

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**PORSELEN KIRIĞINA TAMİR MATERYALİNİN
BAĞLANMASINDA FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN
VE METAL ALT YAPI ÜRETİM TEKNİKLERİNİN
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Dt. Emre KAYGUSUZ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

2021-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

PORSELEN KIRIĞINA TAMİR MATERYALİNİN
BAĞLANMASINDA FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN
VE METAL ALT YAPI ÜRETİM TEKNİKLERİNİN
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Arş. Gör. Dt. Emre KAYGUSUZ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından 4811 proje numarası ile desteklenmiştir.

2021-ANTALYA

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bana her zaman her konuda hoşgörü ve sabırla yol gösteren, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, daima destek olan değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. U. Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a

Eğitimim boyunca hem klinik hem de teorik çalışmalarında yol gösterip, bilgilerini asla esirgemeyen değerli hocalarım Doç. Dr. M. Mustafa ÖZARSLAN, Doç. Dr. Ömer KIRMALI ve Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN'e

Tez çalışmamın ve klinik çalışmalarımın her kısmında bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım değerli abim Dr. Öğr. Üyesi Kubilay BARUTCİGİL'e

Tez çalışmamda yardımını esirgemeyen değerli Dr. Öğr. Üyesi Nurullah TÜRKER'e

Küçük bir aile gibi olduğumuz Protetik Diş Tedavisi Kliniğindeki tüm hekim arkadaşlarım ve değerli çalışanlarına

Tez çalışmamdaki her türlü destek ve titiz çalışmalarından dolayı Murat ŞENGÜN'e

Benim bu günlere gelmemde maddi ve manevi en büyük katkısı olan, varlıklarıyla bana huzur veren sevgili annem Elif babam Yalçın KAYGUSUZ'a ve ablalarım Elmas ve Ebru'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Emre KAYGUSUZ

ÖZET

Amaç: Günümüzde metal destekli seramik restorasyonlar protetik tedavilerde halen kullanılmaktadır. Ağız içinde meydana gelen porselen kırıklarında tamir için mevcut restorasyonu her zaman ağızdan bütünlüğünü bozmadan çıkarmak mümkün olamamaktadır. Son yıllarda materyal teknolojisindeki ilerlemeler sonucu, üretilen tamir malzemeleri ile özellikle küçük bir bölgeyi kapsayan porselen kırıklarında, ağız içi tamirin etkili ve güvenli bir tedavi seçeneği olduğu bildirilmektedir. Bu nedenle, bu çalışmanın amacı farklı yöntemlerle üretilmiş metal altyapılarla ağız içi porselen tamir materyalleri arasındaki bağlantıya farklı yüzey işlemlerinin etkilerini belirlemektir.

Yöntem: Çalışmada, üç farklı teknikle (lazer sinterizasyon, döküm ve CAD/CAM) üretilmiş (n=160) metal örnekler üzerine aynı dental porselen uygulandı. Örnekler üzerindeki porselen yüzeyin 2 mm çaptaki kısmı kaldırıldı. Metal yüzeylere; hidroflorik asit , lazer, kumlama ve silika kaplama olmak üzere dört farklı yüzey işlemi uygulandı. Örneklerdeki kırık yüzeylerin tamirinin ardından, tamir materyali ve porselen uygulanmış metal altyapılar arasındaki bağlantı dayanımları değerlendirildi. Her bir gruptan bir örnek seçilerek yüzeylerinin tarama elektron mikroskobu görüntüleri alındı. İstatistiksel analiz için Two Way ANOVA ve One Way ANOVA testleri uygulandı.

Bulgular: Çalışmanın sonucunda, üretim yöntemlerine göre metal alt yapılar karşılaştırıldığında EOS, CAD-CAM, Consept Lazer ile üretilmiş altyapılar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulundu ($p>0,05$). Döküm ile üretilen altyapıların EOS, CAD-CAM, Consept Lazer ile üretilen alt yapılardan istatistiksel olarak farklı olduğu gözlemlendi ($p<0,05$). En yüksek bağlanma dayanımı döküm altyapı üzerine silika kaplanan grupta ($34,31\pm3,31$ MPa), en düşük bağlanma dayanımı ise Consept Lazer üzerine lazer uygulanan grupta ($18,55\pm2,86$ MPa) bulundu.

Sonuç: Metal yüzeyin açığa çıktığı porselen kırıklarının tamirinde tüm alt yapılar için silika kaplama işlemi önerilebilir.

Anahtar Kelimeler: Co-Cr, porselen tamiri, silika kaplama, lazer sinterizasyon CAD-CAM, bağlantı dayanımı

ABSTRACT

Objective: Porcelain fused to metal restorations are still used in prosthetic treatments up to date. It is not always possible to remove the porcelain fused to metal restorations from the mouth without a new damage to repair the porcelain fractures. As a result of the advances in material technology recently, it was claimed that intraoral repair of porcelain fractures covering a small area is an effective and safe treatment option. Thus, the aim of the present study was determination of the most effective surface treatment option on the bond strength between the intraoral repair materials and metal substructures produced with different techniques.

Method: In the present study, the same dental porcelain was applied on substructures (n= 160) produced by three different production techniques (laser sintering, casting and CAD/CAM). 2 mm diameter part of the porcelain surfaces from the samples were removed. Four different surface treatments to the metal surfaces were applied: hydrofluoric acid, laser, sandblasting and silica coating. After the repairment of all fractured surfaces, bond strengths between repair materials and porcelain fused to metal specimens were evaluated. A sample from each group was selected and the scanning electron microscope evaluations were performed. Statistical analysis were performed by using Two Way ANOVA and One Way ANOVA tests.

Results: Comparison between the bond strengths of differently produced metal substructures and repair material showed that there was no statistically significant difference between bond strengths of metals produced with EOS, CAD-CAM and Consept Laser ($p>0,05$). It was observed that the substructures produced by casting were statistically different from the other substructures produced by EOS, CAD-CAM, and Consept Laser ($p<0,05$). The highest bond strength value was observed in the silica coating group (34.31 ± 3.31 MPa) on the cast substructure whereas the lowest bond strength value was observed in the laser applied group (18.55 ± 2.86 MPa) on the Consept Laser substructure.

Results: Within the limitations of the present study, silica coating could be recommended as a surface treatment for the repair of porcelain fractures where the metal surface is exposed.

