi ile üretilen metal altyapılar (www.concept-laser.de/en/industry, 2014'den uyarlanmıştır)

Hem SLS hem de SLM sistemleri ile üretilen metal parçalarda sinterleme işlemi sonrası oluşan ısıl gerilimler ve pöröziteler parçanın büzülmesine, mekanik direncinin zayıflamasına, yüzey düzensizliklerine ve boyutsal değişikliklere neden olabilmektedir. Bu etkileri azaltmak için metal parçalar “son işleme” (post-processing) olarak adlandırılan ikincil bir işleme tabi tutulurlar. Genellikle ikincil bir fırınlama şeklinde termal (ısıl tavlama) olarak uygulanan son işleme prosesi, metal parça üzerindeki termal gerilimleri azaltmakta, yapısal bütünlüğü ve mekanik özellikleri geliştirmektedir (Kumar, 2003; Santos ve ark., 2006).

Ergitmeli Model Yığma (FDM)

Literatürde “Fused Deposition Modelling” olarak yer alan bu hızlı prototipleme sisteminin temel çalışma prensibi, ısıtılarak akışkan bir kıvama getirilen yapı malzemesinin bir nozuldan ekstrüze edilerek belirli noktalarda geometriksel çevrim stratejisiyle biriktirilmesi şeklindedir. Nozul, termoplastik karakterli yapı malzemesini ergime noktasının hemen üzerindeki bir sıcaklıkta tutmaya yarayan bir ısıtıcı eleman içerir ve böylece eriyen plastik kolayca nozul üzerinden akarak bir katman oluşturur. Bir katmanın yapımı tamamlanınca platform aşağı iner ve ekstrüzyon nozulu diğer katmanın üretimine geçer (Çelik ve ark., 2013).

Diş hekimliğinde FDM sistemi kullanılarak metal altyapıların dökümü öncesi hazırlanan mum örneklerin tasarımı ve üretimi gerçekleştirilebilmektedir (Şekil 8). Bu sayede komplike geometrilerdeki restorasyonların üretimi yüksek hassasiyet ve doğrulukta tamamlanabilmektedir (Liu ve ark., 2006; Sun ve Zhang, 2012).



Şekil 8. FDM ile üretilen krun-köprü mum örnekleri (Azari ve Nikzad, 2009'dan uyarlanmıştır)

3D Yazıcı (3DP)

3DP teknolojisi sıvı bir bağlayıcı yardımıyla üretim tablasına yayılmış toz katmanını katılaştırarak 3D fiziksel prototip üretir. Mürekkep püskürtmeli bir yazıcı sistemi toz katmanı üzerine bağlayıcı materyali püskürtür. Bu şekilde tozlar birbirine bağlanır ve bu işlem her katman için devam eder. Çok renkli parçalar için, yazıcı başlıklardan birisinde farklı renkte bağlayıcı materyal bulunur. Bu şekilde parçanın farklı bölgelerine farklı renkler uygulanabilir. Her katmanın bitiminde üretim pistonu aşağı iner ve üretim tablasına yeni bir toz katmanı serilir. Bu işlem parça üretilene kadar devam eder (Çelik ve ark., 2013).

3DP teknolojileri diş hekimliğinde son yıllarda büyük ilgi toplamıştır. FDM sistemleri gibi metal destekli restorasyonlarda döküm öncesi mum örneklerin üretiminde kullanılabilen bu sistemler aynı zamanda hareketli bölümlü protezlerin, total protezlerin ve fasiyal protezlerin yapım aşamalarında da kullanılmaktadırlar (Liu ve ark., 2006; Sun ve Zhang, 2012).

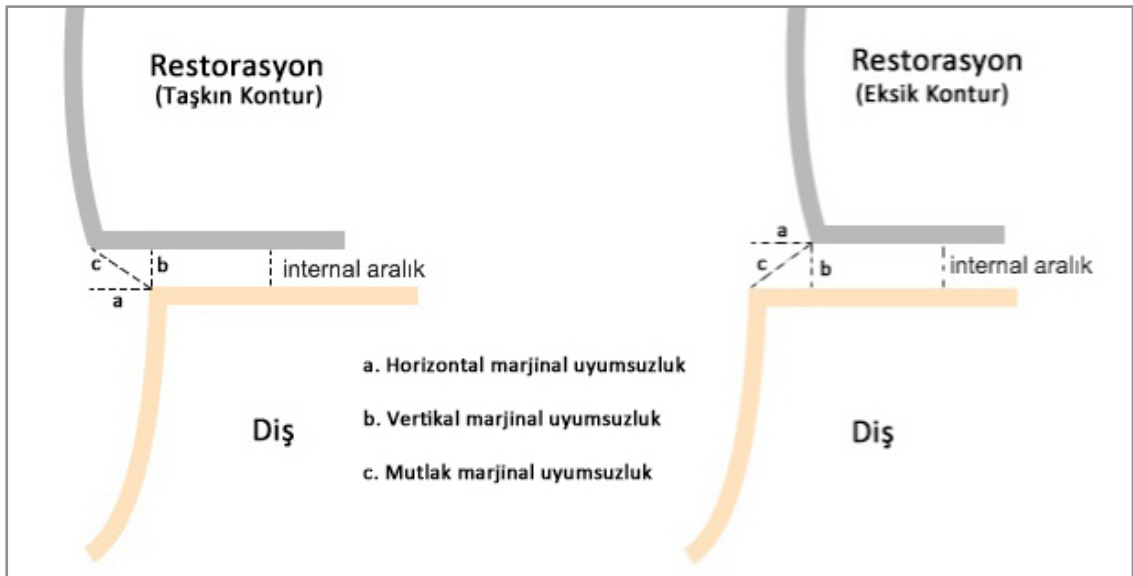
FDM ve 3DP sistemlerinin en önemli avantajı yüksek üretim kapasiteleridir. Saatte 150 üyeden fazla altyapı örneği bu sistemlerle üretilabilmektedir. Diğer bir önemli avantaj, koping tasarımlarının mum örnekler üzerinde kontrol edilebilme imkanının sunulmasıdır. Ayrıca her bölgede eşit ve istenilen kalınlıkta üretilen mum örneklerin, döküm sonrası tesviye ve polisaj işlemleri daha kısa zamanda yapılabilmektedir (Sun ve Zhang, 2012).

2.6. Marjinal ve İnternal Uyum

Klinik olarak bir restorasyonun uzun dönem başarısını belirleyen en önemli faktörlerden biri restorasyonun marjinal bölgede dişle olan uyumudur (Sorensen ve ark., 1986; Bindl ve Mörmann, 2005; Toman ve ark., 2009). Marjinal uyum, restorasyon sınırı ile basamak kenarı arasındaki morfolojik uyum olarak tanımlanır. Yeterli uyumun olmayışı, hem diş hem de destek dokular için zararlıdır (Holmes ve ark., 1989; Knoernschild ve Campbell, 2000).

Literatürde marjinal uyumun tanımını ve miktarını farklı teknikler kullanarak değerlendiren birçok çalışma mevcuttur. Marjinal uyumu ölçmek için kullanılan referans noktaları ve uyumu tanımlayan terminoloji, farklı araştırmacılara göre değişiklik gösterir (Holmes ve ark., 1989; Groten ve ark., 2000).

Marjinal uyumun değerlendirmesinde uyumsuzluk miktarının ölçülmesi en çok tercih edilen yöntemdir. Uyumsuzluk miktarı genellikle yatay ve dikey olmak üzere iki düzlemde incelenir. Restorasyonun giriş yoluna paralel olarak ölçülen uyumsuzluğu “vertikal marjinal uyumsuzluk”, giriş yoluna dikey olarak ölçülen uyumsuzluğu da “horizontal marjinal uyumsuzluk” olarak tanımlanır. Horizontal ve vertikal marjinal uyumsuzluğun açısıl kombinasyonu “mutlak marjinal uyumsuzluk” olarak ifade edilir (Şekil 9) (Holmes ve ark., 1989; Conrad ve ark., 2007). Taşkın kenarlar marjinal aralıktan restorasyonun dış yüzüne kadar olan mesafe ile, eksik kenarlar ise marjinal aralıktan dişin kenar açısına kadar olan mesafe ile ölçülür (Holmes ve ark., 1989).



Şekil 9. Marjinal uyumsuzluk terminolojisi (Holmes ve ark., 1989'dan uyarlanmıştır)

Protetik yapılar dişleri ve çevre dokuları sağlıklı bir şekilde korumalıdır. Ancak bunun için iyi bir marjinal uyum gereklidir. Bu uyumsuzluğun artması marjinal bölgede dişle restorasyon arasındaki aralığın artmasına ve daha fazla simanın görünür hale gelmesine neden olur. Klinik deneyler ve deneysel çalışmalar, açıkta kalan siman tabakasının oral sıvıların etkisi ile çözündüğünü ve restorasyonun destek dişle olan bağlantısının zayıfladığını göstermektedir. Sيمانın çözünmesi ile oluşan boşluk, yemek artıkları ve plak birikimi için uygun bir bölge haline gelir. Bu nedenle restorasyon kenarı ile destek diş dokusu arasındaki iyi bir uyum, periodontal hastalık ve çürük oluşumu riskini en aza indirger (Liu, 1980; McLaren ve White, 2000; Lopes ve ark., 2005; Conrad ve ark., 2007).

Marjinal uyumun ölçülmesi ve değerlendirilmesi konusunda günümüzde hala standart bir metot ve ölçme yöntemi geliştirilmemiştir. Özellikle ölçüm noktaları konusunda araştırmacılar arasında bir fikir birliği yoktur. Groten ve ark. (2000), marjinal uyumun incelendiği çalışmalarda, kuron marjini boyunca simantasyon öncesi veya sonrası en az elli ölçüm yapılması gerektiğini belirtmişlerdir. Ölçümlerin farklı bölgelerden yapılmasıyla, elde edilen marjinal açıklık değerlerinin değişebileceğini göstermişlerdir.

Literatürde marjinal uyum ile ilgili kaynaklar incelendiğinde 120 µm üzerindeki kenar açıklığın klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmadığı bildirilmiştir (Alkumru ve ark., 1988; Holmes ve ark., 1989; Abbate ve ark., 1989; Suarez ve ark., 2003; Conrad ve ark., 2007).

Restorasyonların oturacağı yüzeylerin geometrik formu, yan yüzlerin eğimlerinin derecesi, kullanılan simanın yapıştırma anındaki viskozitesi, simantasyon süresi, simantasyon basıncı, “die spacer” uygulanması, basmak kenarı sonlanma şekli marjinal uyumu etkileyen faktörler olarak bilinir (Alkumru ve ark., 1988; Holmes ve ark., 1989; Suarez ve ark., 2003).

Dişte koniklik açısının azalması ve basmak kenarı sonlanma şekli, simantasyon için kullanılan ajanın akıcılığını etkileyerek siman film kalınlığında artmaya neden olur (Ushiwata ve de Moraes, 2000). Sيمان film kalınlığındaki artış kuronun destek diş üzerine tam olarak oturmasını engelleyebilir, oklüzyonda yükselmeye ve marjinal uyum bozukluklarına yol açabilir (Gavelis ve ark., 1981).

Destek dişin aksiyel duvarları ile restorasyonun i yüzeyi arasındaki mesafe internal aralık ya da siman aralığı olarak tanımlanır (Holmes ve ark., 1989; Conrad ve ark., 2007). Bu aralığın artması veya azalması restorasyonun internal uyumunu belirleyen en önemli faktördür. Siman aralığı, restorasyonun retansiyonunu ve direncini riske atmayacak üniform bir kalınlıkta olmalıdır (May ve ark., 1998). Siman aralığının artışı mikroorganizmaların dentin kanalları yoluyla pulpaya ulaşmasına neden olarak pulpal hastalıkların gelişimine zemin hazırlar (Mjör ve ark., 2000; Monaco ve ark., 2001).

ADA (American Dental Association) internal aralığın Tip I simanlar için 25 m, tip II simanlar için ise 40 m civarında olması gerektiğini bildirmiştir (May ve ark., 1998; Contrepolis ve ark., 2013). ISO standartlarına göre ise bu aralık su bazlı simanlar için 25 m, rezin bazlı simanlar için 50 m değerini aşmamalıdır (Kious ve ark., 2009). Ancak in-vivo ve in-vitro olarak yapılan birçok çalışma siman kalınlığının daha fazla olabildiğini göstermiştir (Alkumru ve ark., 1988; Holmes ve ark., 1989).

2.6.1. Uyumsuzluğun llmesinde Kullanılan Yöntemler

Marjinal uyum konusundaki değerlendirmeler kalitatif veya kantitatif olabilir. Gözle inceleme, sondla kontrol ve radyolojik muayene kalitatif metotlardır ve herhangi bir değer ortaya konamaz. Bu tür değerlendirmelerin doğrulukları insan gözünün algılayabildiği 60 m ile sınırlıdır. Kantitatif değerlendirmeler sonucunda ise sayısal bir değer ortaya konulabilir ve genellikle bir mikrometre yardımıyla ölümler yapılır (Ushiwata ve de Moraes, 2000).

Marjinal uyumun ölümü ve değerlendirilmesi amacı ile çeşitli yöntemler uygulanabilir. Sorensen (1990), bu yöntemleri dört temel kategoride toplamıştır:

- Direkt yöntem
- Kesit alma
- l alma
- Sondla ve gözle değerlendirme

Direkt yöntem uygun, kolay ve hızlı olmasından dolayı en çok tercih edilen metottur. Kesit almaya ve örnekleri epoksi rezin içerisine gömmeye gerek yoktur. Bu yöntemde hazırlanan daylı örnek üzerine yerleştirilen restorasyonda, stereomikroskop veya taramalı elektron mikroskopuyla (SEM) marjinal aralığın fotoğrafı çekilir. Fotoğraflar üzerinde manuel veya bilgisayar ortamında dijital ve pratik ölümler

yapılabilir. Ancak kuronların dış örnekleri üzerine her zaman tam olarak oturmaması, standart sapmayı değiştirerek istatistiksel değerlendirmenin önemini azaltabilir (Sorensen, 1990).

Marjinal uyum ölçümlerinin yapılmasında sıklıkla SEM (Alkumru ve ark., 1988; Sorensen, 1990; Vahidi ve ark., 1991), ışık mikroskobu veya stereomikroskop (Holmes ve ark., 1989; Weaver ve ark., 1991; Pera ve ark., 1994) kullanılır. SEM ile yapılan çalışmalarda marjinal açıklık hem horizontal hem de vertikal olarak analiz edilebilir. Diğer yandan ışık mikroskobu ve stereomikroskop analizlerinde ise ölçüm yapılacak noktaların aynı düzlemde olması gerekir (Vahidi ve ark., 1991).

Kesit alma yönteminde kuronlar reçine içine gömülür. Bu metot çok zaman alıcıdır, ek basamaklar gerektirir ve örnekler bir daha kullanılamaz. Ölçü alma işleminde değerlendirilecek olan bölgenin ölçüsü alınır ve içerisine rezin dökülür. Elde edilen bu model üzerinde inceleme yapılır. Ancak diğer yöntemlere göre daha az güvenilir bir yöntemdir. Sond ile muayene ve göz ile kontrol, kalitatif bir değerlendirme olup objektif değildir. Herhangi bir sayısal değer ortaya konamadığından sonuçlar kişiden kişiye göre değişir (Sorensen, 1990).

Günümüzde marjinal uyum ölçümleri, üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak da yapılabilmektedir. CAD/CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunda bu teknoloji kullanılmaktadır. Ölçümlerin yapılabilmesi için öncelikle dişin preparasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi tarayıcılar ile üç boyutlu olarak taranır (Luthardt ve ark., 2004). Elde edilen dijital yüzeyler bilgisayar programları ile karşılaştırılabilmekte ve böylece restorasyona zarar vermeden her bölgedeki siman aralığının ve marjinal uyumun değerlendirilmesi mümkün olmaktadır. Bu ölçüm yönteminde hassasiyet üç boyutlu tarama sistemine bağlıdır (Usanmaz, 2005).

2.7. Metal-Porselen Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler

Metal-seramik restorasyonların klinik başarısını belirleyen faktörlerden biri de metal ve porselen materyali arasındaki bağlantının direncidir. Ağız ortamında bu direnci zorlayan kuvvetler devamlı kuvvetler, aralıklı kuvvetler, gerilim kuvvetleri, baskı kuvvetleri ve makaslama kuvvetleri şeklindedir (Hammad ve Talic, 1996; Anusavice ve ark., 2007). Bu kuvvetlerin karmaşıklığı nedeniyle metal-porselen bağlantısını kesin

olarak ölçen evrensel bir test tasarımı bulunmamaktadır (Anusavice ve ark., 1981; Sadeq ve ark., 2003).

2.7.1. Mekanik Testler

Metal-porselen bağlantısının değerlendirilmesinde kullanılan mekanik testler, yöntemden bağımsız olarak uygulanan strese karşı restorasyonun gösterdiği direnç ve iç yapıda meydana gelen rezidüel stresi ölçer (Yılmaz ve Dinçer, 1999). Mekanik testler, adını uygulanan kuvvetlerden alarak makaslama, gerilim, makaslama ve gerilim kombinasyonu, eğme ve burma testleri olarak sınıflandırılabilir (Hammad ve Talic, 1996).

Makaslama Testleri

Bir yapının bir kısmının diğer kısmına paralel ancak ters yönlerde kaydırılarak deforme edildiğinde ortaya çıkan gerilimi esas olarak uygulanırlar. Çekme gerilimi uygulandığında, cismi oluşturan moleküller çekilmeye karşı direnmek zorunda kalmaktadır. Basma gerilimi uygulandığında, bir arada daha yakın durmaya, sıkışmaya karşı direnç oluşmaktadır. Makaslama geriliminin uygulanması durumunda, cismin bir kısmı diğerinin üzerinden kayarak geçmeye karşı direnmek durumunda kalmaktadır (Kim ve Cho, 2009).

Çekerek uygulanan makaslama testlerinde kuvvetin üniform olarak dağılması, bu testin daha çok tercih edilmesinin sebebidir. Test örneklerinin yapımının zahmetli olması ve test düzeneğinde kama etkisinin görülmesi yöntemin dezavantajlarıdır. Düzlemsel makaslama testleri ise metal ve porselenin ara yüzünün kesitine göre dairesel veya dikdörtgenel olarak adlandırılmıştır.

Dairesel makaslama testinde opak porseleninin her yerde eşit kalınlıkta fırınlanabilmesi avantajdır. Ancak test düzeneğinin hazırlanmasının hassas olması, örnek hazırlığının pahalı olması ve uzun sürmesi, ısıl genleşme farklılıklarından kaynaklanan metal-porselen ara yüzünde oluşan termal streslerin engellenememesi yöntemin dezavantajlarıdır. Dikdörtgenel makaslama testi, stresleri metal-porselen ara yüzüne iletmesi ve materyallerin elastik modüllerinden çok az etkilenmesi bakımından daha avantajlıdır (Kümbüloğlu, 2003).

Gerilim Testleri

Bir metal çubuğun ucuna veya iki metal çubuğun uçlarını birleştirecek şekilde ortada porselen fırınlanmasıyla hazırlanarak metali porselenden ayıracak bir kuvvet

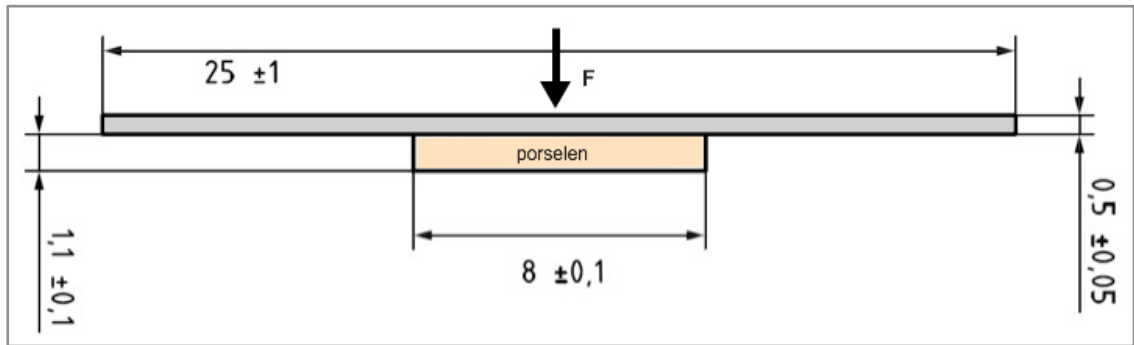
uygulanması esasına dayanır (Hammad ve Talic, 1996). Stresin düzensiz dağılımı ve porselenin koheziv kırıklarıyla sonlanması testin dezavantajıdır (Kümbüloğlu, 2003).

Makaslama ve Gerilim Kombinasyonu

Uygulanan kuvvetin bileşkesi olarak kuvvetler metal-porselen ara yüzüne oblik olarak yönelir ve bu sayede restorasyonun ağız ortamında maruz kaldığı stresleri taklit eden bir kuvvet kombinasyonu meydana gelir (Kümbüloğlu, 2003). Porselen kalınlığının kontrol edilememesi testin dezavantajıdır (Hammad ve Talic, 1996).

Eğme Testleri

ISO (International Organization for Standardization), metal-porselen bağlantı dayanıklılığının değerlendirilebilmesi için 3-nokta eğme bağlantı testini önermektedir (Lenz ve ark., 1995; Lenz ve Kessel, 1998; Fischer, 2002). Bu test yönteminde boyutları standart olan metal barlar üzerine tam ortalanacak şekilde boyutları standart olan porselen fırınlanır (Şekil 10). Destek noktaları arası mesafe 20 mm olacak şekilde ayarlandıktan sonra örneklerin tam ortasından kuvvet uygulanır. Porselenin metalden ayrıldığı andaki kırılma kuvveti değeri hesaplanır. Her örnekten elde edilen maksimum kırılma kuvveti (F) ile, kullanılan metal örneğin kalınlığı (d_M) ve elastisite modülüne (E_M) göre hesaplanan k sabiti çarpılarak metal-porselen bağlantı kuvveti değeri (T_b) hesaplanır. Elde edilen değer 25 MPa' dan fazla olmalıdır (ISO 9693-1:2012).



Şekil 10. 3-nokta eğme testinin şematik görüntüsü (ISO 9693, 2012'den uyarlanmıştır)

Metal-porselen bağlantısının değerlendirilmesinde kullanılan diğer bir eğme testi 4-nokta eğme testidir. Bu test metodunda 3-nokta eğme testinden farklı olarak iki nokta üzerinden yükleme yapılır ve yükleme alanlarında tam bir metal-porselen ayrılması elde edilir. Test düzeneğinin kolay hazırlanması ve ayrı bir ekipman

gerektirmemesi, metal ve porselen kalınlıklarının klinik şartlara uygun olarak hazırlanabilmesi 4-nokta eğme testinin avantajlarıdır (Hammad ve Talic, 1996).

Burma Testi

Her iki tarafına porselen uygulanan metal bir düzlemin kullanıldığı test yöntemidir. Örnek üzerinde özel bir aparat yardımıyla burucu kuvvetler uygulanır. Komplike bir test düzeneğine sahip olması dezavantajıdır (Hammad ve Talic, 1996).

2.7.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu örneklerin mikro yapılarının incelenmesi ve analizinde kullanılan bir görüntüleme cihazıdır. SEM, yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Elektron demetinin çarptığı bölgenin yerel topografisi, bileşimi, kristal yapısı gibi özelliklerini gözlemleyebilme imkanı verir (Goldstein ve ark., 2003).

2.7.3. Enerji Dağılımlı X-Işınları Analizi (EDS)

EDS, örnek yüzeyinde belirlenen bir noktada bulunan element kompozisyonunu tanımlamak için kullanılan bir tekniktir. EDS analizi, taramalı elektron mikroskobunda bulunur ve örnek yüzeyine taramalı bir elektron demeti düşürülerek gerçekleştirilir. Bazı elektronlar, örnek içerisindeki elektronlar ile çarpışarak elektronların yörüngelerinden çıkar ve boşalan pozisyonlar yüksek enerjili elektronlar tarafından doldurulur. Yayılan x-ışınları analiz edilerek örnek yüzeyindeki element içeriği tespit edilir (Lyman ve ark., 1990; Goldstein ve ark., 2003).

2.7.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi (Profilometre)

Profilometre, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılan bir cihazdır. Elmastan yapılmış tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezdirilirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (Bourauel ve ark., 1998; Jefferies, 1998).

Profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümünde birçok parametre bulunmaktadır. En sık kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır. Ra parametresi, yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır. Belirli bir ölçüm mesafesindeki tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamının aritmetik ortalamasının alınmasıyla hesaplanır. Değerlendirme aralığındaki en yüksek beş çıkıntının ortalaması Rz, en derin beş girintinin ortalaması Rpm olarak adlandırılır (Whitehead ve ark., 1999).

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışmasında; Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Protetik Diş Tedavisi A.D. Laboratuvarı ve Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi imkanlarından yararlanılmış olup, çalışmada kullanılan metal-seramik örnekler Özel DL Freze Teknik Diş Protez Laboratuvarında hazırlanmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Döküm, milling, DMLS ve LaserCusing® yöntemlerinin marjinal uyum, internal uyum ve metal-porselen bağlantı dayanıklılığı açısından değerlendirildiği çalışmamızda kullanılan cihazlar Tablo 1'de, materyaller ise Tablo 2'de gösterilmektedir.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan cihazlar

CİHAZ	MODEL	ÜRETİCİ FİRMA
CNC Tezgahı	Deckel Maho DMC 1035	DMG Mori, Biefeld, Almanya
DMLS Makinesi	EOSINT M 270	EOS GmbH, Wiefelstede, Almanya
LaserCusing® Makinesi	MLab Cusing	Concept Laser, Lichtenfels, Almanya
Dental Milling Ünitesi	Deckel Maho HSC 20	DMG Mori, Biefeld, Almanya
3D Tarayıcı	7 Series	Dental Wings, Montreal, Kanada
Santrifüj Döküm Makinesi	SMD 510	Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye
Universal Test Cihazı	Lloyd LRX	Lloyd Instruments, W. Sussex, İngiltere
Termal Devirlendirme Cihazı	Dentester	Salubris Technica, İstanbul, Türkiye
Ultrasonik Temizleme Cihazı	Eurosonic Energy	Euronda, Vicenza, İtalya
Taramalı Elektron Mikroskobu	JSM-7001F	JEOL, Japonya
LED Cihazı	Hilux LEDMAX 1055	Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye
Dikey Freze Tezgah	KBF 50	KNUTH, Wasbek, Almanya
Porselen Sinterleme Fırını	Programat P300	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Kumlama Cihazı	Smallblast	Manfredi, Torino, İtalya
Stereomikroskop	Novex RZ	Euromex, Arnhem, Hollanda
Zımpara Cihazı	Phoenix Beta	Buehler, Illinois, ABD

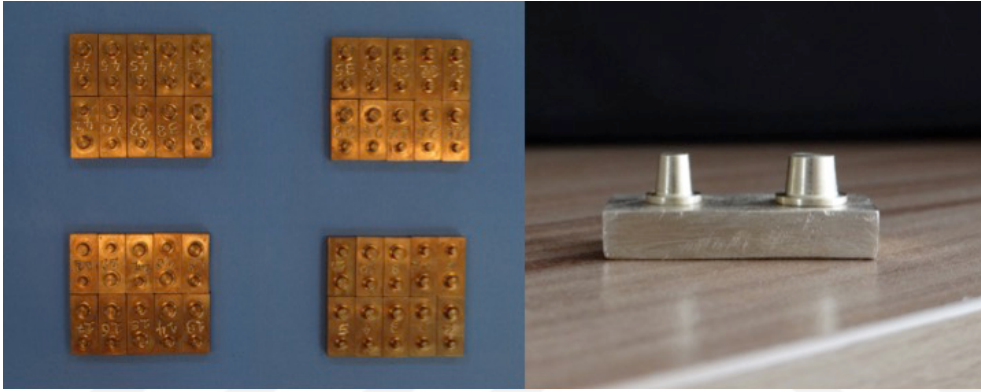
Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyaller

MATERYAL	MARKA	MATERYAL İÇERİĞİ	ÜRETİCİ FİRMA
İlave silikon	Panasil	Polivinil siloksan ölçü materyali	Kettenbach, Eschenburg, Almanya
Dental alçı	Fujirock OpiXscan	Tip IV dental alçı	GC, Leuven, Belçika
Metal tozu (DMLS)	Keramik NP-S	%63 Co, %24 Cr, % W, %3 Mo, %1 Si, %1 Nb	Nobil Metal, Villafranca, İtalya
Metal tozu (LaserCusing)	Remanium Star	%60,5 Co, %28 Cr, %9 W, %1,5 Si, %1 N, Mn, Nb	Dentaurum, Ispringen, Almanya
Metal blok	CopraBond K	%61 Co, %28 Cr, %8,5 W, %0,25 Mn, %1 Si	Whitepeaks, Wesel, Almanya
Metal alaşım	Microlit ISI	%61,1 Co, %27,8 Cr, %8 W, %1,7 Si	Schütz Dental, Rosbach, Almanya
Modelaj mumu	Hi-Tech Wax	%50-60 parafin	Hi-Tec Dental Product, Lenoir City, ABD
Fosfat Bağlı Revetman	Maruvest Speed	Magnezyum ve amonyum fosfatları, grafit ve silika partikülleri, koloidal silika içerikli süspansiyon likit	Megadental, Büdingen, Almanya
50 µm alüminyum oksit kumu	Korox 50	%99,6 Al ₂ O ₃ partikülü	BEGO, Bremen, Almanya
110 µm alüminyum oksit kumu	Korox 110	%99,6 Al ₂ O ₃ partikülü	BEGO, Bremen, Almanya
Feldspatik porselen	VMK Master	%19,3 lösit, %69 SiO ₂ , %8 Al ₂ O ₃ , %8-10 K ₂ O ve Na ₂ O	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Self-adeziv rezin siman	RelyX U200	Baz Patı: Metakrilat monomerleri, silanize doldurucular, başlatıcılar, stabilizörler Katalizör Patı: Metakrilat monomerleri, alkalın ve silanize doldurucular, başlatıcılar, stabilizörler, pigmentler	3M ESPE, Seefeld, Almanya
Soğuk akrilik	Paladent	Otopolimerizan akrilik, Toz+Likit	Heraus Kulzer, Hanau, Almanya

3.2. Marjinal Uyumun Değerlendirilmesi

3.2.1. Ana Modellerin Hazırlanması

Ağızda FDI (World Dental Federation) notasyon sistemine göre 35 ve 37 numaralı dişlerin prepare edilmiş şeklini temsil eden 48 adet örnek bronz metalden CNC tezgahında (Deckel Maho DMC 1035, DMG Mori, Biefeld, Almanya) hazırlandı (Şekil 11). Mezio-distal mesafe premolar dişte 7 mm ve molar dişte 9 mm, kuron boyu ise her iki dişte 6 mm olarak belirlendi. Standardizasyonu sağlamak amacıyla her bir dayanak dişte 1,2 mm genişliğinde iç açısı yuvarlatılmış 90° shoulder basamak ve 6° koniklik açısına sahip aksiyel duvarlar hazırlandı.