Key words: Co-Cr, porcelain repair, silica coating, laser sintering, CAD/CAM, bond strength

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER	x
TABLOLAR	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Metal Seramik Restorasyonlar ve Metal Seramik Sistemlerinin Bileşenleri	3
2.1.1. Metal Altyapı	3
2.1.2. Oksit Tabakası.....	29
2.1.3. Dental Porselenler	30
2.2. Metal - Seramik Bağlantısı.....	30
2.2.1. Mekanik bağlantı.....	31
2.2.2. Kimyasal bağlantı.....	32
2.2.3. Baskı kuvvetleri	33
2.2.4. Van der Waals kuvvetleri	35
2.3. Metal Seramik Sistemlerinin Bağlantı Başarısını Etkileyen Faktörler ...	36
2.4. Metal Seramik Restorasyonların Tamir Seçenekleri	39

2.4.1. Ağız dışı tamir yöntemi.....	40
2.4.2. Ağız içi tamir yöntemi.....	40
2.5. Bağlanma Direnci Testleri.....	47
2.5.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	47
2.5.2. Çekme Bağlanma Dayanımı Testi.....	48
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	49
3.1. Deney Örnekleri Metal Altyapılarının Hazırlanması.....	49
3.1.1. Geleneksel Döküm Tekniği ile Co-Cr Esaslı Metal Altyapıların Hazırlanması.....	49
3.1.2. CAD/CAM Sistemi Kullanılarak Frezeleme Yöntemiyle Co-Cr Esaslı Metal Altyapıların Hazırlanması.....	53
3.1.3. Selektif Lazer Sinterize Tekniğini Kullanarak Co-Cr Esaslı Metal Altyapıların Hazırlanması.....	55
3.2. Seramik Üstyapıların Hazırlanması.....	58
3.2.1. Opak Seramiği Uygulanması.....	58
3.3. Örneklerden Porselen Yüzeyinin Kaldırılması	60
3.4. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması.....	61
3.5. Porselen Tamirinin Uygulanması.....	64
3.6. Örneklerle Bağlanma Testi Uygulanması.....	66
3.7. Taramalı Elektron Mikroskop Görüntülerinin Eldesi.....	66
3.8. İstatistiksel Analiz.....	67
4. BULGULAR.....	68
4.1. SEM Bulguları.....	81

5. TARTIŞMA	90
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	100
KAYNAKLAR	101
ÖZGEÇMİŞ.....	111



SİMGELER ve KISALTMALAR

Ag	: Gümüş
ark	: Arkadaşları
APF	: Asidüle fosfat florür jel
Al₂O₃	: Aluminyum oksit
Atm	: Atmosfer
Au	: Altın
Be	: Berilyum
Br₂O₃	: Borikoksit
°C	: Santigrad derece
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli dizayn)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
CNC	: Computer Numeric Controlled (Bilgisayar sayımlı yönetim)
Cp	: Commercial pure
Cr	: Krom
Cu	: Bakır
Co	: Kobalt
CO₂	: Karbondioksit
Dk	: Dakika
DMLS	: Direkt Metal Lazer Sinterleme

Er,Cr:YSGG	: Erbiyum, krom katkılı yitrium, skandiyum, galyum, granat
Er:YAG	: Erbiyum katkılı yitrium, alüminyum, granat
Fe	: Demir
g/cm³	: Gram/santimetreküp
GPa	: Gigapaskal
Ga	: Galyum
HF	: Hidroflorik asit
HPÜ	: Hızlı Prototip Üretim
H₃PO₄	: Fosforik asit
Hz	: Hertz
In	: İndiyum
Ir	: Iridyum
ISO	:International Organization for Standardization/Uluslararası Standartlar Organizasyonu
kW	: Kilowatt
LS	: Lazer Sinterleme
Mb	: Molibden
mm	: Milimetre
Mm²	: Milimetrekare
Nd: YAG	: Neodymium: yitrium, alüminyum, granat
µm	: Mikrometre

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

Zn : Çinko

Zr₂O₃ : Zirkonyumoksit

W : Watt

μm : Mikrometre



ŞEKİLLER

Şekil 3.1. Waxelectric II elektrikli spatül

Şekil 3.2. Granisit Presto Vest II, Siladent

Şekil 3.3. Döküm kanallarının kesilip metal yüzeyinin tungsten karbid frezlerle aşındırılması

Şekil 3.4. Metal altyapı örneklerin hazırlanması için kullanılan bilgisayar destekli frezeleme ünitesi

Şekil 3.5. Metal altyapı örneklerinin bağlantı noktalarının uzaklaştırılması

Şekil 3.6. Üretimin gerçekleştirildiği Eosint M270 sistemine ait lazer sinterizasyon cihazı

Şekil 3.7. Üretimin gerçekleştirildiği Concept Laser firmasına ait lazer sinterizasyon cihazı

Şekil 3.8. Metal altyapıların kesilmesi

Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan opak ve dentin seramik tozu

Şekil 3.10. Örneklere opak seramiğinin uygulanması

Şekil 3.11. Seramik hamurunun uygulanması

Şekil 3.12. Hazırlanan kalıplar içerisine örneklerin yerleştirilmesi

Şekil 3.13. Metal yüzeyine kadar porseleni kaldırılmış bir örnek

Şekil 3.14. 30 µm boyutundaki CoJet Sand

Şekil 3.15. Microblaster kumlama cihazı

Şekil 3.16. Ultradent hidroflorik asit

Şekil 3.17. WaterLase iPlus – Sert ve Yumuşak Doku Lazer Cihazı ve pürüzlendirmede kullanılan lazer parametreler

Şekil 3.18. Voco Cimara Silan

Şekil 3.19. Voco Cimara Opaquer LC

Şekil 3.20. Halojen ışık kaynağı (Valo, Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD)

Şekil 3.21. Cimera adhesive

Şekil 3.22. Örneklerin porselen tamir işlemi uygulandıktan sonraki görüntüsü

Şekil 3.23. Örneklerin mikrogerilim test cihazı ile kırılması

Şekil 3.24. QUANTA 400F Field Emission SEM

Şekil 4.1. Gruplara göre makaslama bağlanma değerleri (MPa)

Şekil 4.2. . Gruplara göre makaslama bağlanma değerleri (MPa) 2. Şekil

Şekil 4.3. Döküm altyapı üzerine silika işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.4. Döküm altyapı üzerine kumlama işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.5. Döküm altyapı üzerine lazer işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.6. Döküm altyapı üzerine hidroflorik asit işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.7. Consept lazer altyapı üzerine silika işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.8. Consept lazer altyapı üzerine kumlama işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.9. Consept lazer altyapı üzerine lazer işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.10. Consept lazer altyapı üzerine hidroflorik asit işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.11. EOS lazer altyapı üzerine silika işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.12. EOS lazer altyapı üzerine kumlama işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.13. EOS lazer altyapı üzerine lazer işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.14. EOS lazer altyapı üzerine hidroflorik asit işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.15. CAD-CAM altyapı üzerine silika işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.16. CAD-CAM altyapı üzerine kumlama işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.17. CAD-CAM altyapı üzerine lazer işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

Şekil 4.18. CAD-CAM altyapı üzerine hidroflorik asit işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

TABLÖLAR

Tablo 2.1. McCabe'nin döküm altın alaşımlarını sınıflandırması

Tablo 2.2. Metal esaslı bloklara ait firma bilgileri

Tablo 2.3. Günümüzde hızlı direkt imalat yapan firmaların kullandığı yöntemler ve malzemeleri

Tablo 2.4. Lazer tipleri ve güçleri

Tablo 2.5. Ağız içi tamirde uygulanan yüzey işlemleri

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

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

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

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

Tablo 3.5. 1.opak seramiği tozları ve pişim sıcaklıkları

Tablo 3.6. 2. opak seramiği tozları ve pişim sıcaklıkları

Tablo 3.7. Dentin seramiğinin fırınlama prosedürü

Tablo 4.1. Grupların ortalamaları ve standart sapmaları.