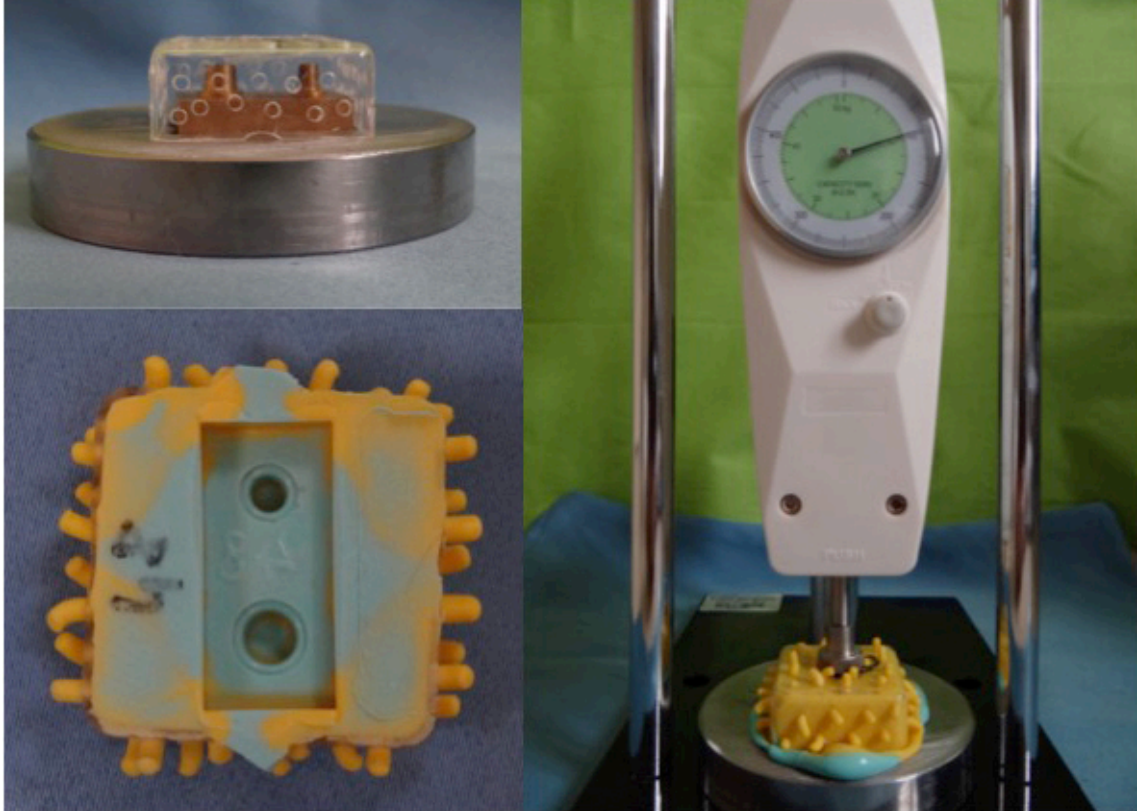
Şekil 11. CNC tezgahında üretilen metal diş örnekler

Modellerin ölçü işlemi sırasında sabit olarak yerinde kalması için torna tezgahında alt yüzeylerine vida yuvası açıldı ve örneklerin vidalanabileceği bir metal tabla hazırlandı (Şekil 12).



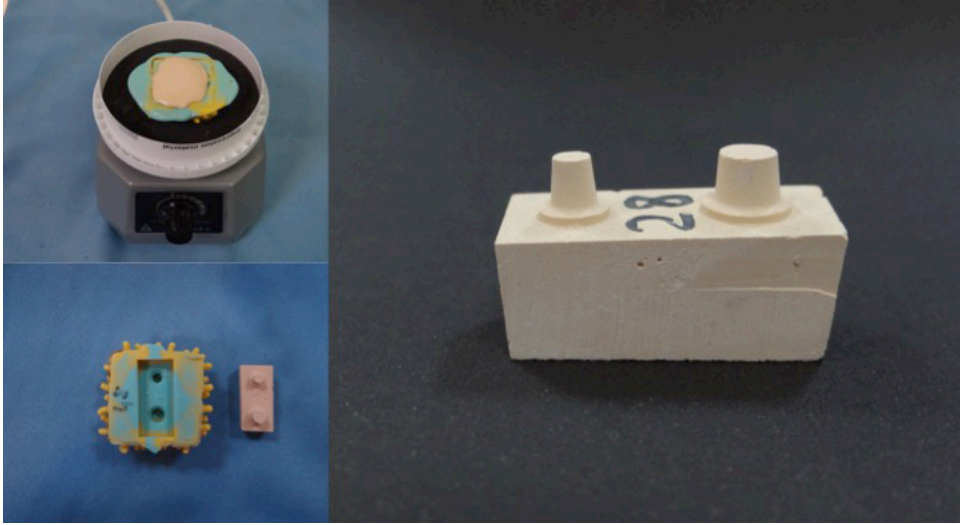
Şekil 12. Ölçü işlemi sırasında örneklerin vidalandığı metal tabla

Manuel dinamometre standı (SLJ, Geratech, İstanbul, Türkiye) kullanılarak 100 N'luk sabit kuvvet altında 2 mm kalınlığında yumuşak plaktan (Sof-Tray, Ultradent, South Jordan, ABD) hazırlanan ölçü kaşıklarıyla polivinil siloksan tipi ölçü maddesi (Panasil, Kettenbach, Eschenburg, Almanya) ile tek aşamalı olarak her bir örnek üzerinden ölçü alındı (Şekil 13).



Şekil 13. Sabit kuvvet altında ölçü işleminin gerçekleştirilmesi

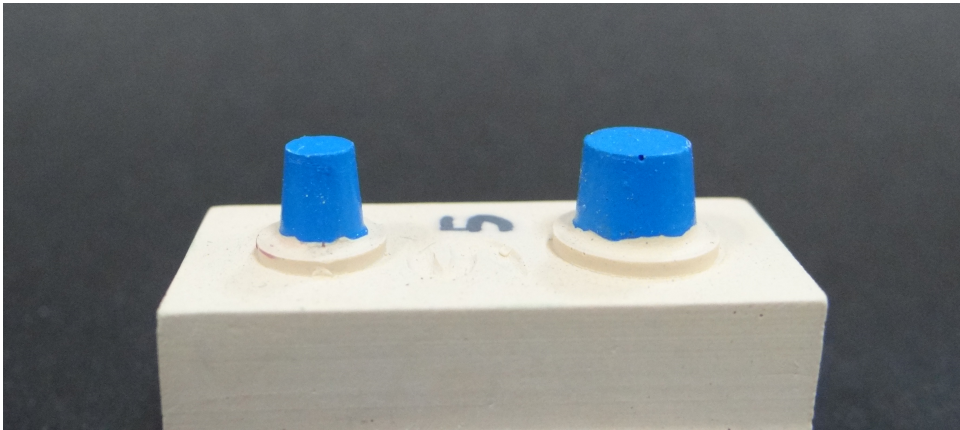
Elde edilen silikon ölçülere alçı vibratörü (Dental Vibrator, Jintai, Zhejiang, Çin) üzerinde üretici firmanın önerdiği toz/su oranı doğrultusunda hazırlanan 3D tarama cihazları ile uyumlu tip IV dental alçı (Fujirock OptiXscan, GC, Leuven, Belçika) döküldü (Şekil 14). Trimlenen alçı modeller döküm, milling, DMLS ve LaserCusing® yöntemleri ile metal altyapı üretimi için 12'şerli olarak dört gruba ayrıldı.



Şekil 14. Alçı modellerin hazırlanması

3.2.2. Metal-Seramik Restorasyon Altyapılarının Üretimi Döküm Yöntemi ile Altyapıların Hazırlanması

Döküm yöntemi ile üretilecek olan metal altyapıların modelajı için alçı modellere 10 µm kalınlığındaki die-spacer (mega-Stumfluck, Megadental, Büdingen, Almanya) iki kat halinde basamak bölgesine taşmayacak şekilde kendi özel fırçası kullanılarak sürüldü (Şekil 15). Dayanak dişlerde her bölgede 0,5 mm kalınlık sağlanacak şekilde modelaj mumu (Hi-Tech Wax, Hi-Tech Dental Products, Lenoir City, ABD) alçı modellere uygulandı. Gövde modelajı tamamlandıktan sonra (Şekil 16) standardizasyonu sağlamak için dayanak dişler üzerindeki mum örneklerin kalınlığı dental kumpas (Iwanson Decimal Caliper, Asa Dental, Bozzano, İtalya) kullanılarak kontrol edildi.



Şekil 15. Die-spacer uygulanan alçı model



Şekil 16. Modelajı tamamlanan metal altyapı örneği

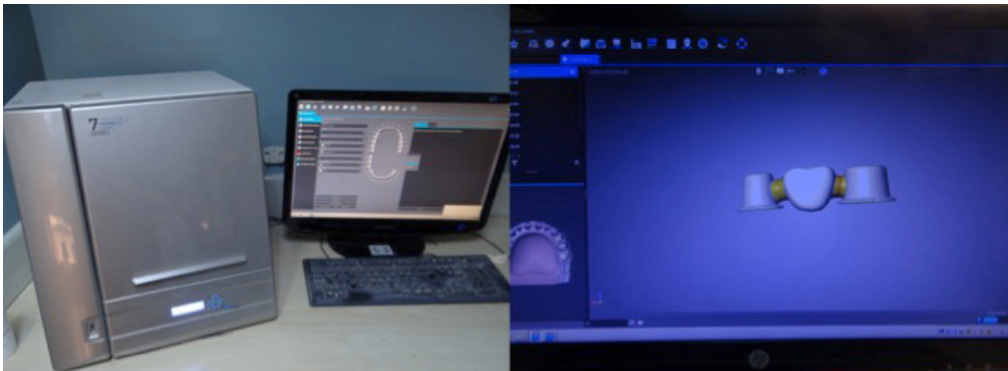
Tijlenerek manşet içerisinde (Şekil 17a) fosfat bağlı revetmana (Maruvest Speed, Megadental, Büdingen, Almanya) alınan örnekler döküme hazırlandı. Döküm işlemi öncesinde manşetler, üreticinin talimatları doğrultusunda manşet fırınında (MFX 1010, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) 900 °C’de ön ısıtmaya tabi tutuldu (Microlit ISI instructions, 2013) (Şekil 17b). Ardından santrifüj döküm makinesinde (SMD 510, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) kobalt-krom alaşımı (Co-Cr) (Microlit ISI, Schütz Dental, Rosbach, Almanya) kullanılarak metal altyapılar elde edildi. Örneklerin etrafındaki revetman kalıntıları ve döküm incileri 2 bar basınç altında 50 ve 110 µm’lik alüminyum oksit kumu (Korox 110, BEGO, Bremen, Almanya) ile kumlanarak uzaklaştırıldı (Şekil 17c). İnce bir elmas separe ile tijler kesildi (Şekil 17d) ve örnekler buhar makinesinde (Triton SLA, BEGO, Bremen, Almanya) temizlenerek döküm yöntemi ile 12 adet metal altyapı elde edildi.



Şekil 17. a. Manşete alınan mum örnek **b.** Manşet fırınında mum eliminasyonu **c.** Revetman kalıntıları uzaklaştırılan metal altyapılar **d.** Tijleri kesilen metal altyapılar

Milling Yöntemi ile Altyapıların Hazırlanması

Üç boyutlu tarama cihazında (7 Series, Dental Wings, Montreal, Kanada) alçı modeller tarandıktan sonra tarama cihazının bağlı olduğu bilgisayar yazılımında (DWOS CAD, Dental Wings, Montreal, Kanada) altyapı tasarımları gerçekleştirildi (Şekil 18). Altyapıların siman aralığı 20 µm olarak belirlendi.



Şekil 18. Bilgisayar ortamında tasarımı yapılan metal altyapı

Tasarımı tamamlanan altyapılar 5-eksenli milling ünitesinde (Deckel Maho HSC 20, DMG Mori, Biefeld, Almanya) kobalt-krom metal bloktan (CoproBond K, Whitepeaks, Wesel, Almanya) frezelenerek 12 adet metal altyapı elde edildi (Şekil 19).



Şekil 19. Milling ünitesinde metal altyapıların üretimi

DMLS Yöntemi ile Altyapıların Hazırlanması

Alçı modellerin üç boyutlu tarama cihazında (7 Series, Dental Wings, Montreal, Kanada) modellemesi tamamlandıktan sonra bilgisayar yazılımında (DWOS CAD, Dental Wings, Montreal, Kanada) altyapı tasarımları gerçekleştirildi. Siman aralığı 20 µm olarak belirlenen altyapıların DMLS makinesinde (EOSINT M 270, EOS GmbH, Wiefelstede, Almanya) kobalt-krom metal tozu (Keromit NP-S, Nobil Metal, Villafranca, İtalya) kullanılarak üretimi gerçekleştirildi (Şekil 20). Altyapılar üzerindeki destek sütunları temizlendikten sonra metal sinterleme fırınında (ECF4, Eurocem, Milanese, İtalya) 4 saat süreyle 450-900 °C arasında ısıl işlem uygulanarak altyapılar üzerindeki artık stresler giderildi ve DMLS yöntemi ile 12 adet metal altyapı elde edildi.



Şekil 20. DMLS makinesinde metal altyapıların üretimi

LaserCusing® Yöntemi ile Altyapıların Hazırlanması

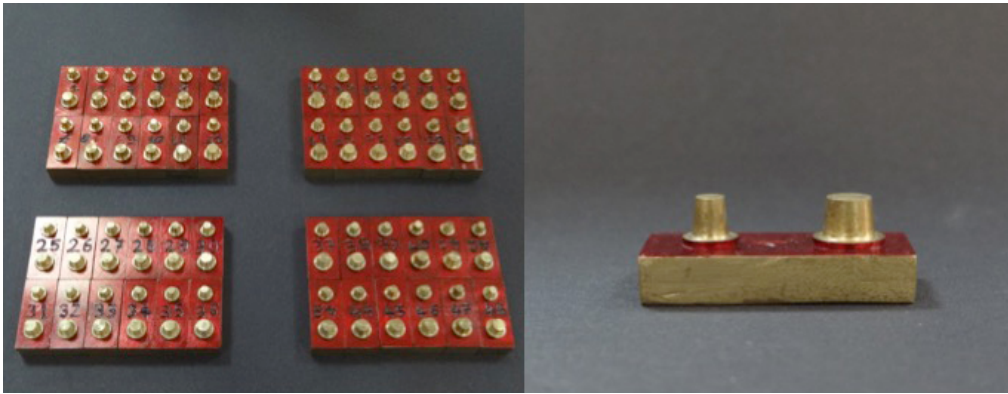
Alçı modellerin üç boyutlu tarama cihazında (7 Series, Dental Wings, Montreal, Kanada) modellemesi tamamlandıktan sonra bilgisayar yazılımında (DWOS CAD, Dental Wings, Montreal, Kanada) altyapı tasarımları gerçekleştirildi. Siman aralığı 20 µm olarak belirlenen altyapıların LaserCusing® makinesinde (MLab Cusing, Concept Laser, Lichtenfels, Almanya) kobalt-krom metal tozu (Remanium Star, Dentaureum, Ispringen, Almanya) kullanılarak üretimi gerçekleştirildi (Şekil 21). Altyapılar üzerindeki destek sütunları temizlendikten sonra metal sinterleme fırınında (ECF4, Eurocem, Milanese, İtalya) 4 saat süreyle 450-900 °C arasında ısıl işlem uygulanarak altyapılar üzerindeki artık stresler giderildi ve LaserCusing® yöntemi ile 12 adet metal altyapı elde edildi.



Şekil 21. LaserCusing® makinesinde metal altyapıların üretimi

3.2.3. Birinci Marjinal Aralık Ölçümlerinin Yapılması

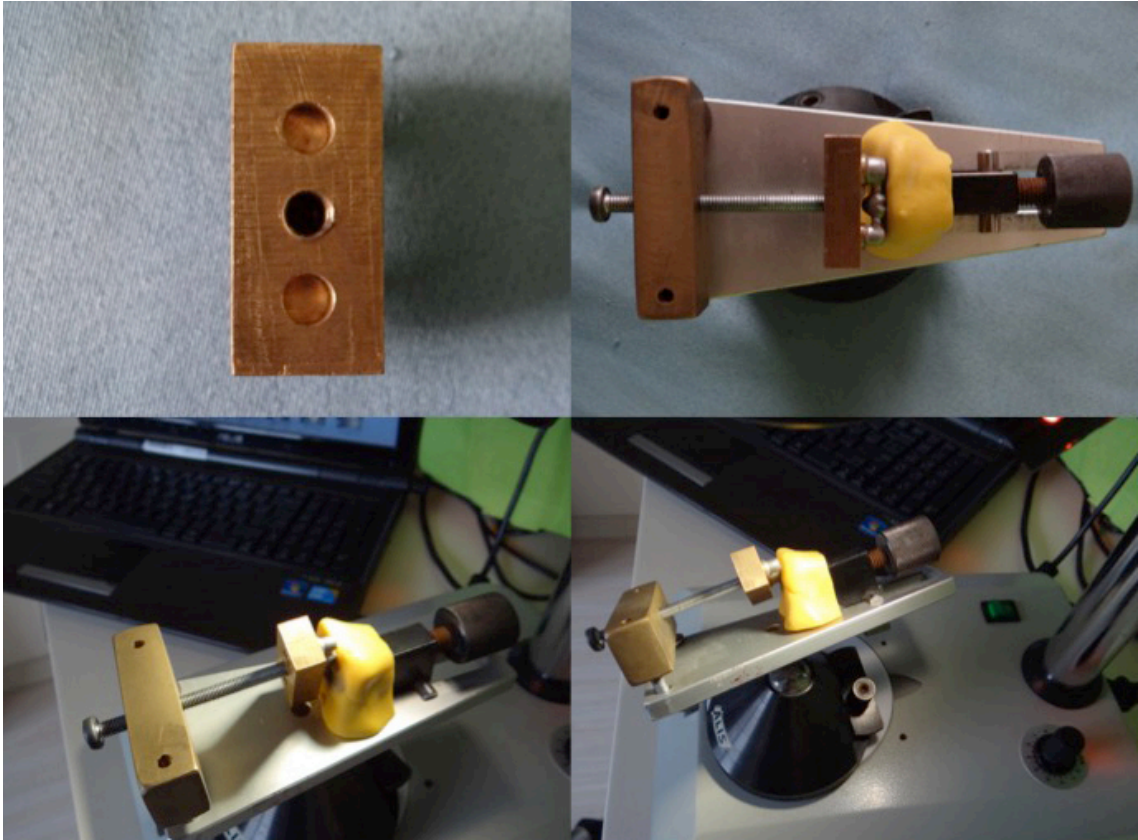
Metal altyapıların ana modelleri üzerindeki uyumları düz uçlu elmas laboratuvar frezi (Brasseler, Savannah, ABD) ile 10000 rpm hızda mikromotor (NBBW-E, NSK Nakanishi Inc, Kanuma, Japonya) kullanılarak sağlandı ve oklüzyon spreyi (WP Occlusion, WP Dental, Barmstedt, Almanya) ile kontrol edildi. Ana modeller üzerinde preparasyon bölgesi dışında kalan alanlar, marjinal aralık ölçümlerinin yapılabilmesi için gerekli olan referans noktalarının işaretlenebilmesi amacıyla kırmızı renkli asetat kalem (Multimark M, Faber Castell, Engelhartzell, Avusturya) ile boyandı (Şekil 22).



Şekil 22. Asetat kalem ile boyanan ana modeller

İnce uçlu elmas laboratuvar frezi (Brasseler, Savannah, ABD) ile ana modeller üzerinde dayanak dişlerin basamak çevresi boyunca mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerin her birinde birbirine eşit uzaklıkta 4 adet nokta işaretlendi. Daha sonra ana modeller buhar makinesinde (Triton SLA, BEGO, Bremen, Almanya) temizlenerek kırmızı boyadan arındırıldı.

Mikroskop altında altyapıların tüm bölgelerinin gözlenebilmesi için, ana modellerin alt yüzeyinde açılan vida yuvalarına entegre olabilen, paralelometre alt tablası kullanılarak hazırlanmış küresel hareket olanağı sağlayan bir ölçüm aparatı hazırlandı (Şekil 23). Metal altyapıların, ölçüm aparatı üzerindeki silikon bölgeye teması sağlandıktan sonra ana modelin bağlı olduğu vida saat yönünde 2 tur çevrilerek metal altyapıların ölçüm sırasında stabilizasyonu sağlandı.



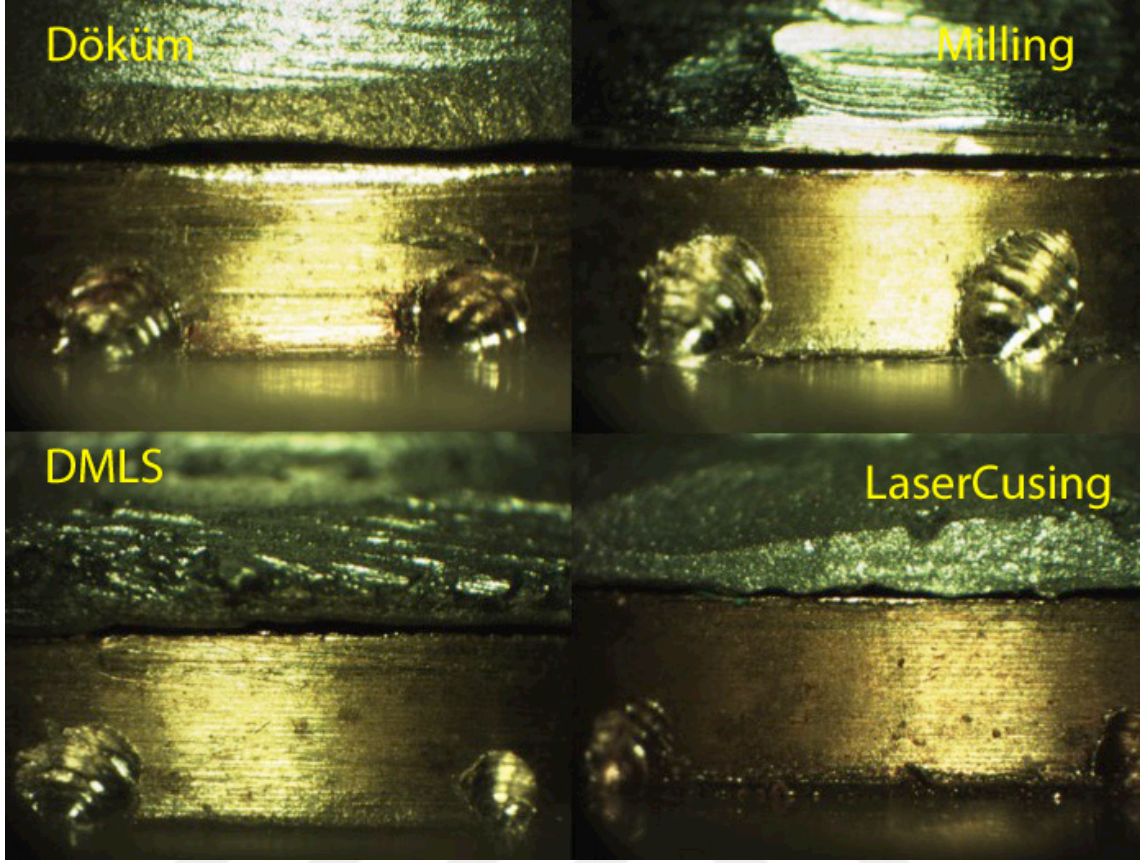
Şekil 23. Marjinal aralık ölçümlerinde kullanılan ölçüm aparatı

Birinci marjinal aralık ölçümleri stereomikroskop (Novex RZ, Euromex, Arnhem, Hollanda) altında x45 büyütmede, stereomikroskop uyumlu bir kamera sistemi (CMEX PRO 5, Euromex, Arnhem, Hollanda) ve sistemin bilgisayar yazılımı (ImageFocus 4, Euromex, Arnhem, Hollanda) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 24).

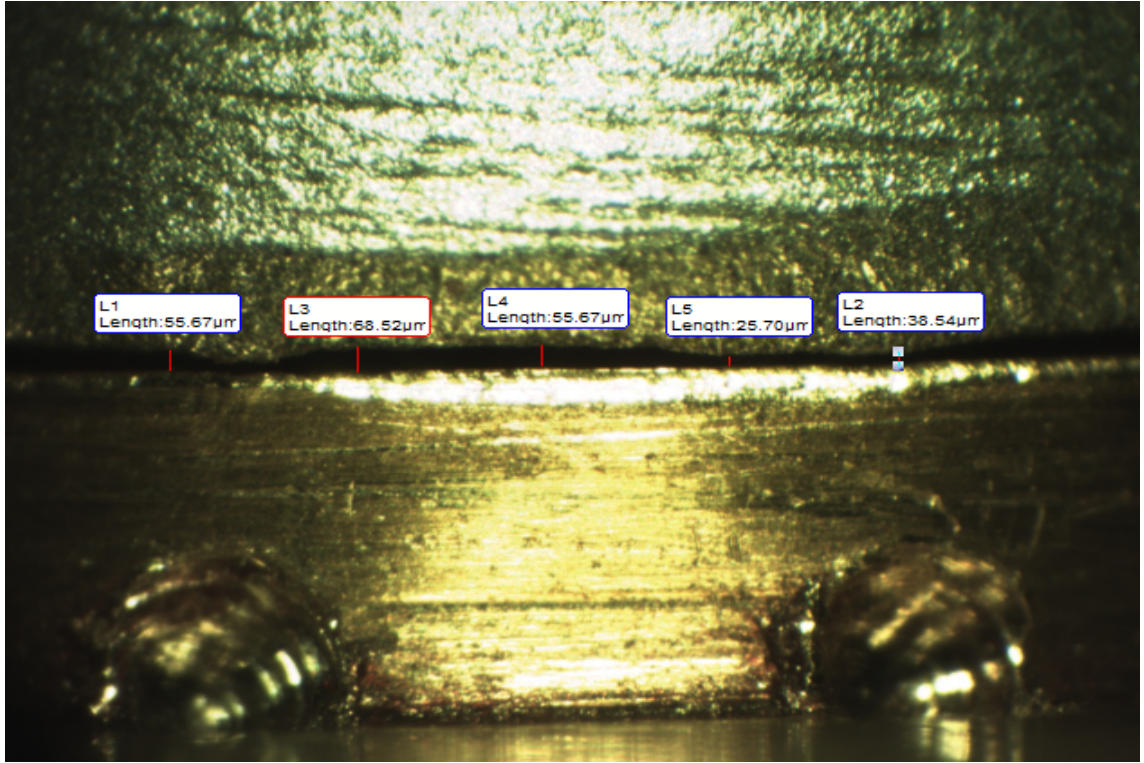


Şekil 24. Marjinal aralık ölçümlerinde kullanılan stereomikroskop sistemi

Ana modeller üzerindeki dayanak dişlerin mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerinde işaretlenen referans noktalarının stereomikroskop sistemine bağlı CMOS kamera ile fotoğrafları çekildi (Şekil 25). Her iki referans noktası arasında eşit aralıklarla beş ölçüm yapılarak her bir bölge için 15 adet ölçüm, her bir dayanak diş için ise toplam 60 adet ölçüm kaydedildi. Ölçümler metal altyapıların bitim sınırından basamak kenarına olan dikey mesafe baz alınarak yapıldı (Şekil 26). Her bölge için yapılan 15 adet ölçümün aritmetik ortalaması alınarak mezial, distal, bukkal ve lingual bölgeler için tek bir ortalama değer kaydedildi. Premolar dişlerde distal, molar dişlerde mezial bölge bağlantı bölgesi olarak; premolar dişlerde mezial, molar dişlerde distal bölge aksiyel bölgesi olarak tanımlandı. Premolar ve molar dişlerde yapılan ölçümlerin aritmetik ortalamaları ayrı ayrı kaydedildi.



Şekil 25. Referans noktalarından alınan stereomikroskop görüntüleri



Şekil 26. Referans noktaları arasında yapılan marjinal aralık ölçümleri

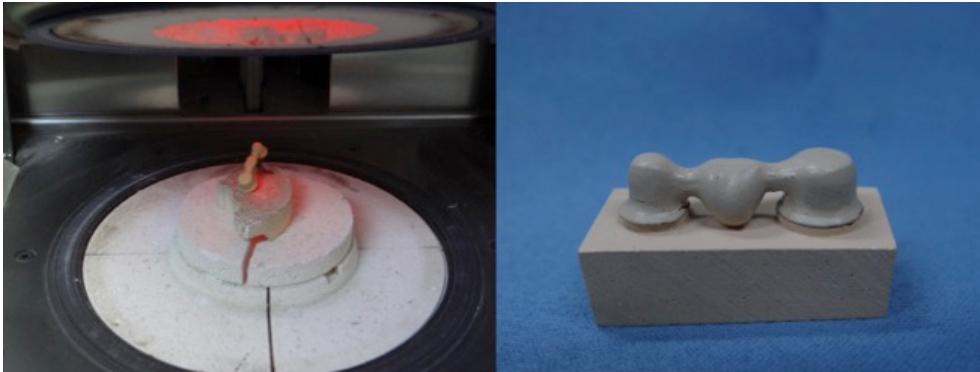
3.2.4. Metal Altyapılara Porselen Uygulaması

Metal altyapılar porselen uygulaması öncesi 50 µm'lik alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri (Korox 50, BEGO, Bremen, Almanya) ile 10 mm uzaklıktan 2 barlık basınç altında kumlama işlemine tabi tutuldu. Daha sonra ultrasonik banyoda (Eurosonic Energy, Euronda, Vicenza, İtalya) temizlenen metal altyapılar porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) üretici firmanın talimatları doğrultusunda oksidasyon amacıyla bir ön ısıtma işlemine tabi tutuldu.

Çalışmamızda metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan geleneksel veneer porseleni (VITA VMK Master, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanıldı (Şekil 27). İlk olarak 0,2 mm kalınlığında opak porseleni (VITA VMK Master, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) metal altyapılara temiz bir fırça kullanılarak uygulandı ve porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) opak programı seçilerek fırınlamaları gerçekleştirildi (Şekil 28).



Şekil 27. Geleneksel veneer porseleni



Şekil 28. Opak fırınlaması tamamlanan metal altyapı

Opak fırınlamaları tamamlanan metal altyapılara eşit kalınlıkta porselen hamuru uygulanabilmesi ve hamurun kalınlığının (1,5 mm) kontrolünün sağlanabilmesi için 2 mm kalınlığında yumuşak plaktan (Sof-Tray, Ultradent, South Jordan, ABD) kalıp hazırlandı (Şekil 29).



Şekil 29. Porselen kalınlığının kontrolü için hazırlanan kalıp

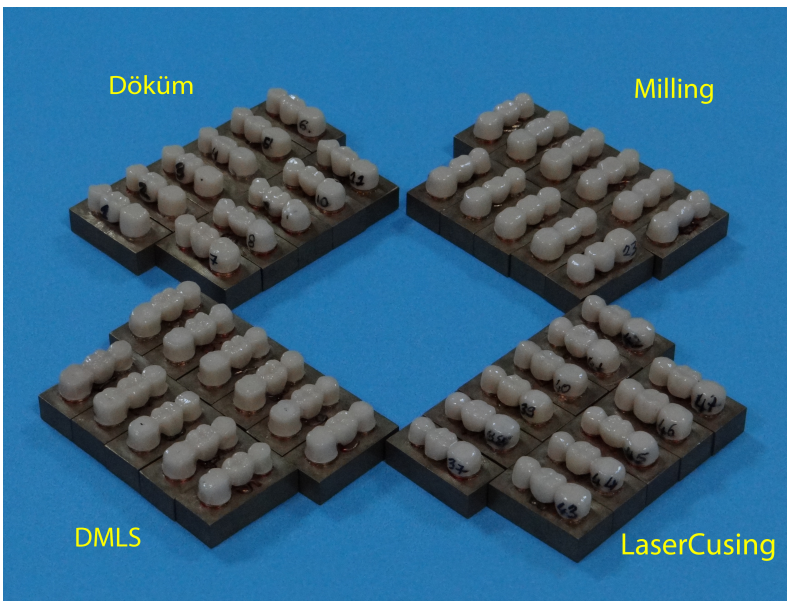
Üreticinin toz/likit oranı önerilerine uygun olarak hazırlanan porselen hamuru altyapıların üzerine uygulandı. Uygulanan porselenin kalınlığı kontrol edildikten sonra (Şekil 30), yüzeydeki fazla likit emici kağıt (Selpak, Eczacıbaşı Grup, Kocaeli, Türkiye) kullanılarak uzaklaştırıldı. Porselende pörözite oluşmasını engellemek amacıyla vibrasyon yöntemi kullanıldı. Tüm örnekler porselen fırınına (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) yerleştirilerek üretici firmanın önerilerine göre sinterlendi.

Soğumayı takiben, örneklerin yüzey düzensizlikleri su soğutması altında düz uçlu elmas laboratuvar frezi (Brasseler, Savannah, ABD) ile 10000 rpm hızda mikromotor kullanılarak (NBBW-E, NSK Nakanishi Inc, Kanuma, Japonya) kaldırıldı.



Şekil 30. Porselen hamuru kalınlığının kontrolü

Glaze tozu ve likidi (VITA AKZENT Plus, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ince bir cam levha üzerinde karıştırıldı, örnek yüzeylerine tek bir uygulayıcı tarafından homojen kıvamda sürüldü. Örnekler özel bir tabla üzerinde porselen fırınına (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) yerleştirildi. Glaze işlemi, firmanın önerdiği fırınlama sıcaklıklarında gerçekleştirildi. Porselen yüzeylerine sadece bir defa glaze işlemi uygulandı. Porselen fırınlamaları tamamlanan (Şekil 31) örnekler ikinci marjinal aralık ölçümlerinin yapılabilmesi için ana modelleri üzerine yerleştirildi.

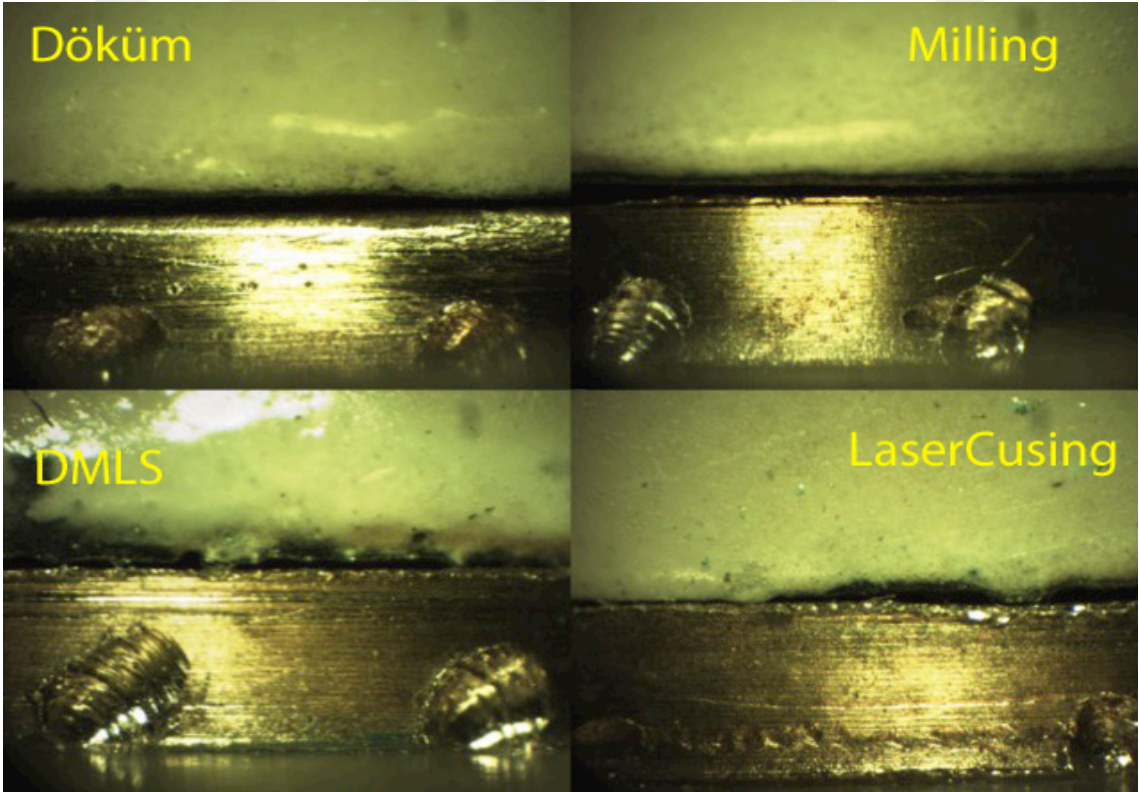


Şekil 31. Porselen fırınlaması tamamlanan örnekler

3.2.5. İkinci Marjinal Aralık Ölçümlerinin Yapılması

Porselen uygulaması tamamlanan örneklerin marjinal aralık ölçümleri stereomikroskop (Novex RZ, Euromex, Arnhem, Hollanda) altında x45 büyütmede yapıldı (Şekil 32). Metal-seramik örneklerin, ölçüm aparatı üzerindeki silikon bölgeye teması sağlandıktan sonra ana modelin bağlı oldu vida saat yönünde 2 tur çevrilerek örneklerin ölçüm sırasında stabilizasyonu sağlandı.

Dayanak dişlerin mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerinde hazırlanan aynı referans noktaları üzerinde ölçümler gerçekleştirildi. Her iki referans noktası arasında eşit aralıklarla beş ölçüm yapılarak her bir bölge için 15 adet ölçüm, her bir dayanak diş için ise toplam 60 adet ölçüm kaydedildi. Ölçümler metal-seramik restorasyonların bitim sınırından basamak kenarına olan dikey mesafe baz alınarak yapıldı. Her bölge için yapılan 15 adet ölçümün aritmetik ortalaması alınarak mezial, distal, bukkal ve lingual bölgeler için tek bir ortalama değer kaydedildi. Premolar dişlerde distal, molar dişlerde mezial bölge bağlantı bölgesi olarak; premolar dişlerde mezial, molar dişlerde distal bölge aksiyel bölgesi olarak tanımlandı.. Premolar ve molar dişlerde yapılan ölçümlerin aritmetik ortalamaları ayrı ayrı kaydedildi.



Şekil 32. Porselen uygulaması sonrası alınan stereomikroskop görüntüleri

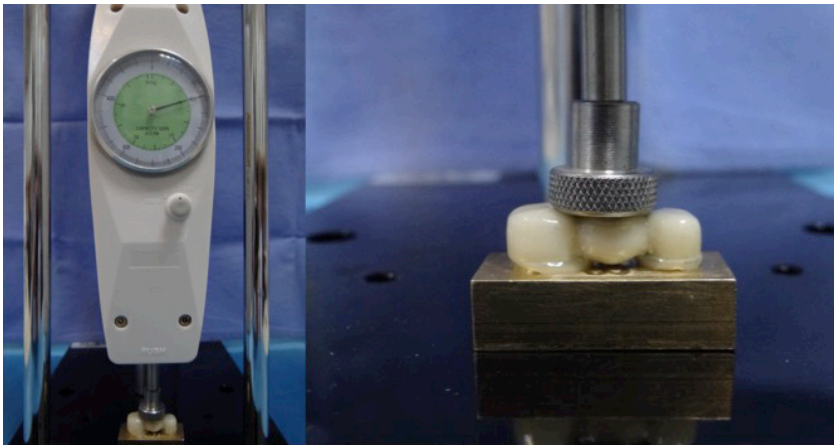
3.2.6. Metal-Seramik Örneklerin Simantasyonu

Simantasyon öncesinde metal-seramik örneklerin iç yüzeyleri 2 bar basınç altında 110 µm'lik alüminyum oksit kumu (Korox 110, BEGO, Bremen, Almanya) ile kumlama işlemine tabi tutuldu. Çalışmamızda metal-seramik örneklerin simantasyonunda self adeziv rezin siman (RelyX U200, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 33).



Şekil.33. Örneklerin simantasyonunda kullanılan self adeziv rezin siman

Metal-seramik örneklerin iç yüzeylerine rezin siman uygulandıktan sonra örnekler parmak basıncı ile ana modelleri üzerine yerleştirildi ve 10 dk boyunca manuel dinamometre standında (SLJ, Geratech, İstanbul, Türkiye) 100 N'luk sabit kuvvet altında simanın sertleşmesi beklendi (Şekil 34). Taşan simanlar, örnekler dinamometre standına sabitlendikten sonra temizlendi. Daha sonra simantasyonu tamamlanan metal-seramik örnekler 24 saat oda ısısında distile su içinde bekletildi.

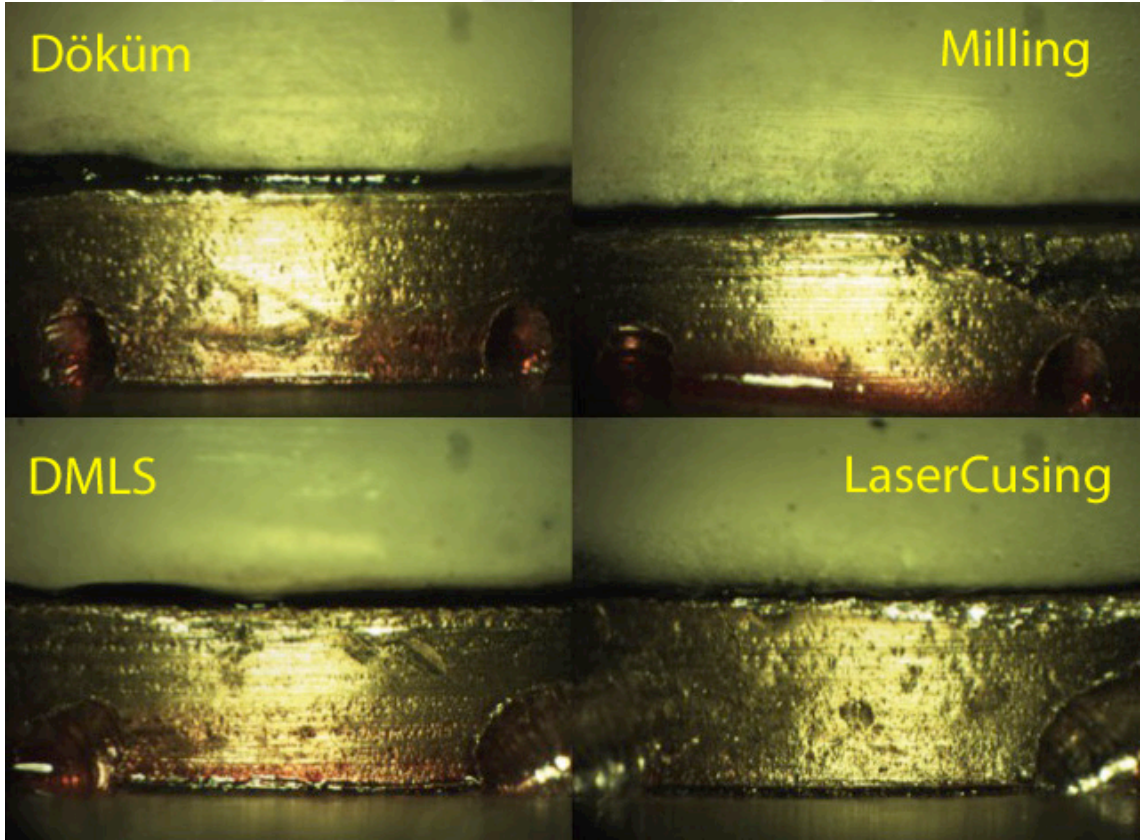


Şekil 34. Metal-seramik örneklerin sabit kuvvet altında simantasyonu

3.2.7. Üçüncü Marjinal Aralık Ölçümlerinin Yapılması

Simantasyonu tamamlanan metal-seramik örneklerin marjinal aralık ölçümleri stereomikroskop (Novex RZ, Euromex, Arnhem, Hollanda) altında x45 büyütmede yapıldı (Şekil 35). Dayanak dişlerin mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerinde hazırlanan aynı referans noktaları üzerinde ölçümler gerçekleştirildi. Her iki referans noktası arasında eşit aralıklarla beş ölçüm yapılarak her bir bölge için 15 adet ölçüm, her bir dayanak diş için ise toplam 60 adet ölçüm kaydedildi.

Ölçümler metal-seramik restorasyonların bitim sınırından basamak kenarına olan dikey mesafe baz alınarak yapıldı. Her bölge için yapılan 15 adet ölçümün aritmetik ortalaması alınarak mezial, distal, bukkal ve lingual bölgeler için tek bir ortalama değer kaydedildi. Premolar dişlerde distal, molar dişlerde mezial bölge bağlantı bölgesi olarak; premolar dişlerde mezial, molar dişlerde distal bölge aksiyel bölgesi olarak tanımlandı. Premolar ve molar dişlerde yapılan ölçümlerin aritmetik ortalamaları ayrı ayrı kaydedildi.



Şekil 35. Simantasyon sonrası alınan stereomikroskop görüntüleri

Çalışmamızda altyapı eldesi sonrası, porselen uygulaması sonrası ve simantasyon sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinde bölgelere göre elde edilen gruplar Tablo 3 'te, uygulamalara göre elde edilen gruplar Tablo 4'te gösterilmektedir.

Tablo 3. Bölgelere göre marjinal aralık ölçüm grupları

Yöntem	Bölge	Gruplar
Döküm (D)	Bağlantı (C)	DC
	Aksiyel (A)	DA
	Bukkal (B)	DB
	Lingual (L)	DL
Milling (M)	Bağlantı (C)	MC
	Aksiyel (A)	MA
	Bukkal (B)	MB
	Lingual (L)	ML
DMLS (L1)	Bağlantı (C)	L1C
	Aksiyel (A)	L1A
	Bukkal (B)	L1B
	Lingual (L)	L1L
LaserCusing® (L2)	Bağlantı (C)	L2C
	Aksiyel (A)	L2A
	Bukkal (B)	L2B
	Lingual (L)	L2L

Tablo 4. Uygulamalara göre marjinal aralık ölçüm grupları

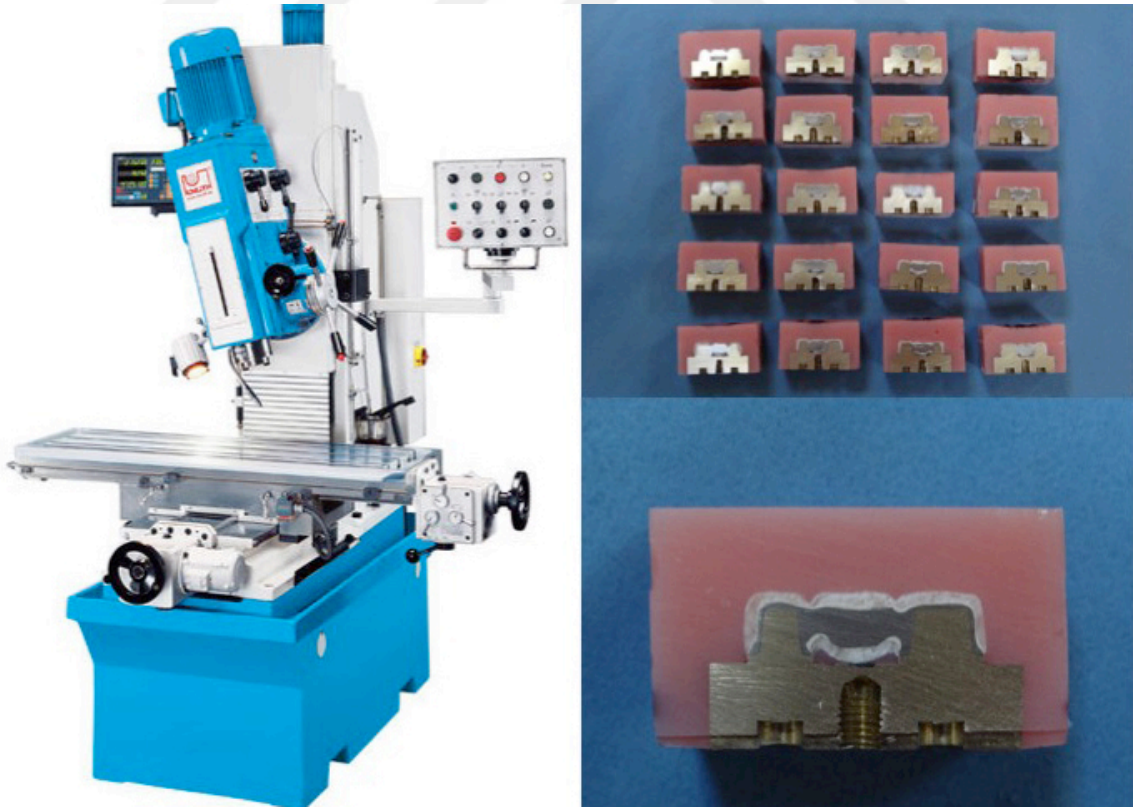
Yöntem	Uygulama	Gruplar
Döküm (D)	Altyapı (F)	DF
	Porselen (P)	DP
	Simantasyon (C)	DC
Milling (M)	Altyapı (F)	MF
	Porselen (P)	MP
	Simantasyon (C)	MC
DMLS (L1)	Altyapı (F)	L1F
	Porselen (P)	L1P
	Simantasyon (C)	L1C
LaserCusing® (L2)	Altyapı (F)	L2F
	Porselen (P)	L2P
	Simantasyon (C)	L2C

3.3. İnternal Uyumun Değerlendirilmesi

İnternal aralık değerlerinin ölçülebilmesi için simante edilen metal seramik örnekler akrilik rezin (Paladent, Heraus Kulzer, Hanau, Almanya) içerisine gömüldü (Şekil 36). Örnekler daha sonra bukko-lingual yönde orta çizgiye kadar 3-eksenli dikey freze tezgahında (KBF 50, KNUTH, Wasbek, Almanya) kendi özel sıvı soğutma sistemi ve elmas frezi kullanılarak 0,1 mm'lik kesitler halinde frezelenildi (Şekil 37).



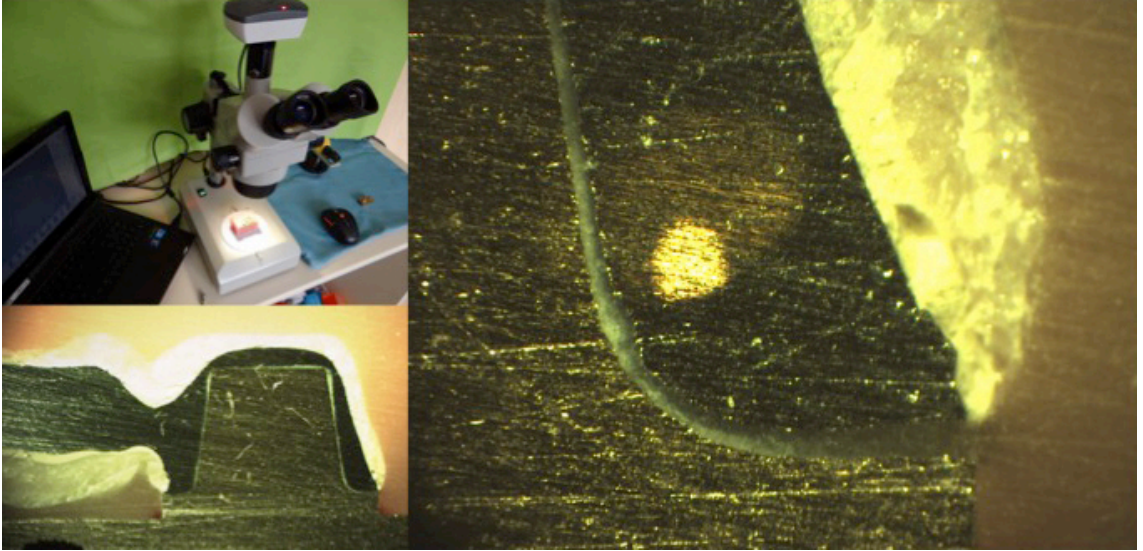
Şekil 36. Akrilik rezin içerisine gömülen metal-seramik örneği



Şekil 37. Dikey freze tezgahında frezelenen metal-seramik örnekleri

Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra yüzey düzensizliklerinin giderilmesi için tüm örnekler zımpara makinesinde (Phoenix Beta, Buehler, Illionis, ABD) sırasıyla 400, 600 ve 1200 gritlik silikon karbid zımparalarla su soğutmalı olarak 100 devir/dk'da, 20'şer saniye süreyle zımparalandı. Daha sonra tüm örnekler distile su içeren ultrasonik temizleme cihazında (Eurosonic Energy, Euronda, Vicenza, İtalya) 3 dakika süreyle temizlendi.

Örneklerin internal aralık ölçümleri stereomikroskop (Novex RZ, Euromex, Arnhem, Hollanda) altında x45 büyütmede stereomikroskop uyumlu bir kamera sistemi (CMEX PRO 5, Euromex, Arnhem, Hollanda) ve sistemin bilgisayar yazılımı (ImageFocus 4, Euromex, Arnhem, Hollanda) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 38).



Şekil 38. Stereomikroskop altında internal aralık ölçümlerinin yapılması

Dayanak dişlerin mezial, oklüzal ve distal bölgelerinde rastgele seçilen noktalar üzerinde 10'ar adet ölçüm yapılarak her bir dayanak diş için 30 adet ölçüm yapıldı. Her bir dayanak dişte elde edilen 30 adet ölçümün ortalaması alınarak, ölçümü yapılan metal-seramik örneğin internal uyum değeri olarak kaydedildi. Çalışmamızda internal aralık ölçümleri sonrası elde edilen gruplar Tablo 5'te gösterilmektedir.

Tablo 5. İnternal aralık ölçümleri sonrası elde edilen gruplar

Yöntem	Gruplar
Döküm	D
Milling	M
DMLS	L1
LaserCusing®	L2

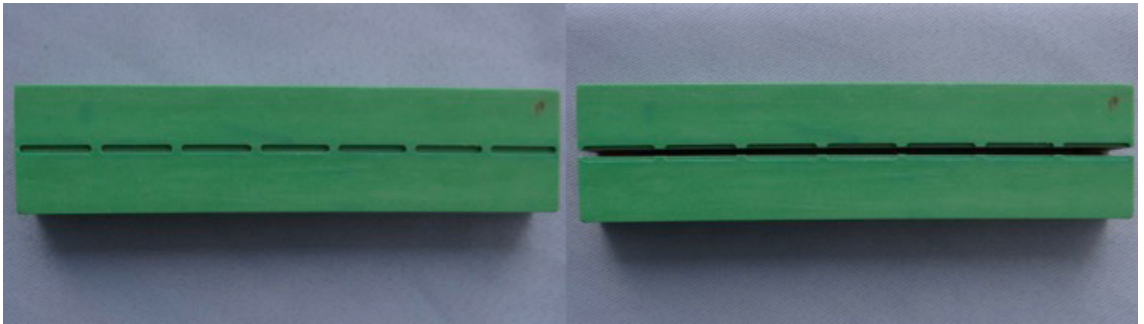
3.4. Metal-Porselen Bağlantı Dayanıklılığının Değerlendirilmesi

3.4.1. Test Örneklerinin Hazırlanması

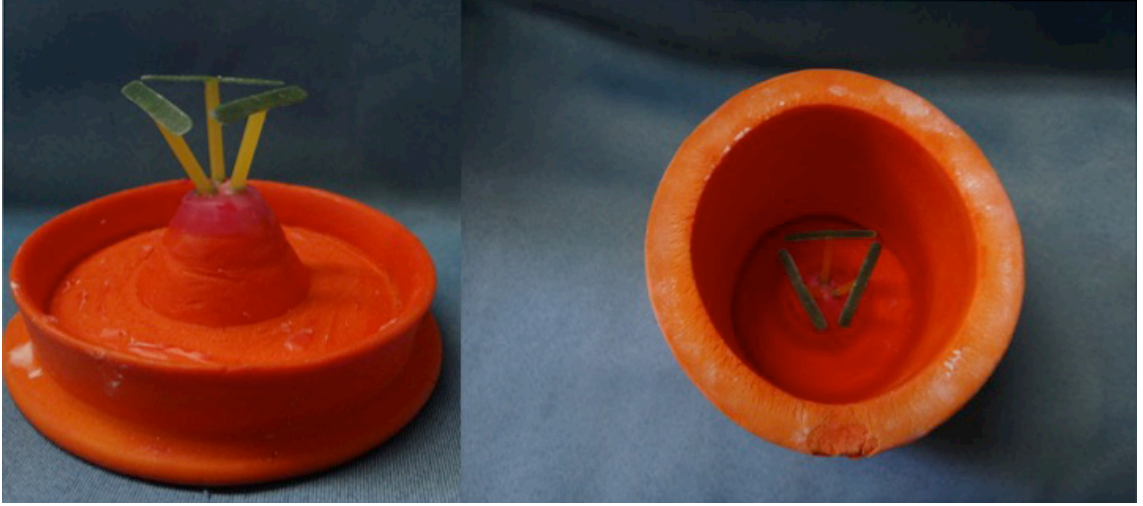
Metal porselen bağlantı dayanıklılığının değerlendirilmesi amacıyla 96 adet metal altyapı ISO 9693-1:2012 standartlarına göre hazırlandı. 3-nokta eğme testi için $(25\pm 1)\times(3\pm 0,1)\times(0,5\pm 0,05)$ mm boyutlarında olması gereken bar şeklindeki kobalt-krom örnekler, üretim sonrası yüzey tesviyesi ve düzleştirilmesi planlandığından dolayı $25\times 3\times 0,7$ mm boyutlarında olacak şekilde üretildi.

Döküm Yöntemi ile Örneklerin Hazırlanması

Döküm yöntemiyle metal altyapıların üretimi için, içinde $25\times 3\times 0,7$ mm boyutlarında boşluklar bulunan özel bir teflon kalıp hazırlandı (Şekil 39). Boşlukların içine döküm mumu (Hi-Tech Wax, Hi-Tech Dental Products, Lenoir City, ABD) eritilerek kondense edildi ve 24 adet mum örnek standart bir şekilde hazırlandı. Tijlenerek manşet içerisinde (Şekil 40) fosfat bağlı revetmana (Maruvest Speed, Megadental, Büdingen, Almanya) alınan mum örnekler döküme hazırlandı.



Şekil 39. Mum örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıp

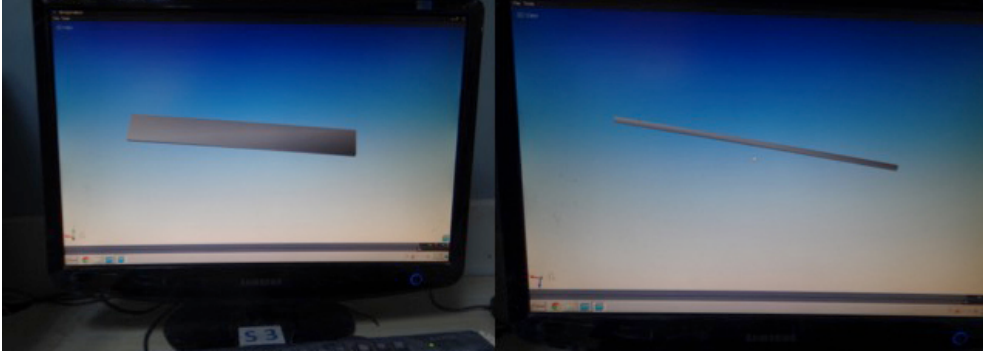


Şekil 40. Manşete alınan mum örnekler

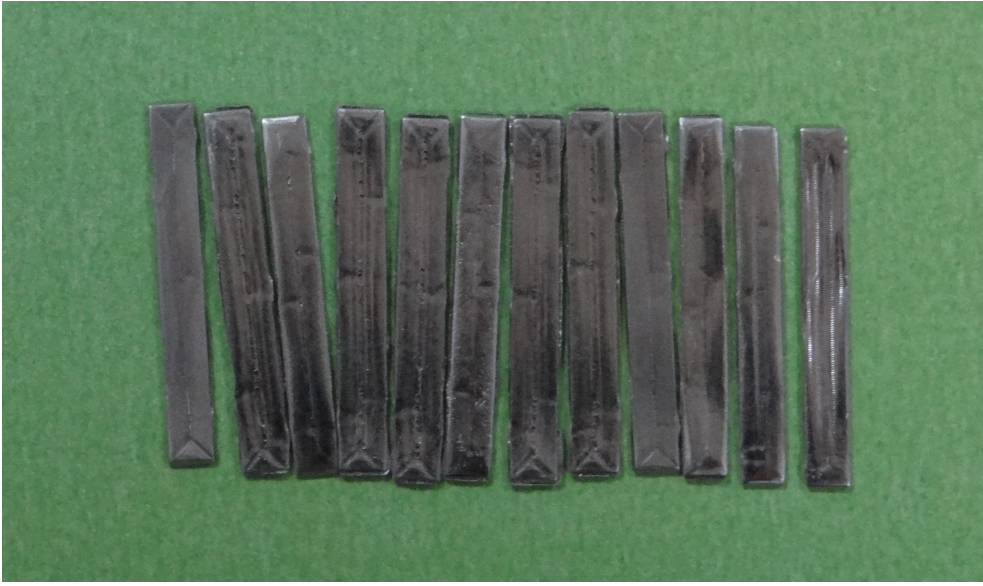
Döküm işlemi öncesinde manşetler, üreticinin talimatları doğrultusunda manşet fırınında (MFX 1010, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) 900 °C’de ön ısıtmaya tabi tutuldu (Microlit ISI instructions, 2013). Ardından santrifüj döküm makinesinde (SMD 510, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) kobalt-krom alaşımı (Co-Cr) (Microlit ISI, Schütz Dental, Rosbach, Almanya) kullanılarak metal altyapılar elde edildi. Metal altyapıların etrafındaki revetman kalıntıları ve döküm incileri 2 bar basınç altında 50 ve 110 µm’lik alüminyum oksit kumu (Korox 110, BEGO, Bremen, Almanya) ile kumlanarak uzaklaştırıldı. İnce bir elmas separe ile tijler kesildi ve örnekler buhar makinesinde (Triton SLA, BEGO, Bremen, Almanya) temizlenerek döküm yöntemi ile 24 adet metal altyapı elde edildi.

Milling Yöntemi ile Örneklerin Hazırlanması

Metal altyapıların bilgisayar yazılımında (DWOS CAD, Dental Wings, Montreal, Kanada) tasarımları yapıldı (Şekil 41). Tasarımı tamamlanan altyapılar 5-eksenli milling ünitesinde (Deckel Maho HSC 20, DMG Mori, Biefeld, Almanya) kobalt-krom metal bloktan (CupraBond K, Whitepeaks, Wesel, Almanya) frezelenerek (Şekil 42) 24 adet metal altyapı elde edildi.