Tablo 4.2. Grupların Scheffe testi ile karşılaştırılması.

Tablo 4.3. Scheffe testine göre grupların istatistiksel olarak anlamlılıkları

Tablo 4.4. Alt yapı üretim yöntemlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.5. Yüzey işlemlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.6. Gruplara göre kırılma tipleri: adeziv, koheziv ve karışı

1. GİRİŞ

Metal destekli seramik restorasyonlar, metalin yüksek dayanıklılık özellikleri, porselenin estetik görünümü ve dayanıklılığı nedeniyle sabit protezlerde günümüzde de halen kullanılan en yaygın restorasyonlardan biridir (1). Porselen veya seramik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmasına rağmen kendine has sınırlamaları ve dezavantajları vardır. En sık kullanılan feldspatik porselen, mineye göre 2,5 kat daha az basınç dayanımına sahiptir (2). Sonuç olarak dental seramikler, travmalar, okluzal kuvvetler, porselen ve metal alt yapılar arasındaki uyumsuz ısıl genleşme katsayıları, düşük elastik modüllü metal kullanımı, malzeme içindeki mikro kusurlar, simantasyon sırasındaki aşırı kuvvet veya yanlış tasarım gibi çeşitli faktörlerden dolayı kırılma potansiyeline sahiptir (3). Metal destekli seramik restorasyonlarda porselenin kırılması basit (yalnızca porselen kırığını içeren), karışık (metal ve porselen kırığını içeren) ve karmaşık (önemli ölçüde metalin açığa çıktığı durumları içeren) olarak sınıflandırılabilir.

Kalıcı olarak simantasyonu tamamlanmış bir metal destekli seramik restorasyonun sebep olduğu en büyük komplikasyonlardan biri porselenin kırılmasıdır. Bu komplikasyonun çözümü için sabit bir protezin ağızdan çıkarılıp yeniden yapılması yerine ağız içinde tamir yöntemleri geliştirilmiştir (1). Bu tür restorasyonların kırıkları mutlaka restorasyonun başarısızlığı anlamına gelmese de, yenileme süreci hem maliyetli, hem zaman alıcıdır hem de klinik bir sorun olmaya devam etmektedir (4).

Metal destekli seramik restorasyonlarda, porselen kırığının tamirinde protezlerin yeniden yapımına ilişkin pahalı ve zaman alan prosedüre alternatif olarak çeşitli onarım teknikleri önerilmiştir. Tamir yöntemleri, endirekt yöntemler ve direkt yöntemler olarak iki grupta sınıflandırılmıştır. İndirekt tamir, protezin laboratuvarında onarım malzemesi olarak seramik kullanılarak onarılması anlamına gelir. Bu prosedürün sakıncaları, artan zaman ve maliyettir. Ayrıca protezin çıkarılması sırasında destek diş veya porselen veneerde yeni kırılmalar meydana gelebilir (5). Direkt teknikte kırık porselenin ağız içinde onarımı için kompozit kullanılır. Kompozitin porselen ve metale bağlanmasını kolaylaştırmak için bir dizi sistem geliştirilmiştir (6). Teknikler arasında seramiklerin yüzey hazırlığı ve silan uygulanması bulunmaktadır. Restorasyon ile kompozit arasında dayanıklı kimyasal

bağların kurulmasında silanın büyük önemi vardır. Bu ajanlar, farklı organik ve inorganik bileşikleri kimyasal olarak birbirine bağlar ve kimyasal tutmaya yardımcı olur (2). Kompozit kullanmanın avantajları hasta başında daha az zaman harcamak, düşük maliyet ve uygulama kolaylığı iken dezavantajları arasında düşük dayanıklılık, aşınma oranının yüksek olması ve kötü estetik özellikler yer alır (5).

Çeşitli doğrudan ağız içi onarım sistemleri mevcuttur ve her onarım sisteminin bileşenlere göre kendi kullanım yönergeleri vardır. Bu çalışmada, farklı metal altyapılı seramiklerde meydana gelen porselen kırılmalarının tamirde en dayanıklı bağlantı için tercih edilmesi gereken yüzey işleminin belirlenmesi amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Metal Seramik Restorasyonlar ve Metal Seramik Sistemlerinin Bileşenleri

Metal seramik restorasyonlar 1950'li yılların sonlarında, diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. İlerleyen dönemlerde teknolojiye gelişmelerle estetik taleplere cevap verebilen ve karmaşık vakalara iyi bir çözüm yolu sunan bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (7). Seramiklerin; yüksek miktarda ışık geçirmeleri, doğal dişe yakın görünümüleri, ağız içi sıvılarından etkilenmemeleri, yumuşak dokulara zarar vermemeleri, aşınmaya karşı dirençli oluşları, kolay renk değiştirmemeleri ve dişe benzer termal genleşme katsayısına sahip olmaları en önemli avantajlarıdır. Seramikler günümüzde bu gibi özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde halen en çok kullanılan restoratif malzemelerdendir. Seramikler çoğunlukla silikat yapısında olup, bir veya birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı bir bileşik olarak tanımlanırlar (8).

Metal altyapı kullanımı her ne kadar seramiğin estetik niteliklerinin azalmasına yol açsa da, seramik yapısındaki küçük boşluk ve çatlakların oluşturduğu streslerin materyalin direncinde meydana getirdiği azalmayı kompanse etmesi nedeniyle seramiğe rijit bir altyapı desteği oluşturmaktadır (9).

Metal seramik sistemlerin bileşenlerini;

- Metal altyapı,
- Oksit tabakası,
- Seramiğin yapısındaki opak, dentin ve mine seramiği ile glazür tabakası oluşturmaktadır.

2.1.1. Metal Altyapı

Metal destekli seramik restorasyonların hazırlanmasında yaygın olarak Ni-Cr alaşımları kullanılırken, günümüzde daha biyouyumlu olan Co-Cr alaşımlarının kullanımına yönelik bir eğilim söz konusudur (10).

Straussberg ve ark. 0.5 mm'den daha az kalınlıktaki metalin, çiğneme basınçlarıyla kolay deforme olacağını belirtmişlerdir (11). Metal kalınlığı restorasyonun tipine,

restorasyon hazırlığı yapılan dişin bulunduğu bölgeye ve hazırlık sırasında kaldırılan diş dokusu miktarına göre değişkenlik gösterir (9, 12). Dayanıklılık ve estetiğin optimum karışımını sağlamak için diş kesiminin kole bitiş şekli de metal kalınlığını etkilemektedir. Estetik faktörler labialde kole bölgesindeki metal kalınlığının sınırlandırılmasına neden olurken, çoğunlukla bu durum metalin bu bölgelerde fiziksel değişimine yol açabilmektedir. Lingual ve proksimal yüzeylerdeki metal kalınlığı ise, ilgili bölgelerdeki bu tür değişiklikleri en aza indireyecek şekilde tasarlanmaktadır (9).