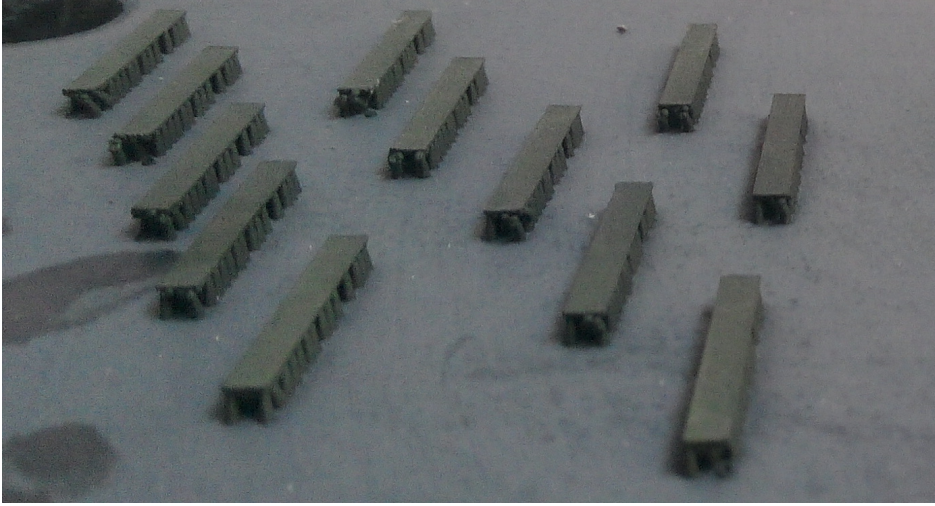
Şekil 41. Bilgisayar ortamında metal altyapıların tasarımı



Şekil 42. Milling yöntemi ile üretilen metal altyapılar

DMLS Yöntemi ile Örneklerin Hazırlanması

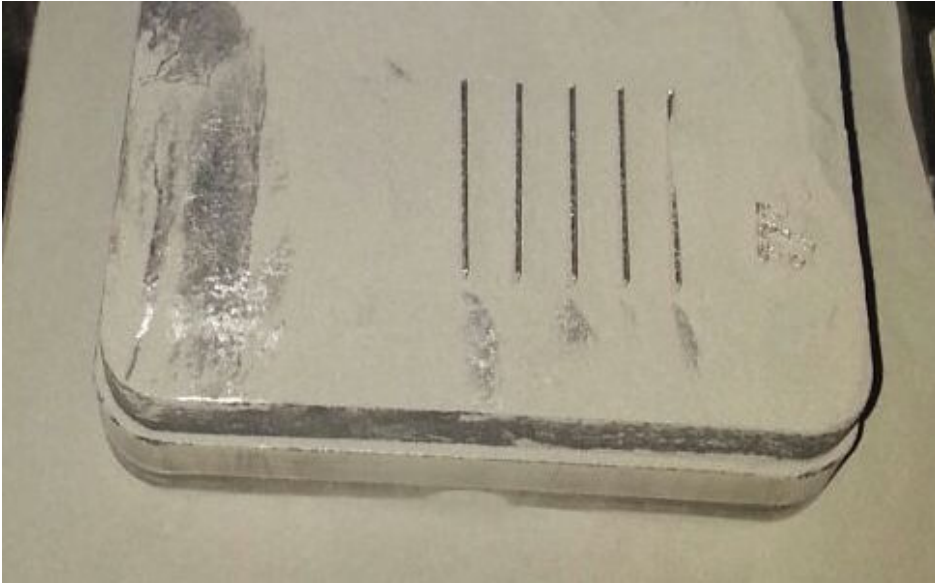
Bilgisayar yazılımında (DWOS CAD, Dental Wings, Montreal, Kanada) tasarımı tamamlanan altyapıların DMLS makinesinde (EOSINT M 270, EOS GmbH, Wiefelstede, Almanya) kobalt-krom metal tozu (Keromit NP-S, Nobil Metal, Villafranca, İtalya) kullanılarak üretimi gerçekleştirildi (Şekil 43). Altyapıların üzerindeki destek sütunları temizlendikten sonra metal sinterleme fırınında (ECF4, Eurocem, Milanese, İtalya) 4 saat süreyle 450-900 °C arasında ısıl işlem uygulanarak artık stresler giderildi ve DMLS yöntemi ile 24 adet metal altyapı elde edildi.



Şekil 43. DMLS yöntemi ile üretilen metal alatyapılar

LaserCusing® Yöntemi ile Örneklerin Hazırlanması

Bilgisayar yazılımında (DWOS CAD, Dental Wings, Montreal, Kanada) tasarımı tamamlanan alatyapıların LaserCusing® makinesinde (MLab Cusing, Concept Laser, Lichtenfels, Almanya) kobalt-krom metal tozu (Remanium Star, Dentaaurum, Ispringen, Almanya) kullanılarak üretimi gerçekleştirildi (Şekil 44). Alatyapıların üzerindeki destek sütunları temizlendikten sonra metal sinterleme fırınında (ECF4, Eurocem, Milanese, İtalya) 4 saat süreyle 450-900 °C arasında ısıl işlem uygulanarak artık stresler giderildi ve LaserCusing® yöntemi ile 24 adet metal alatyapı elde edildi.



Şekil 44. LaserCusing® yöntemi ile üretilen metal alatyapılar

3.4.2. Metal Altyapılara Porselen Uygulaması

Tesviye işlemleri tamamlanan metal altyapıların kalınlıklarının standardizasyonu için, örneklerin bir yüzeyi zımpara cihazında (Phoenix Beta, Buehler, Illionis, ABD) sırasıyla 220, 400, 800, 1000, 1200 gritlik zımpara diskleri kullanılarak 100 devir/dk'da, 15 saniye boyunca su soğutması altında zımparalandı. Daha sonra tüm örnekler distile su içeren ultrasonik temizleme cihazında (Eurosonic Energy, Euronda, Vicenza, İtalya) 3 dakika süreyle temizlendi. Zımparalama işleminin ardından örneklerin kalınlıkları dijital kumpas (Digimatic Caliper, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) kullanılarak kontrol edildi (Şekil 45).



Şekil 45. Örnek kalınlığının ölçülmesi

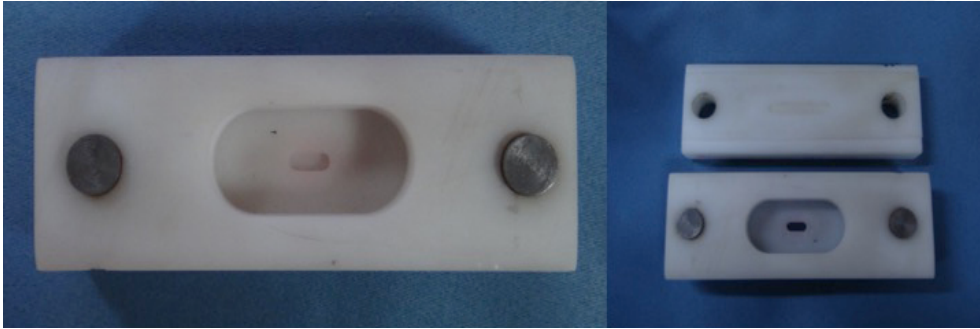
Örneklerin tümü 10 mm uzaklıktan 2 barlık basınç altında 50 µm'lik alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri (Korox 50, BEGO, Bremen, Almanya) ile kumlama işlemine tabi tutuldu. Kumlamanın ardından örnekler distile suyla ultrasonik banyoda (Eurosonic Energy, Euronda, Vicenza, İtalya) temizlendi.

Örneklerin tümü porselen fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (Şekil 46) üretici firmanın talimatları doğrultusunda oksidasyon amacıyla bir ön ısıtma işlemine tabi tutuldu.



Şekil 46. Çalışmada kullanılan Ivoclar Programat P300 porselen fırını

Oksidasyon işlemi tamamlandıktan sonra metal altyapı yüzeylerine ISO 9693-1:2012 standartları doğrultusunda (8x3x1 mm) porselen uygulaması yapılabilmesi amacıyla iki parçalı özel bir kalıp hazırlandı (Şekil 47).



Şekil 47. Porselen uygulaması için hazırlanan kalıp

Metal altyapılara ilk olarak 0,2 mm kalınlığında opak porseleni (VITA VMK Master, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (Şekil 48), daha sonra 0,8 mm kalınlığında dentin ve mine porseleni (VITA VMK Master, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) uygulandı.

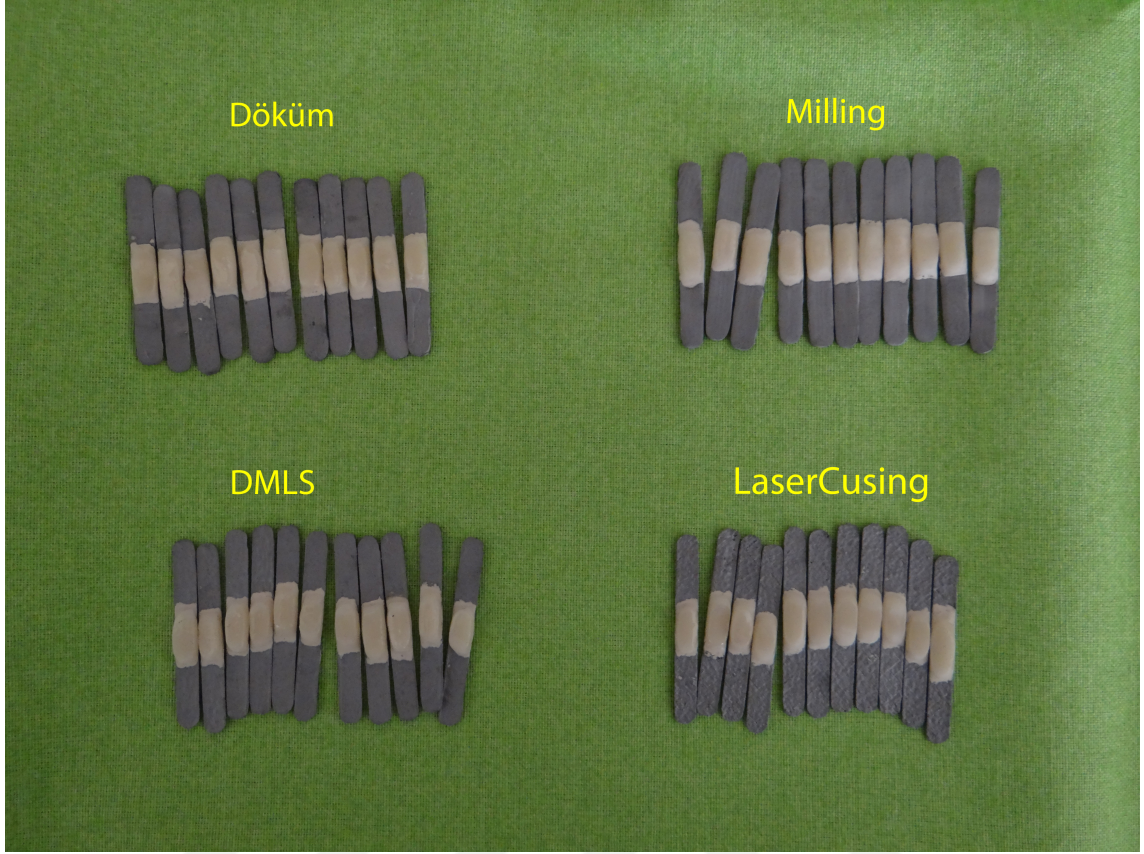


Şekil 48. Opak porseleni uygulaması

Üreticinin toz/likit oranı önerilerine uygun olarak hazırlanan porselen hamuru kalıp içine yerleştirildikten sonra (Şekil 49), yüzeydeki fazla likit emici kağıt (Selpak, Eczacıbaşı Grup, Kocaeli, Türkiye) kullanılarak uzaklaştırıldı. Porselende pörözite oluşumunu engellemek amacıyla vibrasyon yöntemi kullanıldı. Tüm örnekler porselen fırınına (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) yerleştirilerek üretici firmanın önerilerine göre sinterlendi (Şekil 50).



Şekil 49. Kalıp içerisinde porselenin uygulanması



Şekil 50. Porselen fırınlamaları tamamlanan örnekler

Soğumayı takiben, örneklerin yüzey düzensizlikleri su soğutması altında düz uçlu elmas laboratuvar frezi (Brasseler, Savannah, ABD) ile 10000 rpm hızda mikromotor kullanılarak (NBBW-E, NSK Nakanishi Inc, Kanuma, Japonya) kaldırıldı. Örnekler glaze işleminden önce standardizasyon sağlamak ve 1 mm porselen kalınlığı eldesi için, zımpara makinesinde (Phoenix Beta, Buehler, Illionis, ABD) sırasıyla 400, 600 ve 1200 gritlik silikon karbid zımparalarla su soğutmalı olarak 100 devir/dk'da, 20'şer saniye süreyle zımparalandı. Daha sonra tüm örnekler distile su içeren ultrasonik temizleme cihazında (Eurosonic Energy, Euronda, Vicenza, İtalya) 5 dakika süreyle temizlendi.

Glaze tozu ve likidi (VITA AKZENT Plus, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ince bir cam levha üzerinde karıştırıldı, örnek yüzeylerine tek bir uygulayıcı tarafından homojen kıvamda sürüldü. Örnekler özel bir tabla üzerinde porselen fırınına (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) yerleştirildi. Glaze işlemi, firmanın önerdiği fırınlama sıcaklıklarında gerçekleştirildi. Porselen yüzeylerine sadece bir defa glaze işlemi uygulandı.

Bağlantı testi öncesinde tüm örnekler termal devirlendirme cihazında (Dentester, Solubris Technica, İstanbul, Türkiye) (Şekil 51) $5\pm 2-55\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'ler arasında 500 devirlik yaşlandırma işlemine tabi tutuldu. Her iki banyo için daldırma zamanı 30 saniye, banyolar arası transfer zamanı ise 10 saniye olarak ayarlandı.



Şekil 51. Termal devirlendirme cihazı

3.4.3. 3-nokta Eğme Testinin Uygulanması

Metal-porselen bağlantı dayanıklılığının değerlendirilmesi için porselen fırınlama işlemleri tamamlanan örneklerin tamamına 3-nokta eğme testi uygulandı. Bu test için universal test cihazında (Lloyd LRX, Lloyd Instruments, West Sussex, İngiltere), test için özel olarak hazırlanan yükleme düzeneği kullanıldı. Düzenek, ISO 9693-1:2012 standartlarına göre iki dayanak arası mesafe 20 mm, dayanakların ve eğme kuvvetini uygulayan pistonun uç kısmı 1 mm çapında olacak şekilde hazırlandı (Şekil 52).

Porselen kısım aşağıda kalacak şekilde örnekler, iki dayanak arasına yerleştirildi ve tam orta noktalarından 1,5 mm/dk hız ile itme kuvveti uygulandı (Şekil 53). Porselenin altyapı metalinden ayrıldığı anda monitörde okunan kırılma kuvveti değeri Newton (N) cinsinden sayısal veri olarak kaydedildi.



Şekil 52. 3-nokta eğme testi için hazırlanan düzenek



Şekil 53. 3-nokta eğme testinin uygulanması

ISO 9693-1:2012'e göre her örnekten elde edilen maksimum kırılma kuvveti (F) ile, kullanılan metal örneğin kalınlığı (d_M) ve elastisite modülüne (E_M) göre hesaplanan k sabiti çarpılarak metal-porselen bağlantı kuvveti değeri (T_b) hesaplandı (Şekil 54).

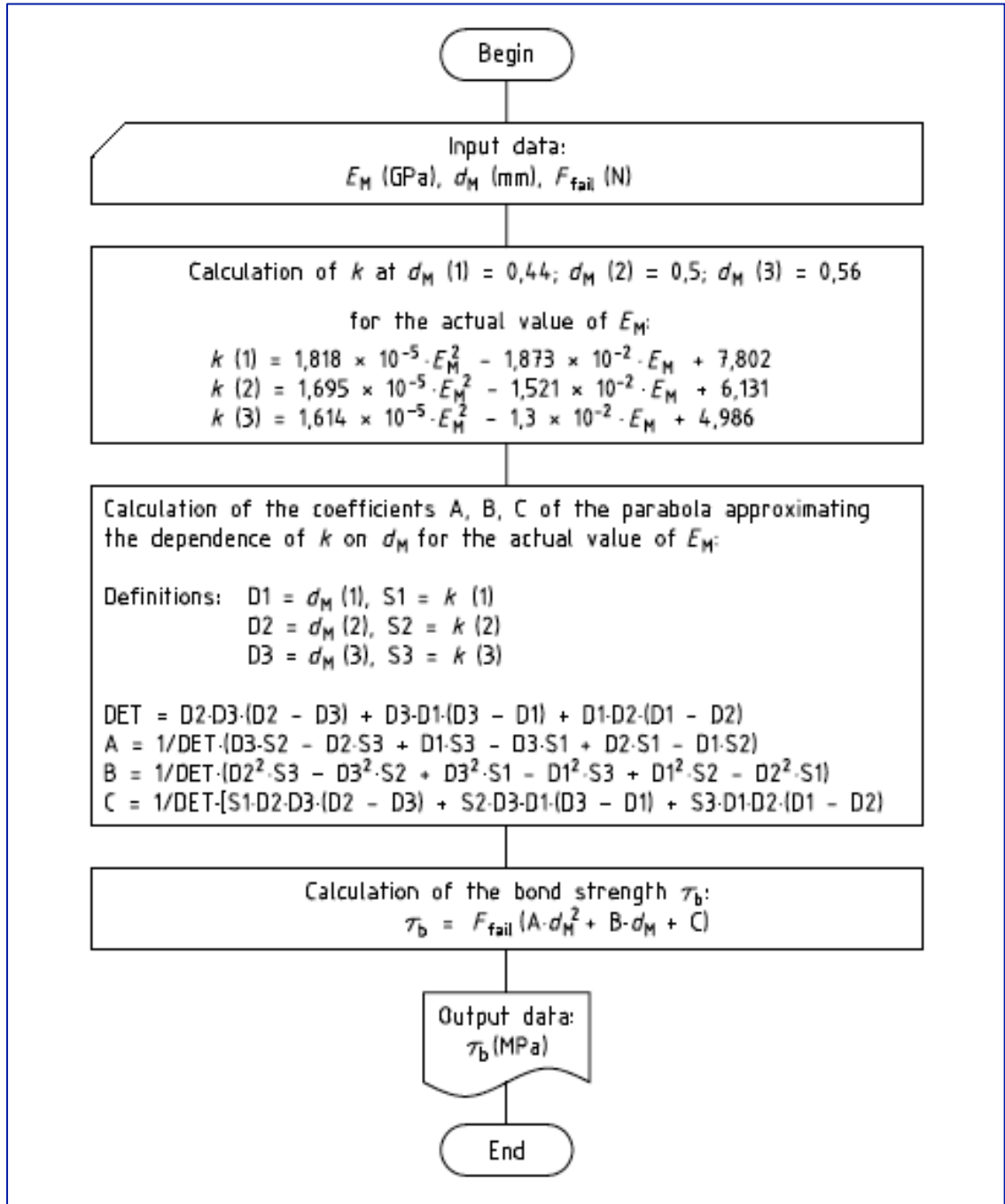
E_M : Metalin elastisite modülü (MPa)

d_M : Metal örneğin kalınlığı (mm)

k: Hesaplanan k sabit değeri (mm^2)

F: Maksimum kırılma kuvveti (N)

T_b : Bağlantı kuvveti değeri = $k \times F$ (N/mm^2)



Şekil 54. k sabitinin hesaplanmasında kullanılan formül (ISO 9693-1:2012)

Çalışmamızda 3-nokta eğme testi sonrası elde edilen gruplar Tablo 6'da gösterilmektedir.

Tablo 6. 3-nokta eğme testi deney grupları

Yöntem	Gruplar
Döküm	D
Milling	M
DMLS	L1
LaserCusing®	L2

3.4.4. Metal-Porselen Bağlantı Başarısızlık Tipinin Belirlenmesi

3-nokta eğme testi sonrasında gruplara ait örneklerin metal-porselen ara yüzünde görülen ayrılma tipleri stereomikroskop (Novex RZ, Euromex, Arnhem, Hollanda) altında x10 büyütmede incelendi. Seramik yüzeyinin % 50'sinden fazlasının örnek üzerinden ayrılması koheziv kırılma olarak tanımlandı.

3.4.5. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

Her grubu temsil için ayrıca hazırlanan birer metal altyapının, kumlama ve oksidasyon işlemleri öncesi ve sonrasında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi bünyesinde bulunan JEOL/JSM-7001F taramalı elektron mikroskobu (Şekil 55) kullanılarak x200 büyütmede yüzey morfolojilerinin mikroskobik görüntüleri kaydedildi.



Şekil 55. Yüzey morfolojisinin incelenmesinde kullanılan taramalı elektron mikroskobu

3.5. Verilerin İstatiksel Analizlerinin Yapılması

Dört farklı metal altyapı yapım yönteminin karşılaştırıldığı çalışmamızda marjinal aralık, internal aralık ve 3-nokta eğme bağlantı testine ait verilerin istatistiksel analizleri SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) bilgisayar programının 21.0 versiyonu kullanılarak yapıldı. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu analitik yöntemlerden Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak incelendi ve tüm deney gruplarında verilerin normal dağılıma uygunluk gösterdiği belirlendi. Marjinal aralık ölçümleri tek değişkenli varyans analizi (Univariate Variance Test) kullanılarak, internal aralık ölçümleri ve porselen bağlantı değerleri tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) kullanılarak karşılaştırıldı. Varyansların homojenliği Levene testi ile değerlendirildi. Marjinal aralık ve internal aralık ölçüm gruplarında varyansların homojen olmadıkları belirlenirken, porselen bağlantı testi gruplarında varyansların homojen olduğu görüldü. Marjinal aralık ve internal aralık ölçüm gruplarında çoklu karşılaştırmaların analizinde Tamhane T2 testi, porselen bağlantı testi gruplarında ise Tukey HSD testi kullanıldı. Sonuçlar aritmetik ortalama \pm standart sapma, örnek sayısı, minimum ve maksimum şeklinde sunuldu. Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Marjinal Aralık Ölçümlerinin Analizi

Dört farklı deney grubunda altyapı elde edildikten sonra, porselen uygulaması sonrası ve simantasyon sonrası dayanak dişlerde bukkal, lingual, aksiyel ve bağlantı bölgelerinde ölçülen marjinal aralık değerlerinin ortalamaları alınarak tek değişkenli varyans analizi ile değerlendirmeleri yapıldı. Tüm deney gruplarında, bölgelere göre ve uygulamalara göre elde edilen ortalama marjinal aralık değerlerinde, dayanak dişler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığından ($p>0,05$) dolayı, premolar ve molar dişlere ait marjinal aralık verileri birleştirildi.

Altyapı eldesi sonrası kaydedilen marjinal aralık değerlerinde tek değişkenli varyans analizi sonuçlarına göre yöntemler arasında, bölgeler arasında, yöntemler ve bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$) (Tablo 7). Grupların ortalama, minimum, maksimum değerleri ve standart sapmaları Tablo 8'de gösterilmektedir.

Tablo 7. Altyapı eldesi sonrası yapılan ölçümlerin tek değişkenli varyans analizi sonuçları

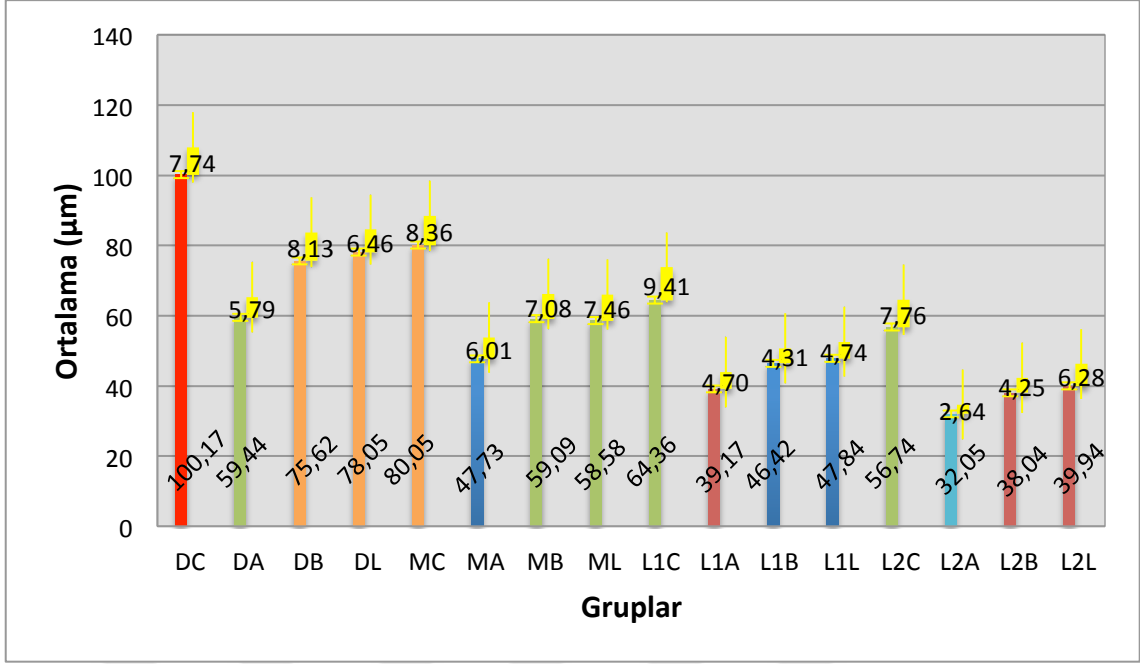
Kaynak	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Düzeltilen Model	122795,297 ^a	15	8186,353	189,660	,000
Kesim Noktası	1278847,829	1	1278847,829	29628,15	,000
Yöntem	73244,801	3	24414,934	565,641	,000
Bölge	47372,120	3	15790,707	365,837	,000
Yöntem * Bölge	2178,377	9	242,042	5,608	,000
Hata	15884,082	368	43,163		
Toplam	1417527,208	384			
Düzeltilen Toplam	138679,379	383			

Tablo 8. Altyapı eldesi sonrası yapılan ölçümlerin gruplara ait ortalama, minimum, maksimum marjinal aralık değerleri ve standart sapmaları

Gruplar	Örnek Sayısı	Ortalama (μm)	Standart Sapma	Minimum (μm)	Maksimum (μm)
Grup DC	24	100,17	7,74	88,15	114,95
Grup DA	24	59,44 ^a	5,79	46,99	72,36
Grup DB	24	75,62 ^b	8,13	61,40	91,51
Grup DL	24	78,05 ^b	6,46	63,90	88,05
Grup MC	24	80,05 ^b	8,36	65,73	93,30
Grup MA	24	47,73 ^c	6,01	34,68	55,62
Grup MB	24	59,09 ^a	7,08	46,68	71,69
Grup ML	24	58,58 ^a	7,46	46,93	72,95
Grup L1C	24	64,36 ^a	9,41	49,65	84,05
Grup L1A	24	39,17 ^d	4,70	29,44	48,90
Grup L1B	24	46,42 ^c	4,31	35,75	53,62
Grup L1L	24	47,84 ^c	4,74	38,83	59,81
Grup L2C	24	56,74 ^a	7,76	45,48	73,84
Grup L2A	24	32,05	2,64	26,97	37,02
Grup L2B	24	38,04 ^d	4,25	29,47	50,87
Grup L2L	24	39,94 ^d	6,28	32,63	58,06

Not: Aynı harflerdeki gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0,05$)

Altyapı eldesi sonrası alınan ölçümlerde en yüksek ortalama marjinal aralık değeri ($100,17\pm 7,74 \mu\text{m}$) grup DC’de elde edildi. En düşük ortalama marjinal aralık değeri ($32,05\pm 2,64 \mu\text{m}$) grup L2A’da elde edildi. Grup DC ve grup L2A ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Tüm altyapı yöntemlerinde en yüksek ortalama marjinal aralık değeri bağlantı bölgesinde gözlemlendi. Şekil 56’da gruplara ait ortalama marjinal aralık değerleri ve standart sapmaları grafiksel olarak izlenmektedir.



Şekil 56. Altyapı eldesi sonrası gruplara ait marjinal aralık ortalama değerleri ve standart sapmaları

Porselen uygulaması sonrası kaydedilen marjinal aralık değerlerinde tek değişkenli varyans analizi sonuçlarına göre yöntemler arasında, bölgeler arasında, yöntemler ve bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$) (Tablo 9). Grupların ortalama, minimum, maksimum değerleri ve standart sapmaları Tablo 10'da gösterilmektedir.

Tablo 9. Porselen uygulaması sonrası yapılan ölçümlerin tek değişkenli varyans analizi sonuçları

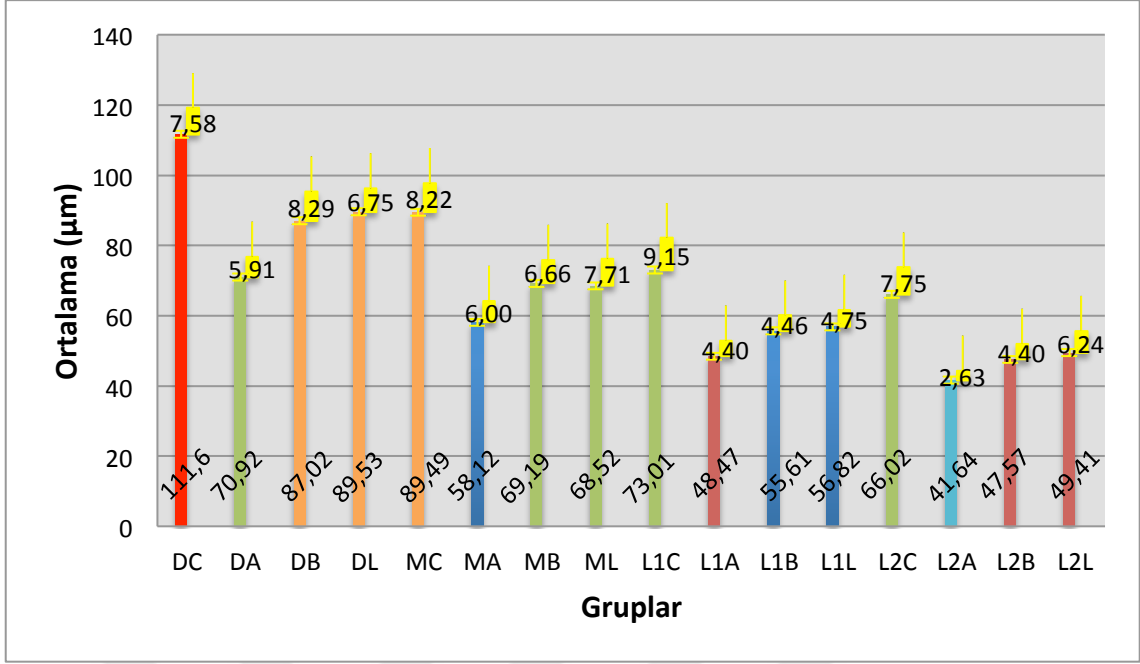
Kaynak	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Düzeltilen Model	130594,132 ^a	15	8706,275	203,169	,000
Kesim Noktası	1759363,283	1	1759363,283	41056,38	,000
Yöntem	82446,484	3	27482,161	641,322	,000
Bölge	45879,820	3	15293,273	356,883	,000
Yöntem * Bölge	2267,828	9	251,981	5,880	,000
Hata	15769,671	368	42,852		
Toplam	1905727,085	384			
Düzeltilen Toplam	146363,803	383			

Tablo 10. Porselen uygulaması sonrası yapılan ölçümlerin gruplara ait ortalama, minimum, maksimum marjinal aralık değerleri ve standart sapmaları

Gruplar	Örnek Sayısı	Ortalama (μm)	Standart Sapma	Minimum (μm)	Maksimum (μm)
Grup DC	24	111,60	7,58	98,73	126,29
Grup DA	24	70,92 ^a	5,91	59,03	85,86
Grup DB	24	87,02 ^b	8,29	72,88	103,09
Grup DL	24	89,53 ^b	6,75	74,76	99,25
Grup MC	24	89,49 ^b	8,22	74,77	102,80
Grup MA	24	58,12 ^c	6,00	45,35	66,26
Grup MB	24	69,19 ^a	6,66	58,05	80,30
Grup ML	24	68,52 ^a	7,71	56,33	82,82
Grup L1C	24	73,01 ^a	9,15	59,80	92,14
Grup L1A	24	48,47 ^d	4,40	40,81	59,03
Grup L1B	24	55,61 ^c	4,46	44,82	64,25
Grup L1L	24	56,82 ^c	4,75	47,78	68,47
Grup L2C	24	66,02 ^a	7,75	53,58	82,06
Grup L2A	24	41,64	2,63	36,39	47,01
Grup L2B	24	47,57 ^d	4,40	39,07	60,88
Grup L2L	24	49,41 ^d	6,24	41,13	66,23

Not: Aynı harflerdeki gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0,05$)

Porselen uygulaması sonrası alınan ölçümlerde en yüksek ortalama marjinal aralık değeri ($111,60\pm 7,58 \mu\text{m}$) grup DC’de elde edildi. En düşük ortalama marjinal aralık değeri ($41,64\pm 2,63 \mu\text{m}$) grup L2A’da elde edildi. Grup DC ve grup L2A ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Tüm altyapı yöntemlerinde en yüksek ortalama marjinal aralık değeri bağlantı bölgesinde gözlemlendi. Şekil 57’de gruplara ait ortalama marjinal aralık değerleri ve standart sapmaları grafiksel olarak izlenmektedir.



Şekil 57. Porselen uygulaması sonrası gruplara ait marjinal aralık ortalama değerleri ve standart sapmaları

Simantasyon işlemi sonrası kaydedilen marjinal aralık değerlerinde tek değişkenli varyans analizi sonuçlarına göre yöntemler arasında, bölgeler arasında, yöntemler ve bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$) (Tablo 11). Grupların ortalama, minimum, maksimum değerleri ve standart sapmaları Tablo 12’de gösterilmektedir.

Tablo 11. Simantasyon sonrası yapılan ölçümlerin tek değişkenli varyans analizi sonuçları

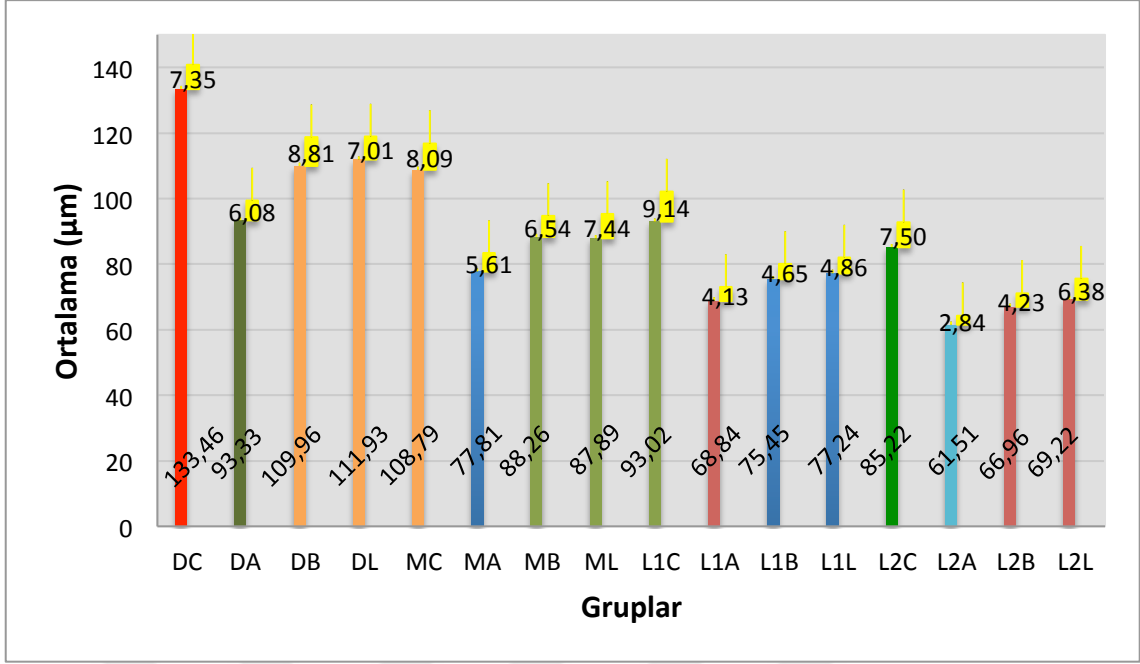
Kaynak	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Düzeltilen Model	140534,547 ^a	15	9368,970	219,629	,000
Kesim Noktası	2977808,781	1	2977808,781	69806,44	,000
Yöntem	93817,827	3	31272,609	733,099	,000
Bölge	44419,068	3	14806,356	347,094	,000
Yöntem * Bölge	2297,652	9	255,295	5,985	,000
Hata	15698,172	368	42,658		
Toplam	3134041,500	384			
Düzeltilen Toplam	156232,719	383			

Tablo 12. Simantasyon sonrası yapılan ölçümlerin gruplara ait ortalama, minimum, maksimum marjinal aralık değerleri ve standart sapmaları

Gruplar	Örnek Sayısı	Ortalama (μm)	Standart Sapma	Minimum (μm)	Maksimum (μm)
Grup DC	24	133,46	7,35	120,61	148,30
Grup DA	24	93,33 ^a	6,08	81,46	107,89
Grup DB	24	109,96 ^b	8,81	96,25	127,20
Grup DL	24	111,93 ^b	7,01	97,43	121,84
Grup MC	24	108,79 ^b	8,09	94,73	121,88
Grup MA	24	77,81 ^c	5,61	64,53	84,83
Grup MB	24	88,26 ^{ad}	6,54	75,44	98,81
Grup ML	24	87,89 ^{ad}	7,44	76,12	101,97
Grup L1C	24	93,02 ^{ad}	9,14	78,69	113,12
Grup L1A	24	68,84 ^e	4,13	62,42	78,37
Grup L1B	24	75,45 ^c	4,65	63,98	83,71
Grup L1L	24	77,24 ^c	4,86	68,36	89,13
Grup L2C	24	85,22 ^d	7,50	72,57	100,77
Grup L2A	24	61,51	2,84	57,07	67,39
Grup L2B	24	66,96 ^e	4,23	59,94	78,97
Grup L2L	24	69,22 ^e	6,38	61,36	85,96

Not: Aynı harflerdeki gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0,05$)

Simantasyon işlemi sonrasında alınan ölçümlerde en yüksek ortalama marjinal aralık değeri ($133,46\pm 7,35 \mu\text{m}$) grup DC’de elde edildi. En düşük ortalama marjinal aralık değeri ($61,51\pm 2,84 \mu\text{m}$) grup L2A’da elde edildi. Grup DC ve grup L2A ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Tüm altyapı yöntemlerinde en yüksek ortalama marjinal aralık değeri bağlantı bölgesinde gözlemlendi. Şekil 58’de gruplara ait ortalama marjinal aralık değerleri ve standart sapmaları grafiksel olarak izlenmektedir.



Şekil 58. Simantasyon işlemi sonrası gruplara ait marjinal aralık ortalama değerleri ve standart sapmaları

Bölgelere ait ortalama marjinal aralık verileri birleştirilerek, yöntemlere göre altyapı eldesi, porselen uygulaması ve simantasyon işlemi sonrası görülen marjinal uyumsuzluk miktarları karşılaştırıldı. Tek değişkenli varyans analizi sonuçlarına göre yöntemler arasında, uygulamalar arasında, yöntemler ve uygulamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$) (Tablo 13). Grupların ortalama, minimum, maksimum değerleri ve standart sapmaları Tablo 14’te gösterilmektedir.

Tablo 13. Altyapı, porselen ve simantasyon ölçümlerinin tek değişkenli varyans analizi sonuçları

Kaynak	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Düzeltilen Model	108122,784 ^a	11	9829,344	1743,154	,000
Kesim Noktası	1457449,450	1	1457449,450	258466,8	,000
Yöntem	62064,173	3	20688,058	3668,859	,000
Uygulama	45862,929	2	22931,465	4066,709	,000
Yöntem * Uygulama	195,682	6	32,614	5,784	,000
Hata	1556,316	276	5,639		
Toplam	1567128,549	288			
Düzeltilen Toplam	109679,100	287			

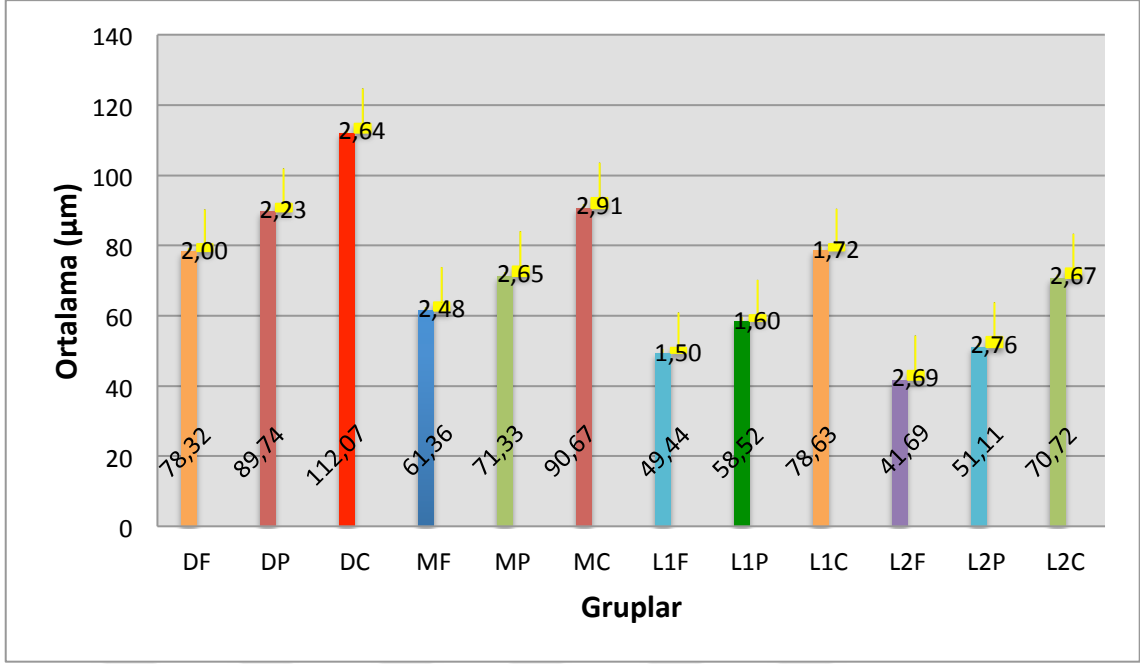
Tablo 14. Altyapı, porselen ve simantasyon ölçümlerinin gruplara ait ortalama, minimum, maksimum marjinal aralık değerleri ve standart sapmaları

Gruplar	Örnek Sayısı	Ortalama (μm)	Standart Sapma	Minimum (μm)	Maksimum (μm)
Grup DF	24	78,32 ^a	2,00	75,02	81,79
Grup DP	24	89,74 ^b	2,23	86,53	93,79
Grup DC	24	112,07	2,64	108,21	117,13
Grup MF	24	61,36	2,48	57,39	65,94
Grup MP	24	71,33 ^c	2,65	66,90	76,58
Grup MC	24	90,67 ^b	2,91	85,63	95,83
Grup L1F	24	49,44 ^d	1,50	46,09	51,58
Grup L1P	24	58,52	1,60	55,01	60,80
Grup L1C	24	78,63 ^a	1,72	74,02	80,84
Grup L2F	24	41,69	2,69	37,66	47,77
Grup L2P	24	51,11 ^d	2,76	47,30	56,49
Grup L2C	24	70,72 ^c	2,67	66,88	76,18

Not: Aynı harflerdeki gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0,05$)

Altyapı, porselen ve simantasyon uygulamalarında en yüksek ortalama marjinal aralık değeri ($112,07\pm 2,64 \mu\text{m}$) grup DC’de elde edildi. En düşük ortalama marjinal aralık değeri ($41,69\pm 2,69 \mu\text{m}$) grup L2F’de elde edildi. Grup DC, grup MF, grup L1P ve grup L2F ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$).

Tüm altyapı yöntemlerinde altyapı, porselen, simantasyon uygulamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$) ve en düşük ortalama marjinal aralık değerleri altyapı sonrasında, en yüksek ortalama marjinal aralık değerleri ise simantasyon sonrasında gözlemlendi. Altyapı, porselen ve simantasyon ölçümlerinde en düşük ortalama marjinal aralık değerleri LaserCusing® yöntemi ile üretilen metal-seramik restorasyonlarda gözlemlendi. Şekil 59’da gruplara ait ortalama marjinal aralık değerleri ve standart sapmaları grafiksel olarak izlenmektedir.



Şekil 59. Altyapı, porselen ve simantasyon ölçümlerinin gruplara ait ortalama marjinal aralık değerleri ve standart sapmaları

4.2. İnternal Aralık Ölçümlerinin Analizi

Dört farklı deney grubunda dayanak dişlerin mezial, oklüzal ve distal bölgelerinde rastgele seçilen noktalar üzerinde 10'ar adet ölçüm yapılarak her bir dayanak diş için 30 adet ölçüm alındı. Her bir dayanak dişte elde edilen 30 adet ölçümün ortalaması alınarak, ölçümü yapılan metal-seramik örneğin internal uyum değeri olarak kaydedildi. Tüm deney gruplarında elde edilen ortalama internal aralık değerlerinde dayanak dişler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığından ($p>0,05$) dolayı, premolar ve molar dişlere ait internal aralık verileri birleştirildi. Elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) kullanılarak karşılaştırıldı.

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre, ortalama internal aralık değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$) (Tablo 15). Grupların ortalama, minimum, maksimum değerleri ve standart sapmaları Tablo 16'da gösterilmektedir.

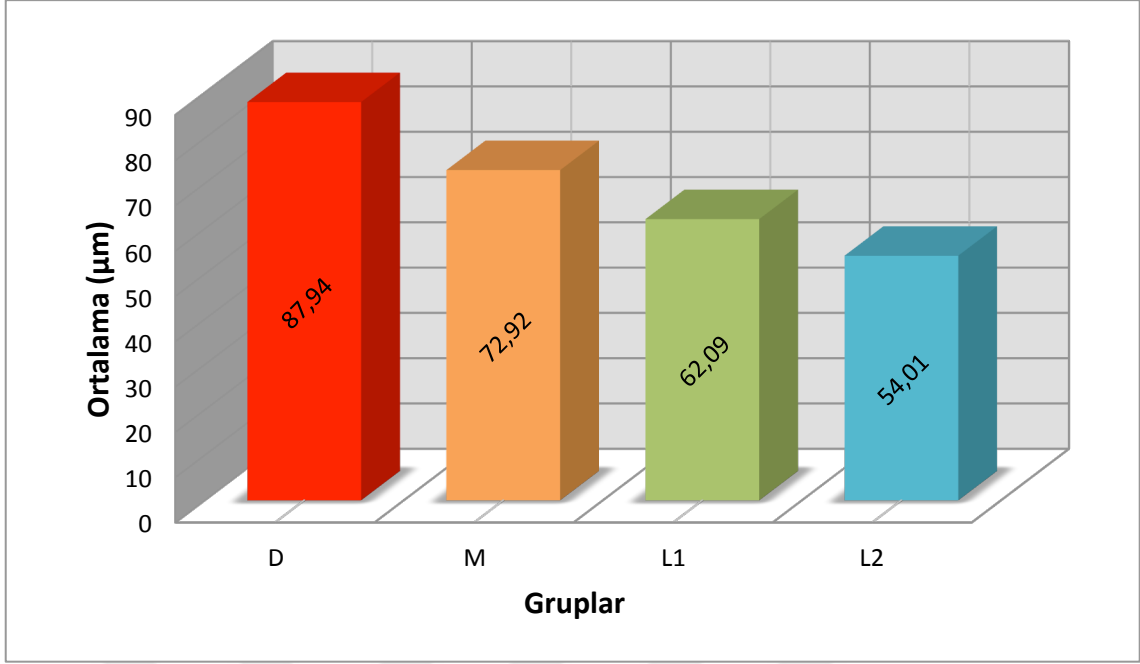
Tablo 15. İnternal aralık değerlerinin tek yönlü varyans analizi sonuçları

	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Gruplar Arası	15510,864	3	5170,288	1417,126	,000
Grup İçi	335,656	92	3,648		
Toplam	15846,520	95			

Tablo 16. Grupların ortalama, minimum, maksimum internal aralık değerleri ve standart sapmaları

Gruplar	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart	Minimum	Maksimum
		(μm)	Sapma	(μm)	(μm)
Grup D	24	87,94	2,59	84,03	93,25
Grup M	24	72,92	2,12	69,72	76,86
Grup L1	24	62,09	1,34	59,08	64,33
Grup L2	24	54,01	1,22	51,75	56,97

En yüksek ortalama internal aralık değeri ($87,94 \pm 2,59 \mu\text{m}$) grup D’de elde edildi. En düşük ortalama internal aralık değeri ($54,01 \pm 1,22 \mu\text{m}$) grup L2’de elde edildi. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$). Şekil 60’da gruplara ait ortalama internal aralık değerleri grafiksel olarak izlenmektedir.



Şekil 60. Gruplara ait ortalama internal aralık değerleri

4.3. 3-nokta Eğme Testi Sonucu Elde Edilen Verilerin Analizi

Çalışmamızda dört farklı deney grubunda toplam 96 adet metal altyapı üzerinde, porselen bağlantı dayanıklılığının karşılaştırılması amacıyla 3-nokta eğme testi gerçekleştirildi. Elde edilen veriler tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) kullanılarak karşılaştırıldı.

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre, ortalama porselen bağlantı kuvveti değerlerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$) (Tablo 17). Grupların ortalama, minimum, maksimum değerleri ve standart sapmaları Tablo 18’de gösterilmektedir.

Tablo 17. Porselen bağlantı kuvveti değerlerinin tek yönlü varyans analizi sonuçları

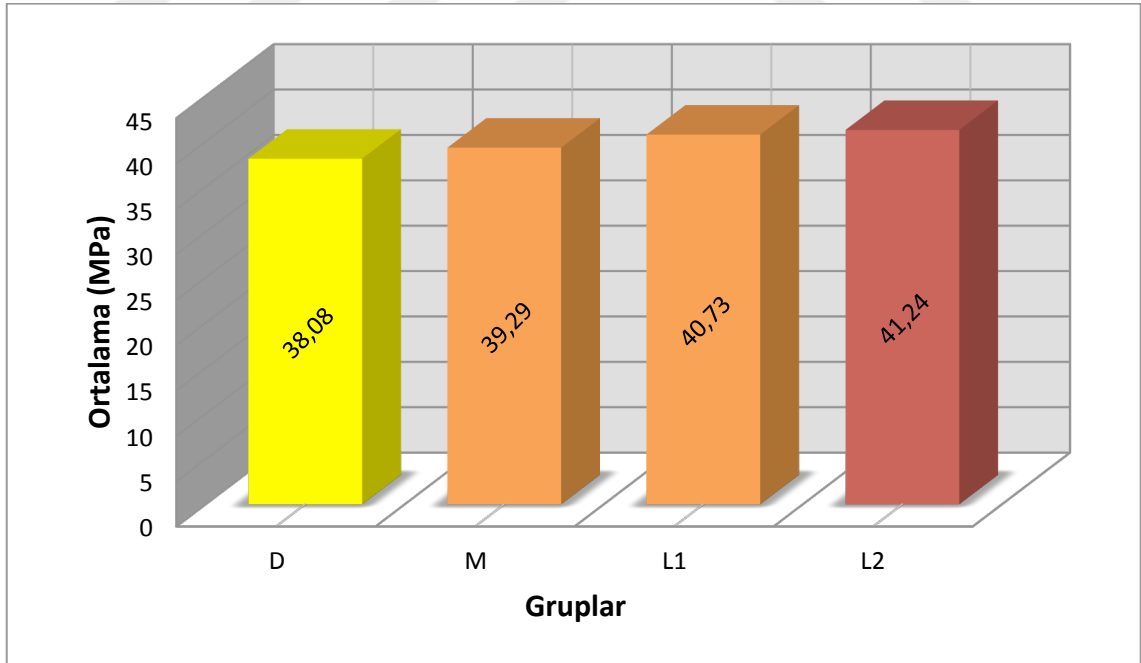
	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Gruplar Arası	147,319	3	49,106	3,642	,016
Grup İçi	1240,460	92	13,483		
Toplam	1387,779	95			

Tablo 18. Grupların ortalama, minimum, maksimum porselen bağlantı kuvveti değerleri ve standart sapmaları

Gruplar	Örnek Sayısı	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	Minimum (MPa)	Maksimum (MPa)
Grup D	24	38,08 ^a	3,82	31,64	45,50
Grup M	24	39,29 ^{ab}	3,51	34,45	45,69
Grup L1	24	40,73 ^{ab}	3,58	34,84	46,62
Grup L2	24	41,24 ^b	3,75	34,38	49,35

Not: Aynı harflerdeki gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0,05$)

En düşük ortalama porselen bağlantı kuvveti değeri ($38,08\pm 3,82$ MPa) grup D’de elde edildi. En yüksek ortalama porselen bağlantı kuvveti değeri ($41,24\pm 3,75$ MPa) grup L2’de elde edildi. Grup D ve grup L2 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Grup M ve grup L1 ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). Şekil 61’de gruplara ait ortalama porselen bağlantı kuvveti değerleri izlenmektedir.



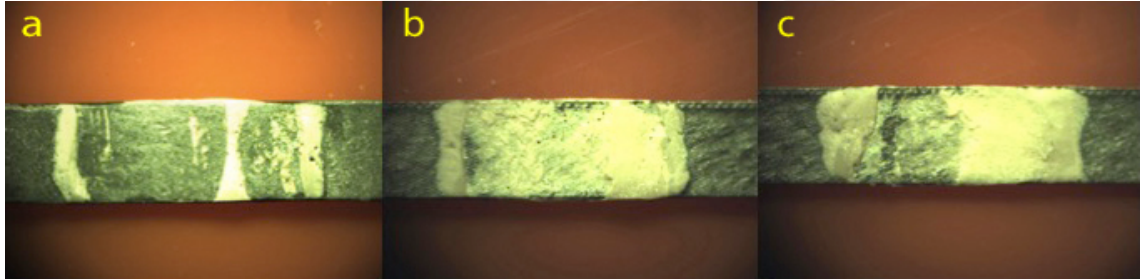
Şekil 61. Gruplara ait ortalama porselen bağlantı kuvveti değerleri

4.3.1. Gruplarda 3-nokta Eğme Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Tipleri

Çalışmamızda 3-nokta eğme testi uygulamaları sonucu gruplarda oluşan bağlantı başarısızlık tiplerinin sayısal değerleri Tablo 19’da gösterilmiştir. Oluşan başarısızlık tipleri içerisinde adeziv kırılmaların metal ile metal oksit arasında ve koheziv kırılmaların ise opak porseleni ile veneer porseleni arasında olduğu gözlemlendi. Oluşan başarısızlık tiplerinin görüntüleri Şekil 62’de gösterilmektedir.

Tablo 19. Gruplarda 3-nokta eğme testi sonucu oluşan bağlantı başarısızlık tipleri

Gruplar	Örnek Sayısı	Adeziv	Koheziv	Kombine
Grup D	24	11	-	13
Grup M	24	12	-	12
Grup L1	24	-	10	14
Grup L2	24	16	-	8



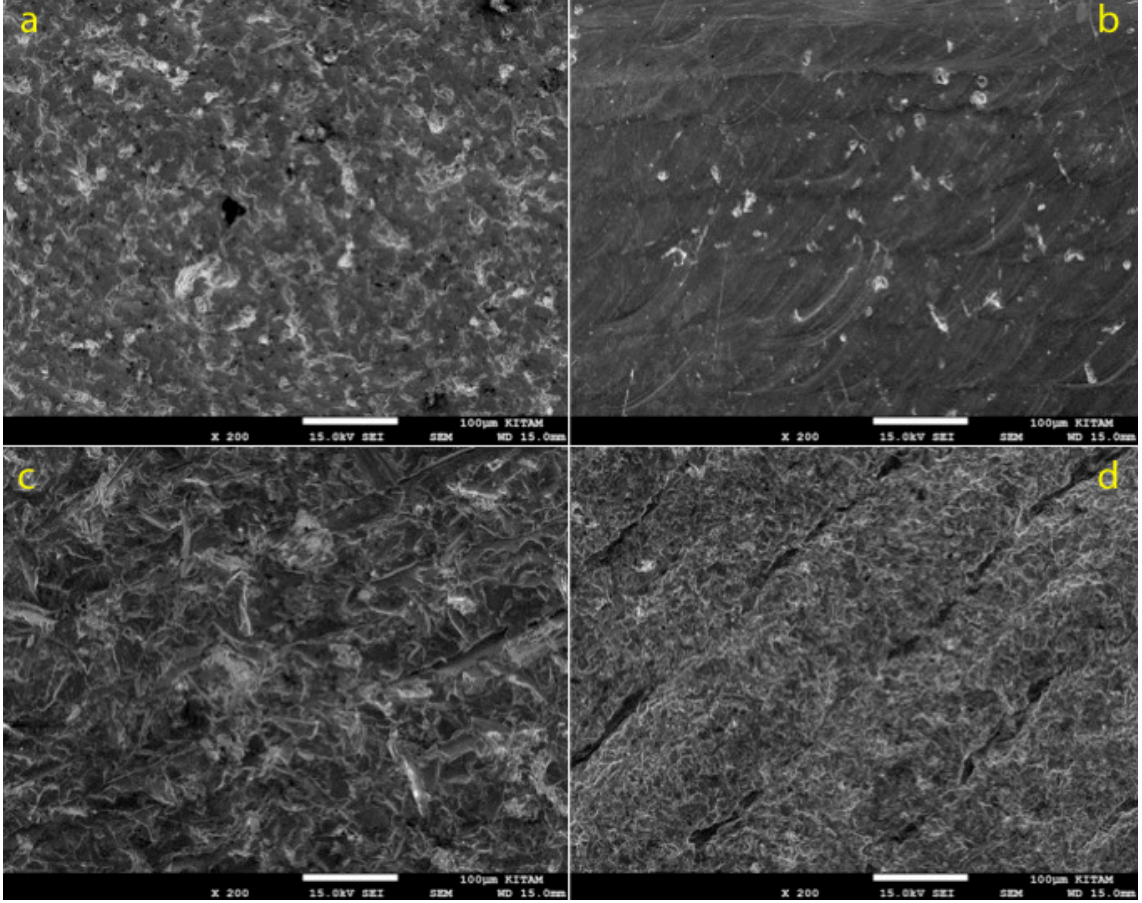
Şekil 62. Stereomikroskop görüntülerinden elde edilen başarısızlık tipleri **a.** Adeziv kırık **b.** Koheziv kırık **c.** Kombine kırık

4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Analizi

Her grubu temsil için hazırlanan birer metal altyapının, kumlama ve oksidasyon işlemleri öncesinde ve sonrasında taramalı elektron mikroskobu kullanılarak x200 büyütmede yüzey morfolojilerinin mikroskobik görüntüleri kaydedildi. Elde edilen SEM görüntüleri üzerinde, uygulanan yüzey işlemlerinin metal altyapıların yüzey morfolojileri üzerindeki etkileri incelendi.

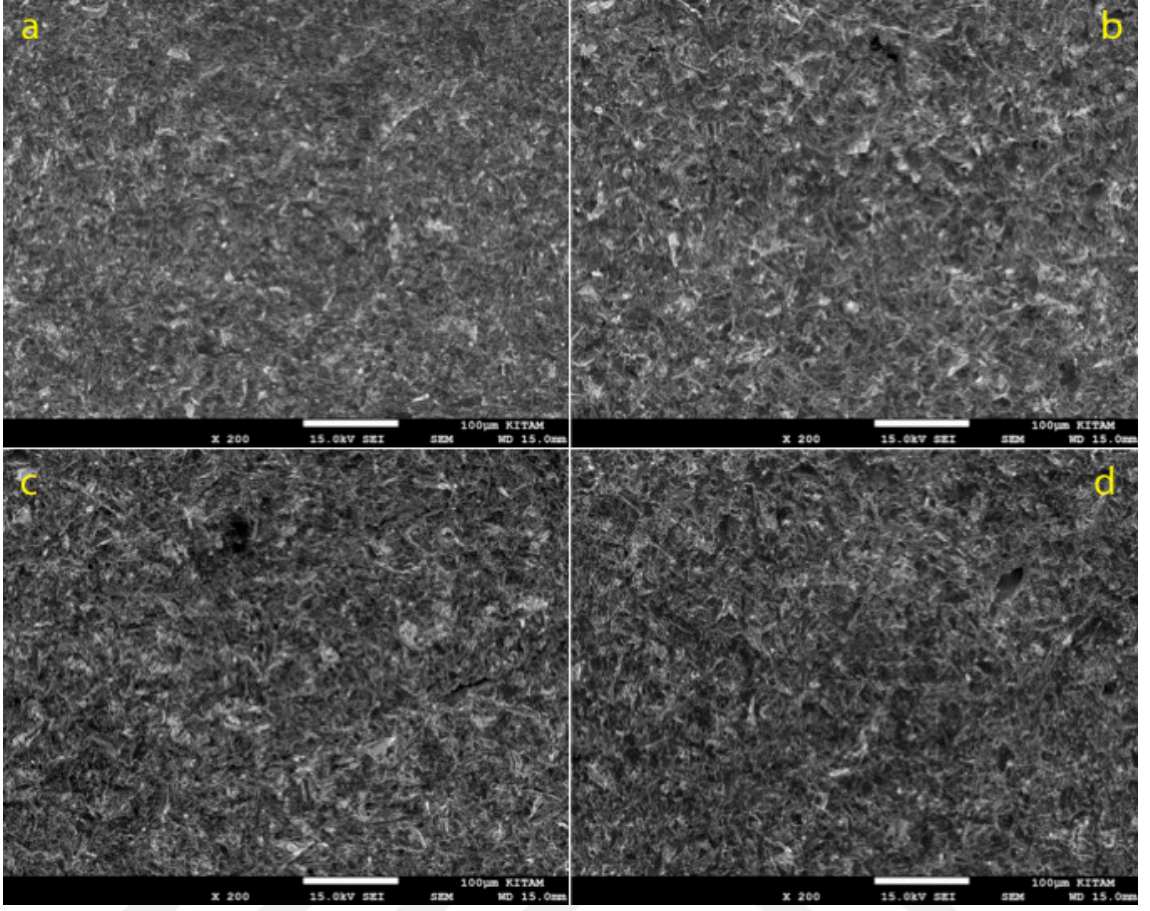
Kumlama ve oksidasyon işlemleri öncesinde alınan SEM görüntüleri (Şekil 63) incelendiğinde dört farklı yüzey yapısı izlenmektedir. DMLS ve LaserCusing® yöntemleri ile elde edilen metal altyapılarda döküm ve milling yöntemleri ile elde edilen metal altyapılara göre yüzey yapısının oldukça farklılaştığı, daha pürüzlü bir

yüzey yapısına sahip oldukları gözlenmektedir. Milling yöntemi ile elde edilen metal altyapıda ise yüzey işlemleri öncesinde diğer yöntemlere göre daha düzgün bir yüzey yapısı izlenmektedir.