Metal Alaşımları ile İlgili Genel Bilgiler ve Metal Alaşımlarının Yapısı

Metaller katıyken kristal yapıdadırlar. Erimiş metal veya alaşım soğutulunca kristalleşme belli kristal odaklarından başlar. Genellikle erimiş yapı içindeki yabancı maddeler kristal odaklarını oluştururlar. Kristaller dallanma halinde büyür ve bu nedenle merkezden başlayan üç boyutlu dallı bir yapı olarak tanımlanır. Kristal büyümesi tüm materyal katılaşmaya kadar ve tüm kristallerin tamamı temas edinceye kadar devam eder. Her bir kristale “gren” denir ve birbiri ile temas eden iki gren arasındaki alana “gren sınırı” denir. Kristalleşme tamamlandıktan sonra, grenler merkezi odaktan, her yönde eşit uzaklıkta durur. Tam olarak küresel veya kübik değildirler, herhangi bir geometrik şekilleri yoktur. Eşit akslı bir gren yapısına sahiptirler (13).

Her gren içindeki atomların yerleşimleri üç boyutlu kafes şeklindedir. Herhangi bir kristalin yerleşimi atomik çap ve atomların dağılımına dayanmaktadır. Her ne kadar düzgün bir kristal yapı eğilimi varsa da yapısal bozukluklara çoğu zaman rastlanır. Bu bozukluklara “dislokasyon” denilmektedir. Dislokasyon varlığı metal ve alaşımların çekilebilirliğini etkilemektedir. Metal ve alaşım yüksek bir gerilim altında tutulursa, dislokasyonun kafes boyunca ilerleyerek gren sınırına ulaşması mümkündür. Dislokasyonun hareket ettiği düzleme kayma düzlemi ve bu hareketi başlatmak için gerekli gerilime de elastik limit denilmektedir (14). İki veya daha fazla metal veya ametalin eriyik halde oluşturdukları karışıma “alaşım” denir. Diş tedavilerinde soy metaller dışındaki saf metallerin yeterli fiziksel, biyolojik ve korozyon özelliklerine sahip olmamaları nedeniyle alaşımlara ihtiyaç duyulmaktadır. Alaşım sistemi elementlerin olası tüm birleşme oranlarını göstermektedir (15). Kullanılan metal alaşımlarının bileşenleri çeşitlidir ve bu çeşitliliğin büyük kısmı altın ve paladyumun

fiyatının artmasından dolayı son 20 yılda gelişmiştir. Uzun yıllar boyunca diş hekimliğinde kullanılan altın içerikli alaşımlara alternatif olarak günümüzde gümüş, altın, paladyum, nikel, kobalt veya titanyum içerikli alaşımlar tercih edilmeye başlanmıştır (16).

Seramiklerle birlikte kullanılan metal alaşımlarının sınıflandırılması

Metal alaşımlarının sınıflandırılmasından önce bu konuda çeşitli kaynaklarda alaşımlarla ilgili kullanılan terimlerin açıklanması gerekir:

Soy: Korozyon ve oksidasyona dirençli metaller için kullanılan bir terimdir. Taggart (17) tarafından 1907’de döküm için ilk kullanılan metal saf altınlar olup, diş hekimliğinde ilk modern altın alaşımlar tam metal kuron ve köprülerin yapımında kullanılmıştır. İlk üretim kayıp mum döküm tekniğiyle yapılmıştır. %70 yeşil altın içeren alaşımlar aynı zamanda bakır da içermesi sebebi ile porselen veneer uygulamasında problemler oluşturmuştur. Dental porselenin ısısal genleşme katsayısı altın alaşımlardan çok düşük olduğundan ideal bağlanma gerçekleşmemiştir. Bu nedenle alaşımın ısısal genleşme katsayısı platin ve paladyum ilavesi ile porselene yakın bir duruma getirilmeye çalışılmıştır. Paladyum ve platin ilavesiyle daha dayanıklı ve daha uzun köprüler elde edilebilmiştir. Paladyum ilavesi alaşıma beyaz rengi ve yüksek erime dereceli porselenlerle uyumu, platin ilavesi ise dayanıklılığı sağlamıştır (18). Soy metal alaşımlarda en temel element paladyum veya altındır. Ticari olarak altın ve platin bazlı alaşımların geniş çeşitliliğini tanımlama amacıyla pek çok sınıflandırma sistemi oluşturulmuştur.

Diş hekimliğinde kullanılan 7 soy metal vardır; altın ve platin grubunda olan platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os), rodyum (Rh) ve rutenyum (Ru). Bazı araştırmacılar gümüşü (Ag)’de soy metaller grubuna sokarlar. Ancak ağız içinde uygulandığında okside olma ihtimaline sebebiyle diş hekimliğinde asil grubunda yer almaz (19).

Görünüşte soylukla ilgili değişkenlikler olduğu bu terimi tam anlamıyla açıklamak zordur. Fizikte asil bir metal, elektronik d-bantları doldurmuş bir metaldir. Bu tanıma göre, sadece altın, gümüş ve bakır asil metallerdir.

Soy olmayan: Soy olmayan metaller okside olabilirler. Asil olmayan metal terimi genelde ‘kıymetsiz’ ya da ‘baz’ metal terimleriyle eş anlamlı kullanılır.

Kıymetli: Az bulunan ve ticari olarak elde edilmeleri maddi açıdan pahalı olan metaller için kullanılan bir terimdir. Dış hekimliğinde kıymetli metaller; altın, gümüş, platin, berilyum, galyum ve indiyumdur. Görüldüğü gibi tüm asil metaller kıymetliyken tüm kıymetli metaller asil değildir.

Yarı kıymetli: Çok yaygın olarak kullanılmasına rağmen en hatalı terimdir. Kelime anlamı olarak yarı kıymetli metal; yarısı kıymetli yarısı kıymetsiz metal içeren anlamına gelmektedir. Fakat hiçbir alaşım bu özellikte değildir. Bu yüzden bu terim kullanılmamalıdır (20).

Kıymetsiz: Kolay bulunan ve ticari olarak elde edilmeleri maddi açıdan ucuz olan metaller için kullanılan bir terimdir. Teknik olarak çok doğru bir terim olmasa da dış hekimliği literatüründe çok yaygın olarak kullanılmaktadır.

Baz metal: Asil olmayan ve kıymetsiz metallerin bir başka tanımıdır. Dış hekimliği literatüründe de aynı anlamda kullanılır. Dış hekimliğinde nikel, krom, kobalt ve alüminyum bunlardan bir kaçıdır (21).

McCabe (22) altın alaşımlarını 4 tipe ayırmıştır (Tablo 2.1). Bu sınıflandırmaya göre altın alaşımlarının asilliği Tip I’den Tip IV’e doğru azalır. Altın alaşımlarının asilliği ayarları veya değerlerine göredir. Ayar, 24 kısım alaşımdaki altın miktarına göre yapılan bir değerlendirmedir. Buna göre %75 altın içeren Tip II altın alaşımının değeri 18’dir. Değer, 1000 kısım içindeki altın miktarını belirtir. Tip II alaşımı 750 değerindedir. Asilliğin azalması yani altın oranının azalması ile sertlik ve dayanıklılık artarken çekilebilirlik ve korozyona direnç azalır (22).

Tablo 2.1. McCabe'nin döküm altın alaşımlarını sınıflandırması (22)

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

Alaşımin özelliklerindeki bazı değişimler kullanımlarını doğrudan etkilemektedir.

Tip I: Fazlasıyla yumuşak olan Tip I alaşımları yeterli miktarda diş dokusu ile desteklenen inleyler ve yoğun çiğneme kuvvetine maruz kalmayan durumlarda kullanılır. Bu alaşımin esnek olması, kavite kenarlarında inleyn ağızda şekillendirilerek çok daha iyi bir kenar uyumunun eldesini sağlar.

Tip II: İnleylerde en fazla kullanılan altın alaşımlarıdır. Tip I alaşımlarıyla karşılaştırıldığında daha üstün mekanik özelliklere sahiptirler ancak çekilebilirlik özellikleri daha azdır.

Tip III: Diş dokusunun az olduğu çiğneme kuvvetlerinin ise yoğun olduğu durumlarda inleylerde, ayrıca kuron ve köprü protezlerinde kullanılabilirler. Alaşımdaki yüksek miktardaki platin ve paladyum, alaşımin erime derecesini yükseltir ve lehim işlemlerinde büyük fayda sağlar.

Tip IV: Genelde iskelet protezlerinin dökümünde kullanılırlar. Elastiklik katsayıları çok düşüktür. Bundan dolayı küçük ve büyük bağlayıcıların kalın işlenmesi gerekir. Orantılı limitleri distorsiyona sebep olmayacak kadar yüksek olduğu için kroşelerin undercutlı alanlardan geçerken yeterli esnekliğe sahip olmasına sebep olur.

McLean (23), metal-seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır.

Soy metal alaşımları

a) Yüksek oranda altın içeren alaşımlar (%84 Au - %7-9 Pt - % 4-6 Ta, %1-3 Ag)

□ Altın - Platin - Paladyum alaşımları:

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

Her bir atomun hemen hemen yaygın bir tutkal gibi hareket eden bir elektron bulutu ile çevrili olduğu metal bağının benzersiz özellikleri, altın alaşımlarına bazı özel avantajlar kazandırır. Bunlar; yüksek gerilme ve kırılma dayanımı, aşınmaya karşı direnç (düşük sürtünme katsayıları), yüksek orandaki soy içerikleri sayesinde kararmaya ve korozyona karşı dirençlerinin fazla olması, kolay ve kusursuz dökülebilme, seramikle kuvvetli bir bağ oluşturabilme, düzeltme ve bitirme işlemlerinin kolay olması, biyouyumluluk ve parlatılabilirliklerinin yüksek olması olarak sıralanabilir. Dezavantajları ise; yüksek maliyetleri, özellikle uzun gövdeli köprülerde düşük bükülme dirençlerine bağlı olarak kullanımlarının uygun olmaması, sertliklerinin düşük olması ve yoğunluklarının yüksek olması olarak sıralanabilir (24)

b) Düşük oranda altın içeren alaşımlar (%50 Au - %30 Pa - %12 Ag - %8 In+Sn)

□ Altın – Paladyum – Gümüş alaşımları

1970'lerde yaygın olarak kullanılan düşük altın içerikli ilk alternatif alaşımlardır. Alaşım bileşimlerinden platin çıkarılarak, altın içeriği, paladyum ve gümüş miktarlarında karşılık gelen artışlarla birlikte yaklaşık %50'ye düşürülmüştür. Altın-platin-paladyum alaşımlarında görülen zayıf akma direnci, düşük sertlik ve yüksek

maliyet gibi dezavantajları ortadan kaldırmak için piyasaya sürülmüşlerdir. Altın, paladyum ve gümüş kombinasyonunun iki farklı varyasyonuna bağlı olarak alaşım düşük veya yüksek gümüş grubu olarak sınıflandırılmaktadır. Ancak iki grubun da altın esaslı alaşımlar olması nedeniyle hem düşük hem de yüksek gümüş grubu altın–paladyum–gümüş alaşımı olarak isimlendirilirler ve çoğunlukla aynı avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Alaşımın gümüş içeriği porselende yeşil renklenmeye sebep olur. Porselen içerisindeki yeşil renklenme, bazı seramik markalarına ait porselen kompozisyonlardaki sodyum iyonlarının potasyum iyonlarıyla yer değiştirilmesi yoluyla ortadan kaldırılmıştır (25, 26).

c) Altın içermeyen alaşımlar (%60 Pa - %38 Ag - %2 In+Sn)

□ Paladyum - Gümüş alaşımlar

Pd-Ag alaşımları 1974 yılında ilk altın içermeyen soy metal destekli seramik alaşımı olarak piyasaya sürülmüştür. Daha pahalı olan altın esaslı alaşımlara ekonomik bir alternatif sunmak için özel olarak geliştirilmişlerdir (26).Tipik olarak; Pd-Ag alaşımları %55-60 oranında paladyum, %28-30 oranında gümüş içerir. Alaşım içerisine ilave edilen rutenyum dökülebilirliğini artırır. İndiyum ve kalay ilavesi ise alaşımın sertliğini arttırıp, porselen bağlantısı için gerekli oksit tabakasının oluşmasını sağlar (12).

Soy olmayan metal alaşımlar

Nikel - Krom alaşımlar (Ni - Cr)

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

alaşımların maliyetleri düşüktür. Avantajlarına rağmen berilyum içeren nikel-krom alaşımlarının en büyük dezavantajı berilyumun sitotoksik özelliğinden ötürü, bu elementi içeren alaşımlar ile hasta ya da teknisyen temasının zararlı etkilere neden olabilemesidir. Doğru şekilde eritilmeleri ve dökülmeleri tecrübe isteyen bu alaşımların sertliklerinin oldukça fazla olması, karşıt dişlerde aşınmaya yol açabilir. Berilyum içermeyen nikel-krom alaşımlarının bileşiminde %62-77 oranında nikel, %11-22 oranında krom ve bor, demir, molibden ve tantalum gibi küçük elementler bulunmaktadır. Nikel-krom alaşımlarının maliyeti düşüktür. Yapısındaki krom sayesinde korozyona karşı direnci yüksektir. Ancak, bu özelliklerine rağmen içeriğindeki nikel elementinin, toplumda nikel alerjisi olan hastalarda toksik etki yapabilmesi nedeniyle kullanımları kısıtlanmaktadır (27-29).