Şekil 63. Kumlama ve oksidasyon öncesinde alınan SEM görüntüleri **a.** Döküm ile elde edilen altyapı **b.** Milling ile elde edilen altyapı **c.** DMLS ile elde edilen altyapı **d.** LaserCusing® ile elde edilen altyapı

Kumlama ve oksidasyon işlemleri sonrasında alınan SEM görüntüleri (Şekil 64) incelendiğinde tüm örneklerde yüzey yapısının değiştiği ve birbirine benzer karakteristikte oldukları gözlenmekle beraber, döküm yöntemi ile üretilen altyapıda diğer yöntemlerle üretilen altyapılara göre yüzeydeki girinti ve çıkıntıların derinliği bakımından biraz daha düzgün bir yüzey yapısı izlenmektedir. Kumlama işlemi ve sonrasında da metal altyapılara oksidasyon uygulamasının, yüzey yapısını değiştirdiği görülmüştür.



Şekil 64. Kumlama ve oksidasyon sonrasında alınan SEM görüntüleri **a.** Döküm ile elde edilen altyapı **b.** Milling ile elde edilen altyapı **c.** DMLS ile elde edilen altyapı **d.** LaserCusing® ile elde edilen altyapı

5. TARTIŞMA

Protetik diş tedavilerinin büyük bir kısmını kaybedilmiş dişlerin yerine konulması amacı ile yapılan köprü protezleri oluşturmaktadır. Köprüler, doğal dişlerin üzerine yer alan tutucu kuronlar ile eksik dişin yerine konulan ve tutucu kuronlara bağlanan gövdeden oluşan, kaybedilen dişin fonksiyon, fonasyon ve estetiğini yeniden sağlayan protezlerdir. Diş arkının devamlılığı, oklüzal ilişkilerin ve periodontal sağlığın idamesi açısından bir zorunluluk olarak görülmektedir (Zaimoğlu ve Can, 2011). Bu nedenle, yeterli fiziksel ve mekanik özelliklere sahip periyodonsiyum ile uyum içerisinde olan köprü protezleri üretme çabası her zaman devam etmektedir.

Günümüzde klinik olarak uygulanan sabit restorasyonların büyük bir bölümünü metal destekli seramik restorasyonlar oluşturmaktadır (Lüthy ve ark., 2005). 1960'lı yıllardan beri diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan metal destekli seramik restorasyonlar, dental alaşımların üstün mekanik özellikleri ile porselenin estetik özelliklerinin bir araya geldiği mükemmel bir kombinasyondur. Porselenin metal altyapı üzerine kondense edilerek fırınlanması sonucu yüksek kırılma direncine ve klinik başarı oranına sahip restorasyonlar elde edilmektedir (Özcan ve Niedermeier, 2002; Ünsal ve Üşümez, 2010; Anusavice ve ark., 2012).

Sabit protetik restorasyonlarda tam seramik sistemlerle sağlanan estetik başarı, uygun endikasyon olmadığı durumlarda fonksiyonel başarısızlığın gölgesinde kalmaktadır. Tam seramik sistemler uygulanırken dişsiz sahanın uzunluğu, destek dişlerin periodontal durumu, interoklüzal ilişkiler çok iyi irdelenmelidir. Gerekli konektör kalınlığının sağlanamayacağı interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, kantilever sabit protezlerde, uzun dişsiz boşluklarda ve parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde tam seramik restorasyonların kullanımı kontraendikedir. Tam seramik sistemlerin kullanımındaki bu sınırlamalar metal destekli seramik sistemlere olan ihtiyacı devam ettirmektedir (Raigrodski ve Chiche, 2001). Bu nedenle çalışmamızda metal-seramik restorasyonlar tercih edilmiştir.

Metal destekli seramik restorasyonlarda çiğneme kuvvetleri altında fonksiyon gören kısım porselen yüzeylerdir. Ancak restorasyonun başarısı büyük ölçüde metal altyapının fiziksel ve mekanik özellikleri ile ilişkilidir (Roberts ve ark. 2009). Bu özellikleri etkileyen en önemli faktörlerden biri restorasyonun yapımı için kullanılan sistemin hassasiyetidir (Toman ve ark., 2009).

Geleneksel döküm yöntemi, uzun yıllardan beri metal destekli seramik restorasyonların üretiminde kullanılan ve yüksek teknik hassasiyet gerektiren çok aşamalı bir yöntemdir. Döküm işlemleri sırasında görülen hatalar, metal altyapının özelliklerini olumsuz yönde etkilemekte ve restorasyonun başarısızlığına neden olmaktadır. Yenilenmesi gereken restorasyonlar hem zaman kaybıyla hem de ekonomik zararlar sonucunu verir (Naylor, 2009). Gelişen bilgisayar teknolojileri ile birlikte geleneksel döküm yöntemine alternatif olarak aşındırma ve ilave CAD/CAM sistemleri protetik diş tedavisi alanında kabul görmüştür (Uzun, 2008; Van Noort, 2012). CAD/CAM sistemleri ile birlikte geleneksel döküm yöntemlerinde görülen problemler ortadan kalkmakta, yüksek ve standart kalitede restorasyonlar üretilmektedir (Willer ve ark., 1998; Strub ve ark., 2006; Yıldırım ve Bayındır, 2013).

Günümüz CAD/CAM sistemleri incelendiğinde büyük bir bölümünün milling sistemler olduğu görülmektedir (Van Noort, 2012). Prefabriye blokları elmas frez veya elmas diskler ile kazıyarak şekillendiren milling sistemler, metal destekli seramik restorasyonlarda altyapı üretiminde başarıyla kullanılmaktadır (Giordano, 2006; Kupeyan ve ark., 2006; Strub ve ark., 2006; Drago ve Peterson, 2007). Ancak metal blokları frezeleme işlemi sırasında görülen materyal kaybı, freze ekipmanlarının aşınması ve yüksek sertlik nedeniyle işlem süresinin uzaması restorasyonların maliyetini arttırmaktadır (Tara ve ark., 2011; Sun ve Zhang, 2012).

Son yıllarda CAD/CAM sistemlerine Hızlı Prototipleme (HP) adı altında bir yenisi eklenmiştir. İlave üretim teknolojileri olarak tanımlanan bu sistemler metal destekli seramik restorasyonlarda altyapının hazırlanmasında başarıyla kullanılmaktadır (Ersu ve ark., 2008; Uzun, 2008; Azari ve Nikzad, 2009; Van Noort, 2012; Yıldırım ve Bayındır, 2013). HP sistemleri ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzeme ekleme yöntemiyle günümüz milling sistemlerine kıyasla maliyetten büyük ölçüde tasarruf sağlamaktadırlar. Metal altyapıların üretiminde en çok kullanılan HP sistemleri lazer sinterleme teknolojileridir (Yüksel ve Zaimoğlu, 2011; Sun ve Zhang, 2012; Yıldırım ve Bayındır, 2013).

Lazer sinterleme teknolojileri, toz halindeki metali lazer ışınları yardımıyla katman katman birleştirerek üç boyutlu parçaların üretimini gerçekleştiren sistemlerdir. Milling sistemlerle net olarak şekillendirilemeyen komplike geometrik detaylar, lazer sinterleme sistemleriyle daha kolay işlenebilmektedir (Jamieson ve ark., 1995; Liu ve

ark., 2006; Azari ve Nikzad, 2009; Sun ve Zhang, 2012; Van Noort, 2012). Toz partiküllerinin ergime ve birbirleriyle bağlanma mekanizmalarına göre farklı lazer sinterleme sistemleri bulunmaktadır. Seçici Lazer Sinterleme (SLS) prensibi ile çalışan sistemlerde toz halindeki metal bölgesel olarak ergitilirken, Seçici Lazer Ergitme (SLM) prensibi ile çalışan sistemlerde toz halindeki metal tamamen ergitilmektedir. Dolayısı ile iki ayrı sistemle üretilen metal parçalar üzerinde farklı ısı dinamikleri izlenmektedir (Santos ve ark., 2006). Bu bilgiler doğrultusunda metal-seramik restorasyonların marjinal uyum, internal uyum ve porselen bağlantılarının incelendiği çalışmamızda geleneksel yöntemlerle lazer-sinterleme yöntemleri karşılaştırılmıştır.

Ağız içerisindeki sabit protetik restorasyonların uzun dönem klinik başarıları servikal bölgedeki marjinal uyumları ile yakından ilişkilidir. Subgingival olarak yerleştirilen restorasyonlarda, periodontal enfeksiyon ile marjinal uyum arasında son derece önemli bir ilişki olduğu saptanmıştır (Holmes ve ark., 1992; Hummert ve ark., 1992; Sulaiman ve ark., 1997). Marjinal uyumsuzluk arttıkça, dental siman ağız ortamına açılır ve plak birikimiyle birlikte dişeti oluğu sıvısı akışına izin vererek mikrosızıntıya, ikincil çürüklere ve periodontal hastalıklara neden olur (Yeo ve ark., 2003; Bindl ve Mörman, 2005; Kokubo ve ark., 2011).

Restorasyonların başarısı değerlendirilirken marjinal uyum kadar internal uyum da önemli bir kriter olarak görülmektedir. Marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde siman film kalınlığının etkili olduğu ve bu kalınlığın belirtilen değerlerin dışında olmasının internal uyumla beraber marjinal uyumu da etkilediği saptanmıştır (Nakamura ve ark., 2003). Bu nedenle çalışmamızda farklı altyapı teknikleri ile oluşturulan köprü protezlerinde marjinal uyumun yanı sıra internal uyum da karşılaştırılmıştır.

Nawafleh ve ark. (2013), derleme çalışmalarında marjinal uyumun değerlendirilmesi amacıyla yapılan ölçümlerin; testlerin in-vivo veya in-vitro yapılmasına göre, farklı preparasyon tiplerine ve basamak kenarı sonlanma şekillerine göre, ölçüm için kullanılan test yöntemine göre, her bir örnek için yapılan ölçüm sayısına göre, altyapılar üzerine veneer materyali uygulanıp uygulanmamasına göre ve örneklerin simante edilip edilmemesine göre değişkenlik gösterdiğini ve araştırmalar arasındaki tutarsızlıkların, çalışma planlarındaki bu farklılıklardan kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Marjinal uyumun tespiti amacıyla yapılan çalışmalar in-vivo ve in-vitro olarak planlanabilmektedir. In-vivo deneylerde uygulanacak olan restorasyonların bireylerin estetik ve fonksiyonel gereksinimlerine göre farklı geometrilere yapılma zorunluluğu, farklı çevresel faktörlerin olması ve farklı çiğneme dinamiklerinin görülmesi çalışmanın standardize edilmesini zorlaştırmaktadır (Anusavice ve ark., 2007). In-vitro yöntemlerde elde edilen marjinal uyum değerleri, in-vivo yöntemlerle elde edilen değerleri tam olarak yansıtmamakla birlikte klinik uygulamalara rehber olacak bilgiler verebilmektedir (Gemalmaz ve ark., 2001).

In-vitro çalışmalarda kullanılan test yöntemlerinin, klinik şartları mümkün olduğunca taklit etmesi gerekmektedir. Yapılan testlerin sonuçları tekrarlanabilir olmalı, sonucu etkileyecek faktörler bilinmeli, kontrol edilebilmeli ve değişkenliği düşük olmalıdır (Heintze, 2010). Literatürde marjinal uyumun değerlendirildiği birçok çalışmada standardizasyonun sağlanabilmesi ve destek dişlerde meydana gelebilecek aşınmaları engellemek amacıyla metal veya rezin day örnekleri kullanılmıştır (Weaver ve ark., 1991; Syu ve ark., 1993; Pera ve ark., 1994; Cho ve ark., 2004). Bu nedenle çalışmamızda destek diş örneklerinin hazırlanmasında doğal dişlerde standart bir preparasyonun sağlanmasının zor olması sebebiyle CNC torna tezgahında hazırlanan metal diş örnekleri tercih edilmiştir.

Marjinal uyumun değerlendirilmesi ile ilgili kaynaklar incelendiğinde birçok araştırmacı tarafından birçok yöntem geliştirildiği görülmektedir. Kullanılan test yöntemleri arasında çoğunlukla direkt mikroskopik yöntem ve kesit alarak değerlendirme tercih edilmiştir (Abbate ve ark., 1989; Weaver ve ark., 1991; Pera ve ark., 1994; Sulaiman ve ark., 1997; Lin ve ark., 1998; Beschindt ve Strub, 1999; Yeo ve ark., 2003; Wolfart ve ark., 2003; Suarez ve ark., 2003; Albert ve El-Mowafy, 2004).

Direkt mikroskopik yöntem uygulaması kolay, hızlı ve örneklerin zarar görmemesi nedeniyle tekrarlanabilir bir metottur. Ancak bu yöntemde yapılan ölçümlerin hassasiyeti daha düşüktür. Kesit alma yönteminde simante edilen restorasyonlar rezin materyali içerisine gömülürler ve sonrasında kesitlere ayrılırlar. Direkt mikroskopik yöneme göre daha fazla zaman gerektirir ve örnekler bir daha kullanılamaz. Diğer yandan direkt mikroskopik yöneme göre marjinal uyumsuzluk daha net ve standart bir şekilde ortaya konabilmektedir (Sorensen, 1990). Çalışmamızda marjinal uyum ölçümleri, uygulamalar arasındaki farklılıkları ortaya koymak için

altyapı üretimi gerçekleştirildikten sonra, veneer materyali uygulandıktan sonra ve simantasyon işlemi tamamlandıktan sonra aynı referans noktaları üzerinde tekrar edilmiştir. Aynı örneklerin tekrar kullanılması gerektiğinden dolayı marjinal uyumun değerlendirilmesi amacıyla direkt mikroskobik yöntem kullanılmıştır. Simantasyon sonrası marjinal aralık ölçümleri tamamlandıktan sonra internal uyumun değerlendirilmesi amacıyla kesit alma yöntemi kullanılmıştır.

Marjinal aralık ölçümleri için ışık mikroskobu, stereomikroskop ve dijital mikroskop kullanılabilir. Fakat bu cihazlar kullanıldığı takdirde restorasyonların bitim sınırlarının net olması gerekmektedir. Ölçüm noktaları iyice belirlenmeli ve aynı düzlem üzerinde yer almalıdır (Sorensen, 1990). Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde, marjinal aralık ölçümlerinde bazı araştırmacılar ışık mikroskobu yerine taramalı elektron mikroskobu (Ural, 2006), bazıları stereomikroskop (Pera ve ark., 1994; Çınar, 2001; Çömlekoğlu ve ark., 2009), bazıları dijital mikroskop (Abbate ve ark., 1989; Suarez ve ark., 2003) kullanmayı tercih etmişlerdir. Taramalı elektron mikroskobu ve ışık mikroskobu tekniklerinin verdiği sonuçların doğrulukları arasında anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiştir (Groten ve ark., 1997). Işık mikroskopları ve stereomikroskopların bağlı oldukları bilgisayar ortamındaki yazılımlar sayesinde eş zamanlı olarak standart sapma, minimum ve maksimum değerlerin gözlemlenebiliyor olması nedeniyle standardizasyonun sağlanmasında katkısının olduğu bildirilmiştir (Çömlekoğlu ve ark., 2009). Çalışmamızda da hem pratik olarak uygulanabilirliği hem de bilgisayar ortamındaki ölçüm yazılımının sağladığı avantajlar nedeniyle marjinal aralık ölçümünde stereomikroskop kullanılmıştır.

Marjinal uyum çalışmalarında araştırmacıları çelişkide bırakan konulardan biri de ölçüm yerleri ve yapılan ölçümlerin sayısıdır. Bu konuda yapılan çalışmalar arasında literatürde ortaya konmuş herhangi bir standardizasyon bulunmamaktadır (Abbate ve ark., 1989; Weaver ve ark., 1991; Sulaiman ve ark., 1997; Beschindt ve Strub, 1999; Wolfart ve ark., 2003). Groten ve ark. (2000), marjinal uyumun değerlendirilmesinde ölçüm yapılacak nokta sayısının arttırılmasının standart sapma değerlerini azaltacağını ve sonuçların klinik açıdan daha güvenilir olacağını belirtmişlerdir. Çalışmalarında 50 nokta üzerinde yapılan ölçümün ideal olduğunu, yapılması gereken minimum ölçüm sayısının ise 20-25 civarında olması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu doğrultuda çalışmamızda marjinal uyumun değerlendirilmesi amacıyla dayanak dişlerin çevresi

boyunca altyapı eldesi sonrası, porselen uygulaması sonrası ve simantasyon işlemi sonrası aynı referans noktaları üzerinde 60'ar ölçüm, internal uyumun değerlendirilmesi amacıyla her bir dayanak dişte 30'ar ölçüm yapılmış ve sonuçların istatistiksel değerlendirilmesinde standart sapmaların düşürülmesi amaçlanmıştır.

Metal altyapılar veneerleme işlemi öncesinde oksidasyon fırınlanması, veneerleme işlemi sırasında da sırasıyla opak fırınlanması, dentin porseleni fırınlanması, mine porseleni fırınlanması ve glazür işlemi gibi bir çok ısı işleminden geçmektedirler (Ünsal ve Üşümez, 2010). Isıl işlemlere bağlı olarak metal ve porselen yapısında meydana gelen distorsiyonlar sonucu restorasyonların uyumlarında değişiklikler meydana gelmektedir (Buchanan ve ark., 1981; Campbell ve ark., 1995; Gemalmaz ve Alkumru, 1995; Petteno ve ark. 2000; Fonseca ve ark., 2003; Shiratsuchi ve ark., 2006; Tao ve ark., 2006; Quante ve ark., 2008; Shokry ve ark., 2010). Bununla beraber simantasyon sonrası marjinal uyumsuzluk miktarının arttığı bilinen bir gerçektir (Beschindt ve Strub, 1999; Quintas ve ark., 2004). Literatürdeki birçok çalışmada simantasyon sonrasında marjinal aralık değerlerinin simantasyon öncesi değerlere göre farklılık gösterdiği bildirilmiştir (Hung ve ark., 1990; White ve Kipnis, 1993; White ve ark., 1995; Wolfart ve ark., 2003; Stappert ve ark., 2004; Suarez ve ark., 2005; Okutan ve ark., 2006). Dolayısı ile metal altyapıların destek dişlerle olan uyumu sabit bir şekilde kalmamaktadır. Çalışmamızda metal altyapı hazırlandıktan sonra uygulanan işlemlerin marjinal uyum üzerindeki etkisini incelemek amacıyla altyapı eldesi sonrası, porselen uygulaması sonrası ve simantasyon işlemi sonrasında aynı referans noktaları üzerinde marjinal aralık ölçümleri tekrar edilmiştir.

Teorik olarak yapıştırıcı simanın kalınlığının ADA (American Dental Association) Spesifikasyon No:8'e göre tip I siman (küçük partikül boyutlu) kullanımında maksimum film kalınlığının 25 µm, tip II siman (orta büyüklükte partikül boyutlu) kullanımında ise maksimum film kalınlığının 40 µm olması gerektiği bildirilmiştir (ADA, 1978). Siman film kalınlığının 20-40 µm arasında olması gerektiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (Levine, 1989; White ve Yu, 1992). ADA Spesifikasyon No:8 doğrultusunda çalışmamızda CAD/CAM sistemleriyle üretilen altyapı örneklerinde siman aralığı bilgisayar tasarımı aşamasında 20 µm olarak belirlenmiştir. Döküm yöntemi ile üretilen metal altyapılarda ise altyapının modelajı öncesinde alçı modellerde dayanak dişlere 10 µm kalınlığında die-spacer iki kat halinde

sürülerek siman aralığı tüm örneklerde standardize edilmeye çalışılmıştır. Ayrıca simantasyon işleminin standardizasyonu amacıyla tüm örnekler dinamometre standında 100 N'lık sabit kuvvet altında simante edilmiştir. Kesit alma işlemi sırasında görülen mekanik travmanın etkisiyle restorasyon ve metal day örnekleri arasında desimantasyon gerçekleşme ihtimalini en az indirmek amacıyla çalışmamızda self adeziv rezin siman materyali kullanılmıştır. Literatürde metal destekli seramik restorasyonların simantasyonunda rezin simanların rutin olarak kullanıldığı bildirilmiştir (Caeg ve ark., 1990; Kern ve Thompson, 1995; Yoshida ve Atsuta, 1997).

Metal destekli seramik restorasyonlar üzerinde yapılan marjinal uyum çalışmaları incelendiğinde, marjinal aralık ölçümlerin genellikle tek üyeli restorasyonlarda yapıldığı görülmektedir (Valderrama ve ark., 1995; Ural, 2006; Quante ve ark., 2008; Castillo-Oyagüe ve ark., 2012a; Çetinkaya, 2013, Huang ve ark., 2014; Tandon ve ark., 2014). Bununla beraber çok üyeli metal destekli seramik restorasyonların marjinal uyumunu değerlendiren çalışmalar da mevcuttur (Wettstein ve ark., 2008; Gonzalo ve ark., 2009; Kahramanoğlu, 2010; Örtörp ve ark., 2011; Castillo-Oyagüe ve ark., 2012b; Çavdarlı, 2013; Varol, 2014; Bayramoğlu ve ark., 2015). Ancak bu çalışmaların arasında bağlantı bölgesi ile diğer aksiyel bölgeler arasında marjinal uyumsuzluk bakımından herhangi bir farklılık oluşup oluşmadığını inceleyen çalışmalar oldukça sınırlıdır (Wettstein ve ark., 2008; Kahramanoğlu, 2010; Çavdarlı, 2013). Isıl işlemler sonrası soğumayı takiben gövde-dayanak bağlantı bölgesinde daha fazla marjinal uyumsuzluk meydana gelebileceği düşünülerek çalışmamızda üç üyeli restorasyonlar kullanılmış olup bağlantı bölgesi ve diğer aksiyel bölgelerde yapılan marjinal aralık ölçümleri arasındaki farklılıklar da incelenmiştir. Çalışmamızın bu anlamda literatüre katkıda bulunacağı düşünülmektedir.

Metal destekli seramik restorasyonlarda metal ile porselen arasındaki bağlantının kalitesi de restorasyonun dayanıklılığını ve klinik ömrünü etkileyen faktörler arasında yer almaktadır (Korkmaz ve Asar, 2009). Bu bağlantının belirlenmesinde rol oynayan temel faktör metal ile porselen materyali arasındaki kimyasal bağlantıdır (Naylor, 2009). Bununla birlikte altyapıya uygulanan pürüzlendirme işlemlerinin metal ile porselen arasındaki kimyasal bağlantıyı geliştirdiği ve mikro-mekanik bir tutuculuk sağladığı bilinmektedir (Ünsal ve Üşümez, 2010; Anusavice ve ark., 2012). Lazer sinterleme sistemleri ile üretilen metal altyapılarda

diğer yöntemlere göre genel olarak daha pürüzlü bir yüzey morfolojisi görülmektedir (Castillo-Oyagüe ve ark.,2012c). Bu nedenle çalışmamızda lazer sinterleme sistemleri ile üretilen metal altyapılarda porselen bağlantı kuvvetinin diğer yöntemlere göre farklılık gösterip göstermediği araştırılmıştır.

Bağlantı kuvvetinin ölçülebilmesi için seramiğin koheziv kuvvetinin, metal seramik ara yüzündeki bağlantı kuvvetinden daha fazla olması gerekmektedir. Ayrıca test yöntemlerinde standardizasyon sağlanmalı ve deneysel değişkenlerin sayısı en aza indirgenmelidir (Hammad ve Talic, 1996). Literatürde bağlantı dayanıklılığını ölçmek için çeşitli mekanik test yöntemleri tanımlanmıştır. Bunlar makaslama testleri (Kümbüloğlu, 2003; Kim ve Cho, 2009), gerilim testleri (Hammad ve Talick, 1996; Kümbüloğlu, 2003), makaslama ve gerilim kombinasyonu (Hammad ve Talick, 1996; Kümbüloğlu, 2003), eğme testleri (Hammad ve Talick, 1996; Chung ve ark., 2002; Özcan ve Uysal, 2005; Troia ve ark., 2008; Lin ve ark., 2010) ve burma testi (Hammad ve Talick, 1996) olarak sınıflandırılabilir. Bununla beraber, metal porselen bağlantısını kesin olarak ölçen bir test yönteminin bulunmadığı bildirilmiştir (Sadeq ve ark., 2003). Papazoğlu ve ark. (1996), kullanılan test yöntemine göre birbirleriyle karşılaştırılması mümkün olmayan farklı sonuçların elde edildiğini bildirmişlerdir.

Della Bona ve Van Noort (1995), metal seramik bağlantısının çeşitli test yöntemleri ile ölçülmesi hakkında yaptıkları çalışmada, makaslama testlerinde kopmanın seramik içinde koheziv olarak gerçekleştiğini, ara yüzde adeziv kopmanın daha düşük oranda gerçekleştiğini ve bu nedenle makaslama testlerinin bağlantının ölçülmesi açısından güvenilir olamayacağını bildirmişlerdir. Bunun sebebi olarak da makaslama testlerinde kuvvetin yapı içerisinde homojen olarak dağılmamasını göstermişlerdir. Eğme testlerinde ise kopmanın çoğunlukla metal-seramik ara yüzünde adeziv olarak gerçekleştiği belirtilmiştir. Anusavice ve ark. (1980), sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmada, metal porselen bağlantısını ölçen birçok test arasında en uygun yöntemin 3-nokta eğme testi olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca ISO (International Organization for Standardization), metal ile porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığını ölçmek için 3-nokta eğme bağlantı testini önermektedir (ISO 9693-1:2012). Bu nedenle çalışmamızda metal porselen bağlantı kuvvetinin değerlendirilmesi amacıyla tüm örnekler ISO standartlarına göre hazırlanmış ve test yöntemi olarak 3-nokta eğme bağlantı testi kullanılmıştır.

Günümüzde soy metal alaşımlarının giderek artan maliyetleri nedeniyle metal destekli seramik restorasyonlarda genellikle baz metal alaşımları kullanılmaktadır. Baz metal alaşımları nikel-krom (Ni-Cr) ve kobalt-krom (Co-Cr) olmak üzere iki ana grupta toplanabilir (Roberts ve ark., 2009). Nikel alaşımlarının kıymetli alaşımlara göre daha sert olması ve çekme dayanıklılıklarının yüksek olması, daha ince restorasyonlar hazırlanabilmesini ve uzun köprülerde de kullanılabilmelerini sağlar (Craig ve Powers, 2002; Wataha, 2002). Ancak nikel alaşımlarının bazı bireylerde alerjik reaksiyona neden olabileceği bildirilmiştir (Wataha, 2002; O'Brien, 2008; Naylor, 2009, Anusavice ve ark., 2012). Nikel alaşımlarına karşı hassasiyeti olan bireylerde kobalt-krom alaşımlarının en iyi seçenek olduğu belirtilmektedir (Wataha, 2002; Wataha ve Messer, 2004; Roberts ve ark., 2009). Bu nedenle çalışmamızda marjinal uyumun, internal uyumun ve porselen bağlantısının değerlendirilmesi amacıyla tüm örneklerde kobalt-krom alaşımı tercih edilmiştir.

Çalışmamızda altyapı eldesi sonrası, porselen uygulaması sonrası ve simantasyon sonrası yapılan marjinal aralık ölçümleri dış bölgelerine göre değerlendirildiğinde, her üç uygulama sonrasında da tüm yöntem gruplarında bağlantı bölgesi ile diğer aksiyel bölgeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuş ($p<0,05$), her bir yöntem grubunda en yüksek ortalama marjinal aralık değerleri bağlantı bölgesinde görülmüştür. Bilindiği üzere çok üyeli restorasyonlarda gövde kısmında dayanak dişlere göre daha fazla metal ve porselen kütlesi bulunmaktadır. Bu nedenle metal altyapıların üretim aşamasında, veneerleme işlemi öncesinde ve veneerleme işlemi sırasında uygulanan ısıl işlemler sonucu soğuma sonrasında bağlantı bölgesinde daha fazla büzülme meydana gelebileceği ve bunun bir sonucu olarak da marjinal uyumsuzluk miktarının artabileceği düşünülmektedir. Literatürde metal destekli seramik restorasyonların marjinal uyumu konusunda yapılan çalışmalar incelendiğinde, bağlantı bölgesinde elde ettiğimiz sonuçları karşılaştırabileceğimiz sınırlı sayıda çalışma bulunmuştur.

Wettstein ve ark. (2008), 25 hasta üzerinde uyguladıkları 32 adet (16 zirkonyum altyapılı, 16 metal altyapılı) çok üyeli sabit restorasyonun uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, gövdeye yakın bölgedeki marjinal aralık değerlerinin diğer bölgelerde elde edilen marjinal aralık değerlerine göre daha yüksek olduğunu gözlemlemişlerdir.

Çavdarlı (2013), farklı yöntemlerle üretilen çok üyeli metal destekli seramik restorasyonların marjinal uyumunu in-vitro olarak değerlendirdiği çalışmada, altyapı sonrası ve porselen uygulaması sonrası dayanak dişlerin aksiyel bölgeleri arasında marjinal uyumsuzluk bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuştur. Ancak bağlantı bölgesinde elde ettiği sonuçlar, kullanılan altyapı yöntemlerine ve dayanak dişlere göre farklılık göstermekle beraber birçok grupta bağlantı bölgesinde daha düşük marjinal aralık değerleri gözlemlemiştir.

Kahramanoğlu (2010), implant üstü sabit protezlerde kullanılan farklı abutment çeşitlerinin altyapının internal ve marjinal uyumuna olan etkisini in-vitro olarak değerlendirdiği çalışmada, üç üyeli restorasyonlarda gövdeye yakın bölgelerde daha fazla marjinal ve internal açıklık olduğunu, bunun nedeninin üretim aşamasında meydana gelen boyutsal değişimlerden kaynaklanabileceğini bildirmiştir. Bizim çalışmamızda da benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Diğer yandan çalışmamızda kullandığımız metal altyapı yöntemleri arasında altyapı üretimi sırasında ısıl işlem uygulanmayan tek yöntem milling yöntemi olmasına rağmen, milling yöntemi ile üretilen metal altyapılarda da bağlantı bölgesinde elde edilen marjinal aralık değerlerinin diğer bölgelere göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Milling sistemlerle komplike geometrik detayların şekillendirilmesinin daha zor olduğu literatürdeki çalışmalarda bildirilmiştir (Jamieson ve ark., 1995; Liu ve ark., 2006; Azari ve Nikzad, 2009; Sun ve Zhang, 2012; Van Noort, 2012). Milling yöntemi ile üretilen metal altyapılarda bağlantı bölgesinde diğer bölgelere göre daha yüksek marjinal aralık değerleri gözlenmesinin nedeni olarak, gövde-dayanak bağlantı alanının daha komplike geometrik detaylar içermesi ve milling ünitesinin bu bölgeyi şekillendirirken hassasiyetinin azaldığı düşünülmektedir.