Kobalt - Krom alaşımlar (Co - Cr)

Bileşimin içinde %65 Co, %26 Cr, %9 Ni vardır. Bu elementlerin haricinde molibden, silikon, berilyum, boron, karbon gibi elementler de az miktarda vardır. Kobalt ve nikel sert ve dayanıklı metallerdir. Kromun işlevi, alaşımı solüsyon sertleşmesi ile daha da sertleştirmek ve korozyona karşı dirençli hale getirmektir. Yüzeyde açığa çıkan krom hızla okside olur ve pasif oksit tabakası oluşturur. Bu tabaka iç kısımları korozyona karşı korur. Erime derecesi 1300°C'dir. Nikel-krom alaşımlarının sahip olduğu avantaj ve dezavantajlar kobalt-krom alaşımları için de geçerlidir (21).

Titanyum ve Titanyum Alaşımlar

Titanyum, yaklaşık 30 yıldan beri ticari olarak kullanılan değerli bir metaldir. Korozyona karşı dirençli, yüksek dayanıklılığa sahip ve düşük özgül ağırlıklıdır (30). Diş hekimliğinde titanyum genellikle saf şekilde kullanılmaz. Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımı şeklinde kullanılmaktadır. Üstün biyolojik uyumluluk, yeterli fiziksel ve mekanik özellikler ve üstün bir korozyon direnci sergiler ancak titanyum alaşımlarının dökülebilmeleri oldukça zordur. Çok yüksek bir döküm sıcaklığı (yaklaşık 2000°C) gerektirmeleri, çok hızlı bir şekilde okside olmaları ve revetman materyalleri ile etkileşime girmeleri gibi dezavantajları vardır. Titanyum alaşımlarından restorasyon elde etmekteki zorluk, bu alaşımların kullanımında olumsuz etkiler oluşturmuştur (31).

Dental Alaşımı Oluşturan Elementlerin Rolü

Bahsedilen sınıflandırmalarda kullanılan metallerin alaşımlara kattıkları özellikler birbirlerinden farklıdır:

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

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

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

Krom (Cr): Krom, nikel ve kobalt esaslı alaşımlarda korozyon direncine katkıda bulunur. Karbid oluşumu sayesinde, alaşımın güçlenmesine katkıda bulunur. Alaşımın lekelenmeye ve paslanmaya karşı direncini artırır. Alaşımın krom içeriğinin %30'u aşması, dökümünü zorlaştırdığı için döküm metal alaşımları %28 veya %29'dan daha fazla krom içermemelidir (32).

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

Bakır (Cu): Sertleştirici ve dayanıklılığı arttırıcı ajan olarak görev almaktadır. Alaşımın erime derecesini düşürür. Paladyum, platin, gümüş ve altınla reaksiyona girerek altın, bakır ve paladyum esaslı alaşımlara ısı işlem yeteneğı kazandırır. Soy

alaşımların içine ilave edilerek porselen bağlantısı için gerekli olan yüzeydeki oksit tabakasının oluşmasını sağlar, yoğunluğunu azaltır ve alaşımın pasifliğini artırır.

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

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

İndiyum (In): Altın esaslı metal seramik alaşımlarda birçok işlev üstlenir. Alaşımın erime derecesini ve yoğunluğunu azaltırken, akışkanlığı artırır. Alaşımın direncini artırıcı etkiye sahiptir. İndiyum altın esaslı alaşımlara yüzeyde porselenle bağlantıyı sağlayan oksit tabakası oluşturmak için ilave edilir. Yüksek gümüş içeren alaşımlara ilave edildiğinde kararma direncini artırıcı etki gösterir.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Çinko (Zn): Alaşımın erime derecesini düşürmeye yardımcı olur. Deokside edici etkisi vardır. Alaşımın dökülebilirliğini artırır ve paladyum ile bir araya geldiğinde alaşımın sertliğine katkıda bulunur (33).

Metal Altyapıların Üretim Yöntemleri

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

Döküm Yöntemi

Metal alt yapıların oluşturulmasındaki geleneksel teknik, çeşitli metal alaşımlarının kaybolan mum tekniği ile dökülmesiyle mümkündür. Taggart (34) tarafından bulunmuş olan “kayıp mum tekniği” 1907’den bu yana metal destekli seramik restorasyonlarda metal altyapıların hazırlanmasında kullanılmaktadır. Kaybolan mum tekniği ile hazırlık bir dizi işlem gerektirmektedir.

İşlem Protokolü

- Çalışma modelinin hazırlanması
- Geliştirilmiş sert alçı modelde yalancı köklü model hazırlanması
- Die spacer uygulanması
- Mum modelasyonu
- Döküm kanallarının bağlanması
- Manşete yerleştirme
- Revetmana alma
- Ön ısıtma

- Döküm
- Tesviye
- Uyumlama
- Polisaj

Preperasyonu tamamlanmış dişlerden alınan ölçü ile elde edilmiş olan yalancı köklü model üzerinde hazırlanan bir mum yapının ısıya dayanıklı bir revetman materyali ile çevrelenerek, mumun ısı ile elimine edilmesi ve “tij” olarak ifade edilen döküm kanalından erimiş metalin kalıp içerisine sevk edilmesi şeklinde uygulanır. Modelasyonu yapılan ve tij bağlantısı oluşturulan bir mum yapı tamamlanmış bir döküm haline gelinceye kadar üç temel aşamadan geçer:

- a- Revetmana alma: Mum yapının şeklini hassas bir şekilde yansıtacak bir materyalle kaplanması işlemidir.
- b- Mumun eritilmesi: Revetman kalıbın önısı işlemine tabi tutulması ve içindeki mum yapının eritilmesidir. Böylece negatif döküm boşluğu elde edilir.
- c- Döküm: Metal alaşımın eritilerek bu boşluk içerisine sevk edilmesi işlemidir (34).

CAD/CAM Sistemi

Bilgisayar ve otomasyon teknolojisinin gelişmesiyle diş hekimliğinde restorasyon yapım teknikleri de değişmektedir. Özellikle otomatik üretim metotlarında yüksek kalitede materyallerin kullanılması ve maliyetin düşmesi tedavide yenilikler meydana getirmiştir (35).

Bir dizi basamaktan oluşan döküm işlemindeki zorlukları aşmak için altyapılar, hazır bloklardan freze tekniği ile işlenip oluşturulabilmektedir. Bunun için ise CNC (Computer Numerical Control) ya da CAD/CAM (Computer- Aided Design/ComputerAided Manufacture) tekniği kullanılmaktadır.

CAD (Computer Aided Design – Bilgisayar Destekli Tasarım); bir cismin bilgisayar sistemlerinin kullanılarak geliştirilmesi ve tasarımının yapılmasıdır. Bu şekilde üç boyutlu model çizimi sanal ortamda gerçekleştirilmektedir (36).

CAM (Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim); ise ölçülen ve planlanan veriler kullanılarak bilgisayar desteği ile üretimin yapılmasıdır (36)

Bilgisayar destekli tasarım (CAD-Computer Aided Design), bilgisayar destekli üretim (CAM-Computer Aided Manufacturing), bilgisayar sayısal kontrolü (CNC- Computer Numeric Controlled) gibi teknolojiler son zamanlarda hızla gelişmektedir.

Bilgisayar yardımı ile üretimde elde edilen başarılı sonuçlar, diş hekimliğinde de restorasyonların bilgisayar destekli olarak üretilmesi fikrini ortaya çıkarmıştır. CAD/CAM ile hem çalışma şekli basitleştirilmiş hem de daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanılabilmesi mümkün olmuştur.

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini kullanmamak, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, bilgisayar desteği ile üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha üstün bir estetik sağlamaktır.

CAD/CAM sistemleri temel olarak 3 bileşenden oluşur;

- Hazırlanan kaviteden veya preparasyondan 3 boyutlu veri toplanması,
- Özel yazılımlar kullanılarak dental restorasyon için tasarımın yapılması,
- Aşıdırma ünitesinde, dijital tasarıma uygun olarak üretimin yapılmasıdır (35).

Veriyi kaydeden birimler, CAD/CAM sistemleri arasında farklılıklar göstermektedir. Bazı sistemler üç boyutlu taramalar yapabilen dijital bir ağız içi kamera kullanırken, bazıları ise modelden veri almakta kullanılan, ağız içi kullanıma uygun olmayan birimlere sahiptir. 3 boyutlu sanal restorasyonların tasarımı için her sistemin kendine ait bilgisayar yazılım programları mevcuttur. Farklı CAD/CAM sistemlerinde kullanıcıların tasarımda yapabildikleri değişimler farklı miktardadır. İlk sistemler kullanıcının yapacağı değişikliklere çok az izin verirken, daha güncel olan sistemlerde hekim tasarımın nerdeyse her özelliğini değiştirme yetkisine sahiptir. Ayrıca ilk sistemlerde optik veri transferi birimleri gibi, tasarım yazılımları da söz konusu sisteme özeldir ve farklı sistemler arasında yazılım uyumu yoktur.

Restorasyonun tasarımı tamamlandığında, CAD yazılımı sanal modeli CAM birimine ileterek restorasyonun üretimini başlatmaktadır. Günümüzdeki sistemler genellikle su soğutması altında, seramik veya metal blokların, çeşitli boy ve şekillerdeki elmas disk ve frezler ile aşındırılması sonucunda restorasyonlar elde eder. CAD yazılımı, restorasyonun üretilmesi için, sanal modelin bloktan eldesine uygun hareket yolları belirler, frezler CAD biriminden gelen komuta uygun olarak hareket eder ve bloktan istenen restorasyon yapılır.

CAD/CAM sistemleri makine destekli üretimin, klinikte ya da laboratuvarda gerçekleştirilmesine göre sınıflandırılabilir. Restorasyon klinikte diş hazırlığı ile aynı seansta üretilirse, bu “chairside concept” olarak isimlendirilir. Direkt yöntemin en büyük avantajı tüm işlemin tek seansta tamamlanabilmesi ve zamandan tasarruf sağlamasıdır. Eğer yöntem laboratuvar işlemi gerektirirse bu “labside concept” olarak ifade edilir. Laboratuvarda kullanılan sistemin avantajı bu cihazların farklı işlemlerde kullanılabilmesidir (36).

CAD/CAM Sistemi İşlem Protokolü

- Çalışma Modelinin Üretilmesi
- Alçı Modellerin Taranması
- Bilgisayar destekli tasarım
- Bilgisayar destekli üretim
- Restorasyonun bloktan elde edilmesi
- Minimal tesviye
- Cila

CAD/CAM Restorasyonların Üretim Teknikleri

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM teknolojilerindeki en önemli gelişmelerden biri, kapalı sistemlerden açık sistemlere geçiştir. Başlangıçta, firmaların üretim sürecine dair her bir aşamayı birbiri ardına ve birbiriyle ilişkili olarak gerçekleştirebilen donanımı sunan ve tüm aşamalardaki veri işlenmesinde daha fazla

tutarlılığın görüldüğü kapalı sistemler geliştirilmiştir. Ancak gelişen teknolojiyle birlikte kapalı sistemler yerini açık sistemlere bırakmış ve böylece bir CAD/CAM sisteminin bileşenlerini oluşturan ünitelerin ayrı olarak temini mümkün hale gelmiştir. Açık sistemlerin kullanılacak tarayıcı, tasarım ve üretim birimlerinin seçimi için esneklik sağlayabilmesi verilerin çeşitli kaynaklardan (ağız içi tarayıcı, mekanik veya lazer model tarayıcı, CT, MR) elde edilebilmesine, uygun yazılımın hazırlanacak restorasyonla eşleştirilebilmesine ve en önemlisi daha uygun fabrikasyon yöntemi ile materyallerin seçilebileceği oldukça geniş bir üretim tekniği yelpazesine sahip olunmasına imkân vermektedir. Açık sistemin farklı tarayıcı, yazılım ve üretim birimleri arasında entegrasyon kurması merkezi üretim konseptinin yaygınlaşmasının ve dolayısıyla çok sayıda uzmanın bu teknolojiye erişebilmesinin önünü açmıştır (37). CAD/CAM sisteminde üretim ekleme ve eksiltme prensipleri ile gerçekleştirilebilir.

a) Eksiltme Prensibine Dayalı Üretim Tekniği

Pek çok sistemin CAM birimi, ağırlıklı olarak prefabrike blokların bilgisayar destekli freze ve aşındırma cihazlarında frezler, driller veya elmas diskler ile aşındırılarak restorasyonunun hazırlandığı eksiltme prensibine dayalı bir üretim gerçekleştirmektedir. Gelecek için ekleme prensibine dayalı üretim teknolojilerine yönelim çoğalsa da halen diş hekimliğinde eksiltme yöntemi sıklıkla kullanılmaktadır (37).

Çalışma prensibi eksiltmeli yöntem üzerine kurulu olan CAM ünitelerinde kron, post, inley ve onley gibi restorasyonlar frezeleme yöntemi ile hazırlanmaktadır. Buna göre sistemin CAM ünitesindeki bilgisayar destekli freze birimi CAD ünitesinin verilerine göre blok halindeki materyalden istenmeyen parçaları uzaklaştırarak arzu edilen geometriye sahip restorasyonun hazırlanmasını sağlamaktadır. Eksiltmeli üretim tekniği kıvılcım erozyonu ve frezeleme metodu gibi metotları içermektedir (38).