Elde edilen marjinal aralık verileri genel olarak değerlendirildiğinde çalışmamızda tüm yöntem gruplarında altyapı eldesi sonrası, porselen uygulaması sonrası ve simantasyon işlemi sonrası yapılan marjinal aralık ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Her bir yöntem grubunda en düşük ortalama marjinal aralık değerleri altyapı elde edildikten sonra, en yüksek ortalama marjinal aralık değerleri ise simantasyon işlemi sonrasında gözlenmiştir. Altyapı üretiminden sonra tüm örneklerde porselen uygulaması ve simantasyon işlemi sonrası ortalama marjinal aralık değerlerinde artış görülmüştür. Literatürdeki birçok

çalışmada porselen fırınlamaları sonrasında ve simantasyon işlemi sonrasında marjinal aralık değerlerinin arttığı gözlenmiş, çalışmamızda elde edilen sonuçlara benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Bridger ve Nicholls (1981), porselen fırınlamaları sonrası metal-seramik restorasyonlarda görülen distorsiyon oranını inceledikleri in-vitro çalışmalarında, en fazla boyutsal değişimin oksidasyon ve glaze fırınlamaları sonrasında görüldüğünü bildirmişlerdir.

Campbell ve ark. (1995), farklı fırınlama döngülerinin ve yüzey bitim işlemlerinin metal altyapıların distorsiyonu üzerindeki etkisini inceledikleri in-vitro çalışmalarında, fırınlamaların marjinal aralıkta artışa neden olduğu ve en fazla artışın oksidasyon fırınlaması sonrasında görüldüğü bildirilmiştir.

Gemalmaz ve ark. (1995), porselen fırınlamaları sonrası değerli alaşım ve değersiz alaşım kullanılarak üretilen metal-seramik kuronların marjinal uyumdaki değişimleri inceledikleri in-vitro çalışmalarında, porselen fırınlamaları tamamlandıktan sonra marjinal aralık değerinin arttığını ve en fazla değişimin oksidasyon fırınlaması sonrasında görüldüğünü bildirmişlerdir.

Petteno ve ark. (2000), üç farklı metal seramik sisteminde marjinal uyumu değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında, tüm gruplarda marjinal aralık değerlerinde artış gözlendiğini ancak final marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dahilinde olduğunu bildirmişlerdir.

Shiratsuchi ve ark. (2006), farklı basamak kenarı sonlanma şekillerinin metal seramik restorasyonlarda marjinal uyum üzerine etkisini inceledikleri in-vitro çalışmalarında, porselen fırınlamaları sonrası marjinal uyumsuzluk miktarının arttığını ve tüm örneklerde görülen marjinal uyumsuzluğun klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dahilinde olduğunu bildirmişlerdir.

Shokry ve ark. (2010), metal alaşımı seçiminin ve porselen fırınlamalarının titanyum altyapılı metal seramik restorasyonlarda marjinal uyum üzerine etkisini inceledikleri in-vitro çalışmalarında, porselen fırınlamaları ve marjinal uyumsuzluk arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu ($p<0,001$), tüm çalışma gruplarında opak porseleni fırınlamasının marjinal aralık değerlerinde artışa neden olduğunu bildirmişlerdir.

Bununla beraber birçok çalışmada da simantasyon sonrasında marjinal aralık değerlerinin önemli ölçüde arttığı bildirilmiştir (Hamaguchi ve ark., 1982; White ve ark., 1995; Sutherland ve ark., 1996; Keith ve ark., 1999; Wolfart ve ark., 2003; Quintas ve ark., 2004; Stappert ve ark., 2004; Stappert ve ark., 2005; Suarez ve ark., 2005; Okutan ve ark., 2006; Good ve ark., 2009).

Literatürde marjinal uyum ile ilgili kaynaklar incelendiğinde 120 µm üzerindeki marjinal açıklığın klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmadığı bildirilmiştir (McLean ve Von Fraunhofer, 1971; Alkumru ve ark., 1988; Holmes ve ark., 1989; Abbate ve ark., 1989; Boyle ve ark., 1993; Suarez ve ark., 2003; Goldin ve ark., 2005; Conrad ve ark., 2007). McLean ve Von Fraunhofer (1971), çalışmalarında klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerinin 40-120 µm arasında olduğunu, 80 µm ve altındaki değerlerin klinik olarak gözlenmesinin pek mümkün olmadığını bildirmişlerdir. Bununla beraber 200 µm'lik bir açıklığın restorasyonların uyumu açısından normal bir değer olduğunu savunan araştırmacılar da bulunmaktadır (Björn ve ark., 1970; Hunter ve Hunter, 1990; Tinschert ve ark., 2001). Wolfart ve ark. (2003), marjinal uyum ile ilgili yapılan çalışmalarda elde edilen değerlerin 28-160 µm arasında değiştiğini bildirmişleridir. Christensen (1971), klinik olarak gözlemlenebilen marjinal aralık değerlerinin subgingival restorasyonlarda 34-119 µm arasında, supragingival restorasyonlarda ise 2-51 µm arasında olduğunu bildirmiştir. Çalışmamızda simantasyon sonrası elde edilen final ortalama marjinal aralık değerleri döküm yönteminde 112,07±2,64 µm, milling yönteminde 90,67±2,91 µm, DMLS yönteminde 78,63±1,72 µm, LaserCusing® yönteminde 70,72±2,67 µm olarak kaydedilmiştir. Elde ettiğimiz sonuçlara göre tüm yöntem gruplarında simantasyon sonrası ölçülen ortalama marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırların içerisinde olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre altyapı sonrası, porselen uygulaması sonrası ve simantasyon işlemi sonrası yapılan marjinal aralık ölçümlerinin ortalamaları değerlendirildiğinde, LaserCusing® yöntemi ile üretilen restorasyonlarda diğer yöntem gruplarına göre daha düşük değerler (Altyapı: 41,69±2,69 µm; Porselen: 51,11±2,76 µm; Simantasyon: 70,72±2,67 µm) gözlenmiştir. Bu sonuçları diğer bir lazer sinterleme sistemi olan DMLS yöntemi (Altyapı: 49,44±1,50 µm; Porselen: 58,52±1,60 µm; Simantasyon: 78,63±1,72 µm) takip etmiştir. İnternal aralık ölçümlerinin ortalamaları

değerlendirildiğinde, marjinal aralık ölçümlerinde elde edilen sonuçları desteklediği görülmektedir. Tüm yöntem grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). En düşük ortalama internal aralık değerleri LaserCusing® yöntemi ($54,01\pm 1,22 \mu\text{m}$) ve DMLS yöntemi ($62,09\pm 1,34 \mu\text{m}$) ile üretilen restorasyonlarda kaydedilmiştir. Her iki lazer sinterleme yöntemi de marjinal uyum ve internal uyum açısından milling yöntemi ve geleneksel döküm yöntemine göre daha başarılı bulunmuştur. Literatürde lazer sinterleme yöntemlerinin, geleneksel döküm yöntemi ve milling yöntemi ile marjinal uyum ve internal uyum açısından karşılaştırıldığı çalışmalar incelendiğinde, çalışmamızda elde edilen sonuçlara benzer sonuçların elde edildiği görülmektedir.

Örtörp ve ark. (2011), geleneksel döküm yöntemi, mum bloktan kazıma yöntemi, milling yöntemi ve DMLS yöntemi ile üretilen üç üyeli kobalt-krom restorasyonların uyumlarını inceledikleri in-vitro çalışmalarında, en iyi uyum değerinin ($84\pm 60 \mu\text{m}$) DMLS yöntemi ile üretilen restorasyonlarda görüldüğünü bildirmişlerdir. Çalışmalarında kullandıkları mum bloktan kazıma yöntemi; alçı modellerin tarayıcı ile tarandıktan sonra bilgisayar ortamında tasarlanan altyapıların milling ünitesinde mum materyal kullanılarak üretilmesi ve sonrasında da kayıp mum tekniği ile dökümlerinin gerçekleştirilmesi şeklindedir.

Castillo-Oyagüe ve ark. (2012a), geçici ve daimi olarak simante edilen lazer sinterleme ve döküm yöntemi üretilen implant üstü kuron altyapılarda vertikal marjinal uyumsuzluğu değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında, daimi ve geçici simanların kullanıldığı tüm gruplarda en düşük marjinal aralık değerlerinin lazer sinterleme ile üretilen altyapılarda gözlemlendiğini belirtmişlerdir.

Castillo-Oyagüe ve ark. (2012b), geleneksel döküm yöntemi ve DMLS yöntemi ile üretilen implant üstü üç üyeli sabit restorasyonlarda marjinal uyumsuzluğu değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında, kullanılan tüm siman gruplarında en iyi marjinal uyumun DMLS yöntemi ile üretilen restorasyonlarda gözlemlendiğini bildirmişlerdir.

Çetinkaya (2013), geleneksel döküm yöntemi, hızlı prototipleme yöntemi ve LaserCusing® yöntemi ile üretilen metal altyapıların marjinal uyumlarını değerlendirdiği in-vitro çalışmasında, en düşük ortalama marjinal aralık değerlerini ($51,78\pm 31,90 \mu\text{m}$) LaserCusing® yöntemi ile üretilen altyapılarda gözlemlemiştir. Çalışmasında LaserCusing® yöntemi dışında kullandıkları hızlı prototipleme yöntemi;

alçı modellerin tarayıcı ile tarandıktan sonra bilgisayar ortamında tasarlanan altyapıların 3D yazıcı ile üretilmesi ve sonrasında da kayıp mum tekniği ile dökümlerinin gerçekleştirilmesi şeklindedir. Hızlı prototipleme ile üretilen altyapılarda elde edilen ortalama marjinal aralık değerinin ($69,64 \pm 36,56 \mu\text{m}$) geleneksel döküm yöntemi ile üretilen altyapılarda elde edilen ortalama marjinal aralık değerine ($80,39 \pm 49,15 \mu\text{m}$) göre daha düşük olduğunu bildirmiştir.

Çavdarlı (2013), geleneksel döküm yöntemi, indüksiyon döküm yöntemi, milling yöntemi ve lazer sinterleme ile üretilen üç ve dört üyeli metal seramik restorasyonlarda marjinal uyumu değerlendirdiği in-vitro çalışmasında, tüm yöntem grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğunu ($p < 0,05$) ve metal altyapıda kaydedilen marjinal aralık ölçümlerinde en düşük ortalama değer ($56,63 \pm 0,86 \mu\text{m}$) lazer sinterleme grubunda gözlendiğini bildirmiştir. Ayrıca milling yöntemi ile üretilen restorasyonlarda altyapıda elde edilen değerlerin ($71,19 \pm 0,67 \mu\text{m}$), indüksiyon ve geleneksel döküm yöntemleri ile üretilen restorasyonlarda altyapıda elde edilen değerlere (İndüksiyon: $82,46 \pm 1,35$; Geleneksel; $154,77 \pm 1,48 \mu\text{m}$) göre daha düşük olduğunu belirtmiştir.

Harish ve ark. (2014), mum bloktan kazıma yöntemi ve DMLS yöntemi ile üretilen metal altyapıların marjinal ve internal uyumunu değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında en düşük ortalama uyum değerlerinin (Marjinal: $102,15 \pm 17,27 \mu\text{m}$; İnternal $107,60 \pm 10,98 \mu\text{m}$) DMLS yöntemi ile üretilen restorasyonlarda gözlendiğini bildirmişlerdir.

Zeng ve ark. (2015), tekrarlanan fırınlama işlemlerin SLM yöntemi ile üretilen Co-Cr altyapılar üzerinde marjinal uyuma olan etkisini inceledikleri in-vitro çalışmalarında, tüm fırınlama periyodlarında SLM yöntemi ile üretilen altyapılarda daha düşük marjinal aralık değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir.

Pompa ve ark. (2015), geleneksel döküm yöntemi (Ni-Cr), milling yöntemi (Y-TZP) ve SLM yöntemi (Co-Cr) ile üretilen dört üyeli altyapıların marjinal uyumunu inceledikleri in-vitro çalışmalarında, en iyi marjinal uyumun SLM yöntemi ile üretilen altyapılarda gözlendiğini bildirmişlerdir.

Diğer yandan Uçar ve ark. (2009), geleneksel döküm yöntemi ve lazer-sinterleme ile üretilen metal altyapıların internal uyumunu değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında, lazer sinterleme ile üretilen altyapılarda elde edilen internal aralık

değerleri (Co-Cr: 62,60±21,60 µm) ile döküm yöntemi ile üretilen altyapılarda elde edilen internal aralık değerleri arasında (Ni-Cr: 58,20±19,9 µm; Co-Cr: 50,60±25,10 µm) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını (p>0,05) bildirmiştir.

DMLS ve LaserCusing® yöntemleri ile ±20-50 µm düzeyinde metal tozlarının birleşimi sağlanabilmektedir (Kumar ve Kruth, 2008; Sinirlioğlu, 2009; Chua ve ark., 2010; Zaeh ve Branner, 2010; Castillo-Oyagüe ve ark., 2012a). Çalışmamızda kullandığımız 5-eksenli dental milling ünitesi ise ±12 µm frezeleme hassasiyeti ile çalışmaktadır (Beuer ve ark., 2014). Ancak metal alaşımlarını frezeleme işlemi sırasında görülen aşınmaya bağlı olarak frez çapında meydana gelen azalmalar da hesaba katılmalıdır (Beuer ve ark., 2008). Ayrıca lazer sinterleme sistemlerinin milling sistemlere göre üretilcek yapı üzerindeki detayların şekillendirilmesi konusunda daha başarılı oldukları bildirilmiştir (Jamieson ve ark., 1995; Liu ve ark., 2006; Azari ve Nikzad, 2009; Sun ve Zhang, 2012; Van Noort, 2012). Döküm yönteminde ise birbirine bağımlı birçok aşama olması ve her aşamada teknisyen faktörünün ön plana çıkması, standart bir hassasiyet elde edilmesini mümkün kılmamaktadır (Willer ve ark., 1998; Strub ve ark., 2006; Anusavice ve ark., 2012; Yıldırım ve Bayındır, 2013).

Protetik diş tedavisi literatüründe iki farklı lazer sinterleme yönteminin karşılaştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda DMLS ve LaserCusing® yöntemleri arasında marjinal ve internal uyum açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuş (p<0,05), LaserCusing® yöntemi ile üretilen restorasyonlarda DMLS yöntemi ile üretilen restorasyonlara göre daha düşük marjinal ve internal aralık değerleri gözlenmiştir. DMLS yöntemi metal tozları üzerinde bölgesel ergime sağlarken, LaserCusing® yöntemi metal tozları üzerinde tam ergime sağlamaktadır (Chua ve ark., 2010). Bununla beraber DMLS yöntemine göre çalışan EOSINT M 270 makinesinde 200 W gücünde ytterbium-fiber lazer kullanılırken (Manfredi ve ark., 2013), LaserCusing® yöntemine göre çalışan Mlab Cusing makinesinde 100 W gücünde hava soğutmalı fiber lazer kullanılmaktadır (Sinirlioğlu, 2009). Ayrıca yeni bir teknoloji olan LaserCusing® yönteminde “adalar prensibi” olarak tanımlanan farklı bir lazer tarama sistemi bulunmaktadır (Chua ve ark., 2010; Zaeh ve Branner, 2010; Bechman, 2014). EOSINT M 270 DMLS makinasında kullanılan lazer tarama sisteminde lazer ışını doğrusal olarak hareket eder. LaserCusing® yöntemine göre çalışan Mlab Cusing makinasında ise adalar prensibi doğrultusunda lazer ışını aynı

anda farklı bölgelere odaklanır. Dolayısı ile LaserCusing® yönteminde birinci lazer dalgası ile ikinci lazer dalgası arasında her bölgede eşit soğuma sağlanmaktadır. DMLS yönteminde ise lazer ışının ilk temas ettiği nokta en erken soğurken son temas ettiği nokta en geç soğumaktadır. Bundan dolayı adalar prensibine göre çalışan LaserCusing® yöntemi ile üretilen materyallerde daha az termal gerilim gözlemlendiği öne sürülmektedir (Zaeh ve Branner, 2010). Çalışmamızda DMLS ve LaserCusing® yöntemleri arasında marjinal ve internal uyum açısından farklılık bulunmasının nedeninin, yöntemler arasında ergime döngüsünde, kullanılan lazer çeşitlerinde ve lazer tarama stratejilerinde görülen farklılıklar olduğu düşünülmektedir.

Tüm yöntem gruplarında elde edilen ortalama internal aralık değerleri incelendiğinde, 1978 yılında yayımlanan ADA Spesifikasyon No:8'de belirtilen değerlerin (Maksimum film kalınlığı; Tip I siman: 25 µm, Tip II siman: 40 µm) üstünde olduğu görülmektedir. Bu değerlere en yakın ortalama internal aralık değeri LaserCusing® yöntemi ile üretilen restorasyonlarda elde edilmiştir. Ancak literatürde internal uyum ile ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde, birçok çalışmada ADA Spesifikasyon No:8'de belirtilen değerlere ulaşamadığı görülmektedir (Nakamura ve ark., 2003; Kokubo ve ark., 2005; Ural, 2006; Korkut, 2007; Lee ve ark., 2008; Kahramanoğlu, 2010; Beyari, 2014; Harish ve ark., 2014; Varol, 2014). Ayrıca Hickel ve ark. (1997), siman aralığının bilimsel olarak ne kadar olması gerektiği konusunda kesin bir kanıtın ortaya konmadığını fakat geleneksel simantasyon prensipleri doğrultusunda 50-100 µm'lik siman aralığının gerekli olduğunu bildirmişleridir. Çalışmamızda tüm yöntem gruplarında elde edilen ortalama internal aralık değerlerinin 100 µm'nin altında olduğu gözlenmiştir.

Çalışmamızda metal altyapılara uygulanan 3-nokta eğme testi sonucu elde edilen porselen bağlantı kuvveti değerleri incelendiğinde; sadece döküm yöntemi ve LaserCusing® yöntemi arasında (Döküm:38,08±3,82 MPa; LaserCusing®: 41,24±3,75 MPa) istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuş ($p<0,05$), milling yöntemi ve DMLS yöntemi ile (Milling:39,29±3,51 MPa; DMLS: 40,73±3,58 MPa) diğer yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Metal ile porselen arasındaki bağlantıyı sağlayan temel mekanizmanın, metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasının porselen tabakasına difüze olmasıyla meydana gelen kimyasal bağlantı olduğu bilinmektedir (Naylor, 2009; Anusavice ve ark., 2012;

Sakaguchi ve Powers, 2012). Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasının, kullanılan alaşım sisteminin elemental içeriği ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (Anusavice ve ark., 2012). Joias ve ark. (2008), farklı elemental içeriğe sahip alaşımların seramik materyaline olan bağlantısını makaslama testi kullanılarak in-vitro çalışmada, metal-seramik bağlantısının kullanılan metal alaşıma bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda lazer sinterleme yöntemlerinde kullanılan Co-Cr metal tozları, milling yönteminde kullanılan Co-Cr metal blok ve döküm yönteminde kullanılan Co-Cr metal çekirdeklerin elemental içeriği büyük oranda aynıdır. Bu nedenle çalışmamızda elde edilen ortalama porselen bağlantı değerlerinin birbirine yakın olmasının ve milling ile DMLS yöntemlerinin diğer yöntemlerle aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemesinin ($p>0,05$) sebebinin, kullanılan Co-Cr alaşımların elemental içeriklerinin büyük ölçüde benzerlik göstermesi olarak düşünülmektedir.

Metal ve porselen tabakalarının birbirine mikro-mekanik olarak kilitlenmesi, kimyasal bağlantıya katkıda bulunarak metal-porselen bağlantısını geliştirmektedir (Naylor, 2009; Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012). Castillo-Oyagüe ve ark. (2012c), yüzey işlemlerinin döküm yöntemi ve DMLS yöntemi ile üretilen metal altyapıların yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini in-vitro çalışmada, oksidasyon ve opak porseleni uygulanan grup hariç diğer tüm çalışma gruplarında DMLS yöntemi ile üretilen metal altyapılarda daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri elde edildiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda kumlama ve oksidasyon işlemleri öncesinde elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde, lazer sinterleme sistemleri ile üretilen altyapılarda diğer yöntemlerle üretilen altyapılara göre daha pürüzlü bir yüzey morfolojisi görülmektedir. Kumlama ve oksidasyon işlemleri sonrasında elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde ise yüzey yapısının değiştiği ve birbirine benzer karakteristikte oldukları gözlenmiştir. Bununla beraber döküm yöntemi ile üretilen altyapıda, diğer yöntemlerle üretilen altyapılara göre yüzeydeki girinti ve çıkıntıların derinliği bakımından biraz daha düzgün bir yüzey yapısı izlenmektedir. Döküm yönteminde elde edilen ortalama porselen bağlantı değerleri ile LaserCusing® yönteminde elde edilen ortalama porselen bağlantı değerlerinin arasında anlamlı fark görülmesinin ($p<0,05$) nedeninin, yüzey yapısında izlenen bu farklılık olduğu düşünülmektedir.

Literatürde lazer sinterleme ile üretilen metal altyapıların porselen bağlantısını değerlendiren çalışmalar incelendiğinde, tamamen aynı sonuçlar elde edilmese de bazı bulguların çalışmamızda elde edilen sonuçlarla paralellik gösterdiği görülmektedir.

Serra-Prat ve ark. (2014), termal devirlendirme öncesinde ve sonrasında döküm yöntemi, milling yöntemi ve DMLS yöntemi ile üretilen Co-Cr metal altyapıların porselen bağlantısını makaslama testi kullanarak değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında, termal devirlendirme öncesinde en düşük ortalama bağlantı değerini ($29,09 \pm 6,95$ MPa) ve termal devirlendirme sonrasında ise en yüksek ortalama bağlantı değerini ($24,28 \pm 10,13$ MPa) DMLS yöntemi ile üretilen metal altyapılarda gözlendiğini bildirmişlerdir. Termal devirlendirme öncesinde lazer sinterleme grubunda elde edilen değerlerin döküm ve milling gruplarında elde edilen değerlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu ($p < 0,05$), termal devirlendirme sonrasında ise gruplar arasında porselen bağlantısı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını ($p > 0,05$) belirtmişlerdir.

İşeri ve ark. (2011), farklı porselen materyalleri uygulanan döküm yöntemi, milling yöntemi ve DMLS yöntemi ile üretilen titanyum altyapıların porselen bağlantısını makaslama testi kullanarak in-vitro çalışmalarında, en yüksek bağlantı değerlerinin (Titankeramik: $32,20 \pm 6,70$ MPa; Triceram: $34,00 \pm 4,50$ MPa) DMLS yöntemi ile üretilen titanyum altyapılarda gözlendiğini, diğer iki yöntemle DMLS yöntemi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğunu ($p < 0,05$) bildirmişlerdir.

Akova ve ark. (2008), döküm yöntemi ve lazer sinterleme yöntemi ile üretilen metal altyapılarda porselen bağlantısını makaslama testi kullanarak değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında, en düşük porselen bağlantı değerinin ($67,00 \pm 14,90$ MPa) lazer sinterleme ile üretilen altyapılarda gözlendiğini, ancak diğer döküm grupları ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını ($p > 0,05$) bildirmişlerdir.

Xiang ve ark. (2012), döküm yöntemi ve SLM yöntemi ile üretilen Co-Cr metal altyapıların porselen bağlantısını 3-nokta eğme testi kullanarak değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında, döküm yöntemi ile üretilen altyapılarda elde edilen ortalama bağlantı değeri ($43,00 \pm 4,00$ MPa) ile SLM yöntemi ile üretilen altyapılarda elde edilen ortalama bağlantı değeri ($44,00 \pm 5,00$ MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını ($p > 0,05$) bildirmişlerdir.

Wu ve ark. (2014), döküm yöntemi ve SLM yöntemi üretilen Co-Cr metal altyapıların mekanik özelliklerini ve porselen bağlantısını in-vitro çalışmalarında, 3-nokta eğme testi sonuçlarına göre döküm yöntemi ile üretilen altyapılarda elde edilen ortalama bağlantı değeri ($54,17 \pm 4,96$ MPa) ile SLM yöntemi ile üretilen altyapılarda elde edilen ortalama bağlantı değeri ($55,78 \pm 3,02$ MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını ($p > 0,05$) bildirmişlerdir.

ISO standartlarında göre metal seramik sistemlerde 3-nokta eğme testi sonucunda elde edilen porselen bağlantı kuvveti değerinin 25 MPa'dan büyük olması gerektiği bildirilmiştir (ISO 9693-1:2012). ISO standartları doğrultusunda çalışmamızda kullanılan dört metal altyapı yapım yöntemi de porselen bağlantısı bakımından başarılı bulunmuştur.

Çalışmamızda 3-nokta eğme testi uygulamaları sonucu gruplarda oluşan bağlantı başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde döküm yöntemi, milling yöntemi ve LaserCUSING® yöntemi ile üretilen altyapılarda genel olarak adeziv ve kombine kırılmalar gözlenmiştir. DMLS yöntemi ile üretilen altyapılarda ise genel olarak kombine ve koheziv kırılmalar gözlenmiştir. Adeziv kırılmaların metal ile metal oksit arasında, koheziv kırılmaların ise opak porseleni ile veneer porseleni arasında olduğu gözlemlendi.

Lubovich ve Goodkind (1977) ve McLean (1979), çalışmalarında tüm soy olmayan metal alaşım sistemlerinde kırılmaların ara yüzde olduğunu, oksit tabakasının seramiğe bağlı kaldığını, soy alaşımlarda ise kırılmanın seramik içerisinde koheziv olarak gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

O'Brien (2008), porselen bağlantı başarısızlık tipleri arasında metal-seramik restorasyonlar açısından en uygun olanının porselen materyalin kendi içerisinde koheziv olarak kırılması (Tip III başarısızlık) olduğunu bildirmiştir. Ayrıca ara yüzde kalın bir oksit tabakası olduğu durumlarda, metal oksit tabakasının kendi içerisinde koheziv ayrılma (Tip V başarısızlık) gösterdiğini ve zayıf bir metal-porselen bağlantısı olduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda hiçbir örnekte 3-nokta eğme testi sonrasında Tip V başarısızlık gözlenmemiştir. Bu anlamda tüm gruplarda gözlenen başarısızlık tiplerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğu düşünülmektedir.

Bultan (2006), 3-nokta eğme testlerinde universal test cihazındaki sensörün, kuvvet uygulanması sırasındaki algıladığı en ufak düşüşü başarısızlık noktası olarak

kabul ettiğini ve kuvvet uygulanmasını sona erdirdiğini, bu yüzden metal seramik bağlantısında gerçekleşen kopmaların çoğunlukla gözle görülür şekilde iki materyalin ayrılması şeklinde gerçekleştiğini ve dolayısıyla kopma yüzeylerinde görülen başarısızlığın adeziv veya koheziv olduğu yönünde değerlendirmenin yanıltıcı olabileceğini bildirmiştir.

Çalışmamızda elde edilen marjinal uyum, internal uyum ve porselen bağlantısı sonuçları doğrultusunda, LaserCusing® yöntemi ile üretilen metal altyapılarda marjinal uyumun, internal uyumun ve porselen bağlantısının diğer yöntemlere göre daha başarılı olduğu tespit edildiğinden dolayı çalışmamızın hipotezi kabul edilmiştir.

Çalışmamızda farklı tekniklerle üretilen köprü protezlerin marjinal ve internal uyumları sadece kobalt-krom alaşımı kullanılarak tek bir siman aralığı değerinde incelenmiştir. Farklı metal alaşım çeşitleri, siman aralığı değerleri ve in-vivo çalışmalarla farklı sonuçlar elde edilebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları içinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şunlardır:

1. Çalışmamızın sonuçlarına göre metal destekli seramik restorasyonların yapımında LaserCusing® yöntemi geleneksel döküm, milling ve DMLS yöntemlerine göre marjinal uyum ve internal uyum açısından istatistiksel olarak daha başarılı bulundu.

2. Tüm altyapı yöntemlerinde bağlantı bölgesinde elde edilen ortalama marjinal aralık değerleri, diğer diş bölgelerinde elde edilen değerlere göre daha yüksek bulundu. Bununla beraber tüm yöntemlerde altyapı elde edildikten sonra, porselen uygulaması ve simantasyon sonrası ortalama marjinal aralık değerlerinin arttığı gözlemlendi. Elde edilen marjinal aralık ve internal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dahilinde bulundu.

3. Döküm yöntemi ve LaserCusing® yöntemi arasında istatistiksel olarak porselen bağlantısı açısından fark bulunurken, milling yöntemi ve DMLS yöntemi ile diğer yöntemler arasında porselen bağlantısı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Tüm altyapı yöntemlerinde elde edilen porselen bağlantı kuvveti değerleri ISO standartlarına göre başarılı bulundu.

4. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar doğrultusunda, diş hekimliğinde protetik uygulamalarda kullanımı giderek yaygınlaşan lazer sinterleme teknolojilerinin, metal destekli seramik restorasyonların üretiminde zaman, maliyet ve restorasyonların uyumu açısından standart bir kalite sağlayarak uzun dönem klinik hedefler doğrultusunda yüksek başarı oranına sahip olacakları düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- ADA Council on Dental Materials and Devices. Revised American National Standards Institute/American Dental Association Specification No.8 for zinc phosphate cement. *J Am Dent Assoc.* 1978;96(1):121-123.
- Abbate FM, Tijan AHL, Dent D. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 1989;61(5):527-531.
- Açıklan A, Budak EN, Uçar Y. Geleneksel döküm ve kopya milled yöntemleri ile hazırlanan metal altyapıların iç uyumlarının karşılaştırılması. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* 2011;28(3):169-176.
- Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater.* 2008;24(10):1400-1404.
- Albert FE, El-Mowafy OM. Marginal adaptation and microleakage of procera allceram crowns with four cements. *Int J Prosthodont.* 2004;17(5):529-535.
- Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J.* 1988;164(2):39-42.
- Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand.* 1989;47(5):279-286.
- Anusavice KJ, Dehoff PH, Fairhurst CW. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element analysis. *J Dent Res.* 1980;59(3):608-613.
- Anusavice KJ, Ringle RD, Morse PK, Fairhurst CW, King GE. A thermal shock test for porcelain-metal systems. *J Dent Res.* 1981;60(9):1686-1691.
- Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses. *Clin Oral Impl Res.* 2007;18(39):218-231.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental waxes, casting investments and casting procedures. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. *Phillip's Science of Dental Materials.* 12th Ed., St. Louis-Missouri, W.B. Saunders. 2012;194-230.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental casting alloys and metal joining. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. *Phillip's Science of Dental Materials.* 12th Ed., St. Louis-Missouri, W.B. Saunders. 2012;367-395.

- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Dental ceramics. In: Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. Phillip's Science of Dental Materials. 12th Ed., St. Louis-Missouri, W.B. Saunders. 2012;418-473.
- Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. Rapid Prototyping J. 2009;15(3):216-225.
- Baydaş S. Kuron-Köprü Protezleri. 1. Baskı, Erzurum, Özyurt Matbacılık. 2005;202-216.
- Bayraktar G. Diş hekimliğinde kullanılan döküm makinaları. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 1997;7(2):102-104.
- Bayramoğlu E, Kulak Özkan Y, Yıldız C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three-and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in-vitro study. J Prosthet Dent. 2015 (In Press).
- Bechman F. Changing the future of additive manufacturing. Met Powder Rep. 2014;69(3):37-40.
- Berg E. Dentists' opinions on aspects of cast titanium restorations. J Dent. 1997;25(2):113-117.
- Beschindt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. J Oral Rehabil. 1999;26(7):582-593.
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. 2008;204(9):505-511.
- Beuer F, Schweiger J, Huber M, Engels J, Stimmelmayer M. Technical report: Precisely fitting bars on implant in five steps-A CAD/CAM concept for the edentulous mandible. J Prosthodont. 2014;23(4):333-336.
- Beyari MM. Marginal and internal crown fit evaluation of CAD/CAM versus press-laboratory all-ceramic crown. Clin Med Diag. 2014;4(1A):21-26.
- Bianconi F. Bridging the gap between CAD and CAE using STL files. Int Journal of CAD/CAM. 2002;2(1):55-67.
- Bibb R, Bocca A, Evans P. An appropriate approach to computer aided design and manufacture of cranioplasty plates. J Maxillofac Prosthet Technol. 2002;5(1):28-31.
- Bibb R, Eggbeer D, Williams R. Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. Rapid Prototyping J. 2006;12(2):95-99.

- Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005;32(6):441-447.
- Björn A, Björn H, Grkovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level part II: Crowns. *Odontol Revy.* 1970;21(3):337-346.
- Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence INT.* 2002;33(6):415-426.
- Boening KW, Walter MH, Reppel PD. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *J Oral Rehab.* 1992; 19(3):281-287.
- Boyle JJ Jr, Naylor WP, Blackman RB. Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain facial margins. *J Prosthet Dent.* 1993;69(1):19-27.
- Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. *Eur J Orthod.* 1998;20(1):79-92.
- Bremen S, Meiners W, Diatlov A. Selective laser melting: A Manufacturing technology for the future. *Laser Tech J.* 2012;9(2):33-38.
- Bridger DV, Nicholls JI. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *J Prosthet Dent.* 1981;45(5):507-514.
- Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *J Prosthet Dent.* 1981;45(5):502-506.
- Bultan Ö. Metal-Press Seramik Uyumunun Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora tezi, 2006.
- Caeg C, Leinfelder KF, Lacefield WR, Bell W. Effectiveness of a method used in bonding resin to metal. *J Prosthet Dent.* 1990;64(1):37-41.
- Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB. Effects of firing cycles and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *J Prosthet Dent.* 1995;74(5):476-481.
- Castillo-Oyagüe R, Sanchez-Turiion A, Lopez-Lozano JF, Albaladejo A, Torres Lagares D, Montero J, Suarez-Garcia MJ. Vertical misfit of laser-sintered and vacuum-cast implant supported crown copings luted with definitive and temporary luting agents. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012a;17(4):610-617.
- Castillo-Oyagüe R, Sanchez-Turiion A, Lopez-Lozano JF, Montero J, Albaladejo A, Suarez-Garcia MJ. Evaluation of fit of cement-retained implant supported 3-unit structures fabricated with direct metal laser sintering and vacuum casting techniques. *Odontology.* 2012b;100(2):249-253.

- Castillo-Oyagüe R, Osorio R, Osorio E, Sanchez-Aguilera F, Toledano M. The effect of surface treatments on the microroughness of laser-sintered and vacuum-cast base metal alloys for dental prosthetic frameworks. *Microsc Res Tech.* 2012c;75(9):1206-1212.
- Cho LR, Choi JM, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent.* 2004;91(6):554-560.
- Christensen GJ. Clinical and research advancements in cast-gold restorations. *J Prosthet Dent.* 1971;25(1):62-68.
- Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc.* 2001;132(9):1301-1303.
- Chua CK, Leong KF, Lim CS. *Rapid Prototyping.* 3rd Ed., Singapore, World Scientific Publishing Co. 2010;199-300.
- Chung KH, Duh JG, Shin D, Cagna DR, Cronin RJ. Characteristics and porcelain bond strength of (Ti,Al)N coating on dental alloys. *J Biomed Mater Res.* 2002;63(5):516-521.
- Ciocca L, Scotti R. CAD-CAM generated ear cast by means of a laser scanner and rapid prototyping machine. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):591,595.
- Ciocca L, Fantini M, Marchetti C, Scotti R, Monaco C. Immediate facial rehabilitation in cancer patients using CAD-CAM and rapid prototyping technology: A pilot study. *Support Care Cancer.* 2010;18(6):723-728.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
- Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110(6):447-454.
- Coşkun A., Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2002;5(2):97-102.
- Craig RG, Powers JM. Ceramic-metal systems. In: Craig RG, Powers JM, editors. *Restorative Dental Materials.* 11th Ed., St. Louis, Mosby. 2002; 575-592.
- Çavdarlı K. Farklı Döküm Yöntemleri ve Alaşımlar Kullanılarak Elde Edilen Kuron Restorasyonların Marjinal Uyumlularının Karşılaştırılması. Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Isparta, Doktora Tezi, 2013.
- Çelik İ, Karakoç F, Çakır MC, Duysak A. Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Dpü Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi.* 2013;31:53-70.

- Çetinkaya E. LaserCusing, Hızlı Prototipleme ve Konvansiyonel Döküm Teknikleri ile Oluşturulan Metal Altyapıların Marjinal Uyumlarının İn Vitro Olarak İncelenmesi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora Tezi, 2013.
- Çınar A. Değişik Kuron Sistemlerinde Kenar Uyumu. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora tezi, 2001.
- Çömlekoğlu M, DüNDAR M, Özcan M, GüNGÖR M, Gökçe B, Artunç C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Oper Dent.* 2009;34(5):586-592.
- Della Bona A, Van Noort R. Shear vs tensile bond strength of resin composite bonded to ceramics. *J Dent Res.* 1995;74(9):1591-1596.
- Denry IL. Ceramics. In: Craig RG, Powers JM, editors. *Restorative Dental Materials.* 11th Ed., St. Louis, Mosby. 2002;551-574.
- Drago CJ, Peterson T. Treatment of an edentulous patient with CAD/CAM technology: A clinical report. *J Prosthodont.* 2007;16(3):200-208.
- Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD/CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1988;117(6):715-720.
- Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.* 1991;1(2):150-154.
- Ebert J, Özkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss Ö, Koops U, Telle R, Fischer H. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res.* 2009;88(7):673-676.
- Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Dişhek Fak Derg.* 2008;32(2):58-72.
- Evans DB. Correcting the fit of implant-retained restorations by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent.* 1997;77(2):212-215.
- Feng Z, Dong Y, Zhao Y, Bai S, Zhou B, Bi Y, Wu G. Computer-assisted technique for the design and manufacture of realistic facial prostheses. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2010;48(2):105-109.
- Fischer J. Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy. *Biomaterials.* 2002;23(5):1303-1311.
- Fonseca JC, Henriques GEP, Sobrinho LC, De Goes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater.* 2003;19(7):686-691.

- Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent.* 1981;45(2):138-145.
- Gebhardt A, Schmidt FM, Hötter JS, Sokalla W, Sokalla P. Additive manufacturing by selective laser melting realizer desktop machine and its application for the dental industry. *Phys Procedia.* 2010;5(Part B):543-549.
- Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain cycles. *J Prosthet Dent.* 1995;73(1):49-54.
- Gemalmaz D, Ozcan M, Alkumru HN. A cilinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. *J Adhesive Dent.* 2001;3(3):273-283.
- Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *JADA.* 2006;137(9):14-21.
- Goldin EB, Boyd III NW, Goldstein GR, Hittelman MA, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 2005;93(2):143-147.
- Goldstein J, Newbury DE, Joy DC, Lyman CE, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael JR. *Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis*, 3rd Ed., Springer, 2003.
- Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JFL. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent.* 2009;102(2):378-384.
- Good ML, Mitchell CA, Pintado MR, Doyglas WH. Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1 week post-cementation. *J Dent.* 2009;37(1):65-75.
- Groten M, Girthofer S, Pröbster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil.* 1997;24(12):871-881.
- Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000;83(1):40-49.
- Hamaguchi H, Cacciatore A, Tueller VM. Marginal distortion of porcelain bonded to metal complete crowns: A SEM study. *J Prosthet Dent.* 1982;47(2):146-153.
- Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literatüre. *J Prosthet Dent.* 1996;75(6):602-608.

- Harish V, Mohamed Ali SA, Jagadesan N, Mohamed I, Siva S, Debasish B, Febel H, Priyanka. Evaluation of internal and marginal fit of two metal ceramic system-in vitro study. *J Clin Diag Res.* 2014;8(12):53-56.
- Heintze SD. Crown pull-off test to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater.* 2010;26(3):193-206.
- Henning G. The casting of precious metal alloys in dentistry: A rationale approach. *Br Dent J.* 1972;133(10):428-435.
- Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM-fillings of the future? *Int Dent J.* 1997;47(5):247-258.
- Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989;62(4):405-408.
- Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1992;67(5):594-599.
- Hopkinson N, Dickens PM. Emerging of Rapid Manufacturing Processes. In: Hopkinson N, Hague RJM, Dickens PM, editors. *Rapid Manufacturing: An Industrial Revolution For The Digital Age.* 1st Ed., West Sussex-England, John Wiley&Sons Ltd. 2006;55-80.
- Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of crowns fabricated using different CAD/CAM technologies. *J Prosthodont.* 2014.
- Hummert T, Barghi N, Berry T. Postcementation marginal fit of a new ceramic foil system. *J Prosthet Dent.* 1992;68(5):766-770.
- Hung SH, Hung KS, Eick DJ. Marginal fit of porcelain fused to metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 1990;63(1):26-31.
- Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: A review and discussion Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent.* 1990;64(6):636-642.
- Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. Evaluation of complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dent Mater J.* 2012;31(1):40-46.
- ISO 9693-1(E): Dentistry- Compatibility testing: Metal-ceramic systems. Geneva, Switzerland. 2012.
- İnan Ö, Acar A, Halkacı S. Effects of sandblasting and electrical discharge machining on porcelain adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res Part B Apple Biomater.* 2006;78B(2):393-400.

- İşeri U, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J.* 2011;30(3):274-280.
- Jacob GGK, Kai CC, Mei T. Development of a new rapid prototyping interface. *Comput Ind.* 1999;39(1):61-70.
- Jamieson R, Holmer B, Ashby A. How rapid prototyping can assist in the development of new orthopaedic products: A case study. *Rapid Prototyping J.* 1995;1(4):38-41.
- Jeferris SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 1998;42(4):613-627.
- Joiias RM, Tango RN, De Araujo JEJ, De Araujo MAJ, Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G, Arruda Paes-Junior TJ, Kimpara ET. Shear bond strength of a ceramic to a Co-Cr alloys. *J Prosthet Dent.* 2008;99(1):54-59.
- Kahramanoğlu E. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Kullanılan Farklı Abutment Çeşitlerinin Altyapının İç ve Marjinal Uyumuna Olan Etkisinin İn Vitro Araştırılması. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora Tezi, 2010.
- Kai CC, Jacob GGK, Mei T. Interface between CAD and rapid prototyping systems. Part1: A study of existing interfaces. *Int J Adv Manuf Technol.* 1997;13(8):566-570.
- Karaalioglu OF, Yeşil Duymuş Z. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2008;18(1):25-32.
- Karataşlı Ö, Kursoğlu P, Çapa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J.* 2011;30(1):97-102.
- Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(3):369-378.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18- 32.
- Kelly JR. Dental ceramics: What is this stuff anyway? *JADA.* 2008;139(4)4-7.
- Kern M, Thompson VP. Durability of resin bonds to a cobalt-chromium alloy. *J Dent.* 1995;23(1):47-54.
- Kıran K. Seçici Lazer Ergitme İle Üretilmiş 316L Paslanmaz Çelik Parçaların İnce Tornalama İşlemleri. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta, Yüksek lisans tezi, 2011;17-26.

- Kim JT, Cho SA. The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. *J Prosthet Dent.* 2009;101(2):101-106.
- Kious AR, Roberts HW, Brackett WW. Film thickness of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent.* 2009;101(3):189-192.
- Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2000;84(5):492-498.
- Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Von Steyern PV. Clinical marginal and internal gaps of in-ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil.* 2005;32(10):753-758.
- Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Sakurai S, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *J Prosthodont S.* 2011;55(1):40-43.
- Korkmaz T, Asar V. Comparative evaluation of bond strength of various metal-ceramic restorations. *Mater Design.* 2009;30(3):445-451.
- Korkut L. CAD/CAM ve Kopya Freze Yöntemi ile Elde Edilen Tüm Seramik Altyapılarının İnternal Uyum Kenar Uyumu ve Sızdırmazlık Yönünden Karşılaştırılması. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Doktora tezi, 2007.
- Kotila J, Syvanen T, Hanninen J, Latikka M, Nyrhila O. Direct metal laser sintering- New possibilities in biomedical part manufacturing. *Mater Sci Forum.* 2007;534-536:461-464.
- Kruth JP, Leu MC, Nakagawa T. Progress in additive manufacturing and rapid prototyping. *CIRP Annals.* 1998;47(2):525-540.
- Kruth JP, Vandenbroucke B, Van Vaerenbergh J. Digital manufacturing of biocompatible metal frameworks for complex dental prostheses by means of SLS/SLM. In: da Silva Bartolo PJ, editor. *Virtual Modelling and Rapid Manufacturing: Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping.* 2nd Ed, Leiden-Netherlands, Taylor&Francis/Balkema. 2005a;139-145.
- Kruth JP, Mercelis P, Van Vaerenbergh J. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping J.* 2005b;11(1):26-36.
- Kruth JP, Levy G, Klocke F, Childs THC. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals.* 2007;56(2):730-759.
- Kumar S. Selective laser Sintering: A qualitative and objective approach. *JOM.* 2003;55(10):43-47.
- Kumar S, Kruth JP. Wear performance of SLS/SLM materials. *Adv Eng Mater.* 2008;10(8):750-753.

- Kupeyan HK, Shaffner M, Armstrong J. Definitive CAD/CAM-guided prosthesis for immediate loading of bone-grafted maxilla: A case report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(3):161-167.
- Kümbüloğlu TÖ. Porselen Restorasyonların Tamirinde Kullanılan Farklı Tamir Materyallerinin Çeşitli Yüzey Preparasyonları Uygulanarak; Kopma, Bağlanma, Kırılma Dirençlerinin İn vitro ve İn vivo olarak Karşılaştırılmalı Değerlendirilmesi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Doktora tezi, 2003;15-29.
- Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J.* 2008;27(3):422-426.
- Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, Sperner F, Schafer A. Bond strength of metal-ceramic systems in three-point flexure bond test. *J Appl Biomater.* 1995;6(1):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(4):277-280.
- Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont.* 1994;7(5):440-447.
- Leu MC, Delli P, Walker MP. Digital design and fabrication in dentistry. In: Bartolo PJ, Bidanda B, editors. *Bio-materials and Prototyping Applications in Medicine.* 1st Ed, New York-USA, Springer. 2008;125-155.
- Levine WA. An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent.* 1989;62(2):175-178.
- Lin MT, Sy-Munoz J, Munoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation on the fit of procera copings. *Int J Prosthodont.* 1998;11(6):580-590.
- Lin HC, Wu SC, Ho WF, Huang LH, Hsu HC. Effects of surface treatments on bond strength of dental Ti-20Cr and Ti-10Zr alloys to porcelain. *J Alloys Compd.* 2010;505(1):332-336.
- Liu JL. The effect of firing shrinkage on the marginal fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J.* 1980;149(2):43-45.
- Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2005;26(7):507-512.
- Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. *Int J Adv Manuf Technol.* 2006;29(3-4):317-335.

- Lopes MB, Consani S, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. *J Prosthet Dent.* 2005;94(5):430-434.
- Lubovich RP, Goodkind RJ. Bond strength studies of precious, semiprecious and nonprecious ceramic-metal alloys with two porcelains. *J Prosthet Dent.* 1977;37(3):288-299.
- Luthardt RG, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quass S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: Basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent.* 2002;5(2-3):165-176.
- Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont.* 2004;17(6):680-685.
- Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strength and reability of four-unit all ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005;21(10):930-937.
- Lyman CE, Newbury DE, Goldstein J, Williams DB, Romig JR, Armstrong J, Echlin P, Fiori C, Joy DC, Lifshin E, Peters KR. *Scanning Electron Microscopy, X-Ray Microanalysis, and Analytical Electron Microscopy*, 1st Ed., New York, Plenum Press. 1990.
- Manfredi D, Calignano F, Krishnan M, Canali R, Ambrosio EP, Atzeni E. From powders to dense metal parts: Characterization of a commercial AlSiMg alloy processed through direct metal laser sintering. *Materials.* 2013;6(3):856-869.
- Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent.* 2007;97(6):389-394.
- May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: The procera allceram crown. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):394-404.
- McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina based ceramic for crowns and fixed partial dentures: Clinical and laboratory guidelines. *Quintessence Dent Technolo.* 2000;23:263-276.
- McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131(3):107-111.
- McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. Vol:I.* Chicago, Quintessence Publishing Co Inc. 1979.

- McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Vol:II Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc. 1980.
- McLean JW. The metal ceramic restoration. Dent Clin North Am. 1983;27(4):747-761.
- Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. Int J Comput Dent. 1999;2(1):9-35.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: Current status of and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J. 2009;28(1):44-56.
- Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J. 2011;56(1):97-106.
- Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. Int Dent J. 2000;50(6):361-366.
- Monaco C, Baldissara P, dall'Orologio GD, Scotti R. Short-term clinical evaluation of inlay and onlay restorations made with a ceromer. Int J Prosthodont. 2001;14(1):81-86.
- Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec-3 CAD/CAM all ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2003;16(3):244-248.
- Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and realibility of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: A literature review. J Prosthodont. 2013;22(5):419-428.
- Nayır E. Porselen ve metal-porselen bağlantısı. Nayır E, Editör, Diş hekimliğinde Maddeler Bilgisi. 7. Baskı, İstanbul, İ.Ü. Diş Hek Fak Yayınları. 1999:64-70.
- Naylor WP. History and Overview. In: Naylor WP, editor. Introduction to Metal-Ceramic Technology. 2nd Ed., Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 2009;1-12.
- Naylor WP. Casting alloys for bonding to dental porcelain. In: Naylor WP, editor. Introduction to Metal-Ceramic Technology. 2nd Ed., Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 2009;33-60.
- Naylor WP. Fundamentals of spruing, investing and casting. In: Naylor WP, editor. Introduction to Metal-Ceramic Technology. 2nd Ed., Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 2009;83-107.

- Naylor WP. How does dental porcelain bond to metal. In: Naylor WP, editor. Introduction to Metal-Ceramic Technology. 2nd Ed., Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 2009;109-118.
- O'Brien WJ. Alloys for porcelain fused to metal restorations. In: O'Brien WJ, editor. Dental Materials and Their Selection. 4th Ed., Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 2008;202-211.
- O'Brien WJ. Dental porcelain. In: O'Brien WJ, editor. Dental Materials and Their Selection. 4th Ed., Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 2008;212-229.
- O'Brien WJ. Casting. In: O'Brien WJ, editor. Dental Materials and Their Selection. 4th Ed., Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 2008;243-252.
- Okutan M, Heydecke G, Butz F. Fracture load and marginal fit of shrinkage free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. J Oral Rehabil. 2006;33(11):827-832.
- Örtorp A, Jönsson D, Mohsen A, Von Steyern PV. The fit of cobalt-chromium three unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. Dent Mater. 2011;27(4):356-363.
- Özcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. Int J Prosthodont. 2002;15(3):299-302.
- Özcan M, Uysal H. Effects of silicon coating on bond strength of two different titanium ceramic to titanium. Dent Mater. 2005;21(8):773-779.
- Özüğür B. Hızlı Prototipleme Teknikleri İle Kompleks Yapıdaki Parçaların Üretilebilirliklerinin Araştırılması. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Yüksek lisans tezi, 2006;11-42.
- Papazoglu E, Bantley WA, Mitchel JC. New high-palladium casting alloys: Studies of the interface with porcelain. Int J Prosthodont. 1996;9(4):315-322.
- Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1994;72(6):585-590.
- Petteno D, Schierano G, Bassi F, Bresciano M, Carrossa S. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: An in vitro study. Int J Prosthodont. 2000;13(5):405-408.
- Pompa G, Di Carlo S, De Angelis F, Cristalli MP, Annibali S. Comparison of conventional methods and laser-assisted rapid prototyping for manufacturing fixed dental prostheses: An in vitro study. BioMed Res Int. 2015 (In press).

- Pröbster L, Gerstorfer JG, Kirchner E, Kanjantra P. In-vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *Int J Prosthodont.* 1997;24(9):636-645.
- 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(10):1311-1315.
- Quintas AF, Oliveria F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines and luting agents: An in vitro evaluation. *J Prosthet Dent.* 2004;92(3):250-257.
- Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):520-525.
- Rekow ED. Dental CAD/CAM systems: What is the state of art? *J Am Dent Assoc.* 1991;122(12):43-48.
- Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal ceramic alloys in dentistry: A review. *J Prosthodont.* 2009;18(2):188-194.
- Rubeling G. Electroerosion in dental technology. Possibilities and limits. *Dent Labor.* 1982;30:1697-1702.
- Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Prosthet Dent.* 2003;90(1):10-17.
- Sakaguchi RL, Powers JM. General classes of biomaterials. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th Ed., United States, Elsevier Mosby. 2012; 135-146.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative materials-metals. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th Ed., United States, Elsevier Mosby. 2012; 199-252.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative materials-ceramics. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th Ed., United States, Elsevier Mosby. 2012; 253-269.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Replicating materials-impression and casting. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th Ed., United States, Elsevier Mosby. 2012; 277-326.
- Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Mach Tools Manufact.* 2006;46(12-13):1459-1468.

- Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Alvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser sintered cobalt-chromium alloys: Shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):600-605.
- Shanley JJ, Ancowitz SJ, Fenster RK, Pelleu GB. A comparative study of the centrifugal and vacuum-pressure techniques of casting removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent.* 1981;45(1):18-23.
- Shellabear M, Nyrhila O. DMLS-Development history and state of the art. Proceedings of the Fourth Laser Assisted Net Shape Engineering (LANE), Erlangen, Germany, 2004; 393-404.
- Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;95(3):237-242.
- Shokry T, Attia M, Ihab M. Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium based metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2010;103(1):45-52.
- Silva NRFA, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont.* 2011;20(2):93-96.
- Sinirlioğlu MC. Rapid manufacturing of dental and medical parts via LaserCUSING technology using titanium and Co-Cr powder materials. Workshop On Rapid Technologies, Turkey, 2009;89-92.
- Sofu MM, Delikanlı K. Hızlı direkt imalat yöntemleri ve uygulamaları. Tasarım İmalat Analiz Kongresi (TİMAK), Balıkesir, Türkiye, 2006;194-200.
- Sorensen SE, Larsen IB, Jörgensen KD. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. *Scand J Dent Res.* 1986;94(2):109-114.
- Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent.* 1990;64(1):18-24.
- Stappert CFJ, Dai M, Chitmongkolsuk S. Marginal adaptation of three-unit fixed dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J.* 2004;196(12):766-770.
- Stappert CJF, Dener N, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *Br Dent J.* 2005;199(12):779-783.
- 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(9):1289-1296.

- Suarez MJ, Villaumbrosia PG, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of proccera allceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3):229-232.
- Suarez MJ, Lozano JF, Salido M. Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2005;18(5):390-391.
- Subburaj K, Nair C, Rajesh S, Meshram SM, Ravi B. Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007;36(10):938-943.
- Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of in-ceram, IPS empress and proccera crowns. *Int J Prosthodont.* 1997;10(5):478-484.
- Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont.* 2012;21(8):641-644.
- Sutherland JK, Loney RW, Jarotskic TJ. Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. *J Prosthet Dent.* 1996;75(5):540-544.
- Syu JZ, Byrne G, Laub WL, Land FM. Influence of finish line geometry on the fit of crowns. *Int J Prosthodont.* 1993;6(1):25-30.
- Tandon K, Singh A, Chandra S. A comparative evaluation of conventional vs accelerated cast technique as regards marginal fit and surface roughness. *IOSR-JDMS.* 2014;13(10):6-10.
- Tao J, Yoda M, Kimura K, Okuno O. Fit of metal ceramic crowns cast in Au-1,6 wt% Ti alloy for different abutment finish line curvature. *Dent Mater.* 2006;22(5):397-404.
- Tara MA, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical outcome of metal ceramic crowns fabricated with laser sintering technology. *Int J Prosthodont.* 2011;24(1):46-48.
- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM systems. *Oper Dent.* 2001;26(4):367-374.
- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004;7(1):25-45.
- Tolochko N, Mozzharov S, Laoui T, Froyen L. Selective laser sintering of single-and two component metal powders. *Rapid Prototyping J.* 2003;9(2):68-78.
- Toman M. Toksavul S, Schmage P, Nergiz İ. Farklı basamak tipi ve tüm seramik sistemlerinin tüm seramik kronların marjinal uyumuna etkileri. *SÜ Dişhek Fak Derg.* 2009;18(1):7-12.

- Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater.* 2008;24(11):1525-1533.
- Troia MG, Henriques GEP, Mesquita MF, Fragoso WS. The effect of surface modifications on titanium to enable titanium-porcelain bonding. *Dent Mater.* 2008;24(1):28-33.
- Uçar Y, Akova T, Akyıl MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: Laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent.* 2009;102(4):253-259.
- Ural Ç. Beş Farklı Seramik Restorasyon Yapım Yönteminde Marjinal Uyumların İn-vitro Olarak Değerlendirilmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2006;15-26.
- Usanmaz G. Copy-Milling Sistemiyle Hazırlanmış Üç Üniteli İki Farklı Materyaldeki Tam Seramik Köprülerin Marjinal Uyumlarının Fırınlama Aşamalarında Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora tezi, 2005;34-39.
- Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent.* 2000;83(3):362-366.
- Uzun G. An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnol & Biotechnol EQ.* 2008;22(1):530-535.
- Ünsal MK, Üşümez A. Diş Preparasyonunun Esasları. Shillenburg HT, Whitsett LD, Jacobi R, Bracket SE, Çeviri Editörleri. Sabit Protezin Temelleri. 3. Baskı, İstanbul, Quintessence Yayıncılık Ltd Şti. 2010;117-135.
- Ünsal MK, Üşümez A. Revetmanlama ve Döküm. Shillenburg HT, Whitsett LD, Jacobi R, Bracket SE, Çeviri Editörleri. Sabit Protezin Temelleri. 3. Baskı, İstanbul, Quintessence Yayıncılık Ltd Şti. 2010;361-380.
- Ünsal MK, Üşümez A. Metal-Seramik Restorasyonlar. Shillenburg HT, Whitsett LD, Jacobi R, Bracket SE, Çeviri Editörleri. Sabit Protezin Temelleri. 3. Baskı, İstanbul, Quintessence Yayıncılık Ltd Şti. 2010;455-484.
- Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1991;66(4):426-431.
- Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1995;8(1):29-37.

- Van Noort R. Introduction to dental materials. 2nd Ed., London, C.V. Mosby Co. 2002;231-246.
- Van Noort R. The future of dental devices is digital. Dent Mater. 2012;28(1):3-12.
- Van Roekel NB. Electrical discharge machining in dentistry. J Prosthodont. 1992a;5(2):114-121.
- Van Roekel NB. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992b;7(1):56-61.
- Vandenbroucke B, Kruth JP. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. Rapid Prototyping J. 2007;13(4):196-203.
- Varol S. Diş Destekli Üç Üyeli ve Dört Üyeli Köprü Restorasyonlarında Metal Üzerine Preslenmiş Porselen (POM) ile Zirkonyum Destekli ve Konvansiyonel Metal Seramik Restorasyonların Veneerleme Öncesi ve Sonrası Marjinal Uyum ve İç Uyumlarının Karşılaştırılması. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora tezi, 2014.
- Verdonck HWD, Poukens J, Overveld HV, Riediger D. Computer-assisted maxillofacial prosthodontics: A new treatment protocol. Int J Prosthodont. 2003;16(3):326-328.
- Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. J Prosthet Dent. 2000;83(2):223-234.
- Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent. 2002;87(4):351-363.
- Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. Dent Clin North Am. 2004;48(2):499-512.
- Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1991;66(6):747-753.
- Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CHF. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. Eur Oral Sci. 2008;116(3):272-279.
- White SN, Yu Z. Film thickness of new adhesive luting agents. J Prosthet Dent. 1992;67(6):782-785.
- White SN, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. J Prosthet Dent. 1993;69(1):28-31.
- White SN, Yu Z, Tom JFMD, Sangsurasak S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. J Prosthet Dent. 1995;74(1):25-32.

- Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater.* 1999;15(2):79-86.
- Wieneke BM, Gerber HW. Rapid Prototyping technology- New potentials of offshore and abyssal engineering. *Proceedings of the 13th International Offshore and Polar Engineering Conference, Hawaii-USA, Congress Book, 2003;27-32.*
- Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):346-353.
- Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):85-88.
- Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent.* 2006;96(2):96-99.
- Witkowski S. (CAD-)CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol.* 2005;28:169-184.
- Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont.* 2003;16(6):587-592.
- Wu G, Zhou B, Bi Y, Zhao Y. Selective laser sintering technology for costimized fabrication of facial prostheses. *J Prosthet Dent.* 2008;100(1):56-60.
- Wu G, Bi Y, Zhou B, Zemnick C, Han Y, Kong L, Zhao Y. Computer-aided design and rapid manufacturing of an orbital prosthesis. *Int J Prosthodont.* 2009;22(3):293-295.
- Wu F, Wang X, Zhao X, Zhang C, Gao B. A study on the fabrication method of removable partial denture framework by computer-aided design and rapid prototyping. *Rapid Prototyping J.* 2012;18(4):318-323.
- 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(1):51-55.
- www.eos.info/dental/dentalbroschuere_tr.pdf, 2014.
- www.concept-laser.de/en/industry/dental, 2014.
- 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(6):453-457.

- Yavuzyılmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. 1. Baskı, Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi. 1996;2-15.
- Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri II. Gazi Üniv Diş Hek Derg. 2005;22(1):41-48.
- Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2003;90(5):459-464.
- Yoshida K, Atsuta M. Effects of adhesive primers for noble metals on shear bond strengths of resin cements. J Dent. 1997;25(1):53-58.
- Yıldırım MP, Bayındır F. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2013;23(3):430-435.
- Yılmaz H, Dinçer C. Comparison of the bond compability of titanium and an Ni-Cr alloy to dental porcelain. J Dent. 1999;27(3):215-222.
- Yüksel E, Zaimoğlu A. Hızlı prototip üretim teknolojileri ve diş hekimliğinde kullanımı: Olgu sunumu. Cumhuriyet Dent J. 2011;14(3):225-229.
- Yüzügüllü B, Avcı M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. Clin Implant Dent Relat Res. 2008;10(2):113-121.
- Zaeh MF, Branner G. Investigations on residual stresses and deformations in selective laser melting. Prod Eng Res Devel. 2010;4(1)35-45.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dental porselenler. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L, Editörler. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, 1. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 1993; 355-390.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş hekimliği alaşımları. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L, Editörler. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, 1. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 1993; 437-472.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Revetman. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L, Editörler. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, 1. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 1993; 489-512.
- Zaimoğlu A, Can G. Porselen-Metal Kronlar. Zaimoğlu A, Can G, Editörler. Sabit Protezler. 2. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 2011; 115-136.
- Zaimoğlu A, Can G. Köprüler. Zaimoğlu A, Can G, Editörler. Sabit Protezler. 2. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 2011; 227-246.
- Zeng L, Zhang Y, Liu Z, Wei B. Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting. J Prosthet Dent. 2015;113(2):135-139.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Necati KALELİ

Doğum Yeri: Samsun, Türkiye

Doğum Tarihi: 01.04.1988

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu:

Gülsüm Sami Kefeli İlköğretim Okulu, 1995-2002

Özel Samsun Feza Koleji, 2002-2005

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2005-2011

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2011-2015

Çalıştığı Kurumlar:

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2011-2015.

İletişim Bilgileri:

Adres: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kurupelit, Samsun, Türkiye

Telefon: 0539-2606769

E-posta: necati_kaleli@hotmail.com