Kıvılcım erozyonu ile CAD verilerine göre restorasyonun hazırlanabilmesi için belli koşullar altında bir metal bloğu aşındırmak için devamlı tatbik eden kıvılcımlar kullanılmaktadır. Frezeleme yönteminde ise restorasyonun hazırlanabilmesi için metal bloğun aşındırılması amacıyla sistemin CAM ünitesinde kullanılan cihazlarda elmas ve karbid frezler birlikte bulunmaktadır. 2015 yılının ilk çeyreğinden itibaren

lazer teknolojisi kullanılarak yapılan frezeleme yöntemi de sistemdeki yerini almıştır (38).

CAD/CAM yöntemi ile endirekt restorasyonun tasarımı tamamlandıktan hemen sonra, sistem en az zaman ve materyal kaybıyla en iyi sonucu elde etmek için veriyi işler, restorasyon materyali bloğunun boyutunu ve konumunu seçer ve frezeleme işlemine geçer. Eksiltme sistemi kullanılarak üretim yapılan sistemlerde frezeleme prosedürü, susuz veya su soğutması altında gerçekleştirilir. Kuru işleme, ağırlıklı olarak düşük sıcaklıkta yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blokların şekillendirilmesinde kullanılırken, sulu işleme frezeleme sırasında oluşabilecek ısıya bağlı zararların önlenmesi için metal ve cam seramik malzemelerin şekillendirilmesinde tercih edilir (39).

Eksiltme yönteminde kullanılan frezeleme cihazlarının eksen sayısı restorasyonun geometrisinin frezeleme sırasında frezin elde edebileceği erişim pozisyonlarının sayısına bağlı olması sebebiyle önemli bir parametredir. Eksen sayısının artması restorasyon morfolojisinin daha ayrıntılı olarak işlenebilmesine olanak tanımaktadır. Eksiltme yönteminde kullanılan frezeleme cihazları üç, dört veya beş eksenli olabilmektedir. Üç eksenli frezeleme cihazında milin sadece X, Y ve Z değerleri ile tanımlanan uzaysal yönler hareket etmesi nedeniyle restorasyonun hazırlanması 3 eksen doğrultusunda gerçekleşir. Diğerlerine göre daha ucuz olan üç eksenli frezeleme cihazları restorasyonun içinin veya dışının üretiminde parçayı 180° çevirebilir. Bu cihazlara örnek olarak; CEREC inLab (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya), Lava™ (3M ESPE, St Paul, Minnesota, ABD) ve Cercon Brain (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya) verilebilir.

Dört eksenli frezeleme cihazlarında ise üç uzaysal eksene (X, Y, Z) ilave olarak komponent için gerilim köprüsü (tension bridge) bulunur ve çok farklı yönlerde döndürülebilmesini sağlar. Bu sisteme Zeno (Weiland Imes, Pforzheim, Almanya) örnek verilebilir. Beş eksenli frezeleme cihazlarında ise üç uzaysal eksene (X, Y, Z) ve dönebilir gerilim köprüsüne ilave olarak frezeleme ekseninin de dönebilme olanağı vardır (39, 40).

Eksiltme prensibine dayalı üretim teknolojisi, geleneksel yöntemlerle elde edilmesi zor veya imkânsız olan karmaşık restorasyonların ve ince ayrıntıların hazırlanma

süresini önemli ölçüde azaltarak oldukça basit bir şekilde yapılmasını sağlamaktadır. Fakat, etkin bir yöntem olmasına rağmen en büyük dezavantajı restorasyon elde edebilmek için prefabrik blokların %90'ının uzaklaştırılması sebebiyle oluşan materyal israfıdır (37, 41).

Bilgisayar destekli üretim yapan sistemlerde, diş hekimliğinde geniş uygulama alanı olan metal ve metal alaşımlarından elde edilen bloklar yaygın olarak kullanılmaktadır. Çeşitli sistemler için üretilmiş krom-kobalt, saf titanyum ve titanyum alaşımlarından üretilen disk şeklindeki blokların kullanılması ile geleneksel döküm yönteminde karşılaşılan pek çok problemin önüne geçilmiş ve yüksek kalitede restorasyonların standart bir şekilde üretimine imkân sağlanmıştır (42).

Tablo 2.2. Metal esaslı bloklara ait firma bilgileri

Alaşımanın türü	Üretici bilgileri
Krom-kobalt esaslı bloklar	- Procera Cobalt Chromium (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
	- Ceramill NP M (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	- Kera-Disc (Eisenbacher, Main, Almanya)
	-Magnum Lucens (Mesa, Viterbo, İtalya)
Titanyum esaslı bloklar	- Procera Titanium (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
	- Ceramill Ti (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	- Ceramil Ti Alloy (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	- Kera Ti5-Disc (Eisenbacher, Main, Almanya)
Sinterlenen Metal bloklar	- InCoris CC block (Sirona, Bensheim, Almanya)
	- Ceramill Sintron (Girrbach, Pforzheim, Almanya)
	- Crypton blank (Degudent, Frankfurt, Almanya)

Yaygın olarak kullanılan metal blokların yanı sıra güncel bir materyal olan sinterlenen metal bloklar da piyasada bulunur. Sinterlenen metal bloklar %63,3 kobalt, %28,5 krom içeriğine sahip olup, elastiklik modülü 165 GPa'dır. Bu bloklardan restorasyon üretilmesi, zirkonya esaslı bloklardan restorasyon üretim sürecine benzer. Kısmi

prensibine dayalı üretime doğru bir geçiş gerçekleşmiştir. Diş hekimliğinde geleneksel olarak eklemeli üretim tekniklerinin kullanımına 1980’lerde prototiplerin, modellerin ve ana modellerin üretimi amacıyla başlanmıştır (45).

Çok ince detayları olan karmaşık geometriye sahip restorasyonların bile hazırlanabilmesine imkân veren hızlı prototipleme teknolojisi ile metal ve seramikten doğrudan gerçek fonksiyonel parçaların üretimi gerçekleştirilebilmektedir. Günümüz diş hekimliğinde koping, kron-köprü protezleri tasarlamak, geliştirmek ve üretmek için hızlı prototipleme teknikleri kullanılabilmekte ve bu teknikler avantajları nedeniyle daha cazip hale gelmektedir. Dental protezlerin geleneksel yöntemlerle üretilmesi diş hekimleri ve teknisyenlerin becerilerine bağlıdır ve oldukça çok emek ve vakit istemektedir. Geleneksel yöntemlerle kıyaslandığında, hızlı prototipleme teknikleri ile dental protezlerin üretilmesi protezin başarısında kişi faktörünün ortadan kaldırılmasına, düşük maliyete, daha iyi ve daha hızlı restorasyonların üretilmesine imkân sağlamaktadır (44).

Hızlı Direkt İmalat Sistemlerindeki İşlem Protokolü

SLS ve SLM sistemlerini kullanarak diş hekimliğinde metal destekli protezlerin altyapılarının direkt olarak hazırlanması sırasında da öngörülen CAD/RPM (Computer- Aided Design/Rapid Prototyping and Manufacturing) prosedürü üç ana aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamayı veri toplama işlemi oluşturur ve bu işlem temaslı veya temassız yöntemler kullanılarak gerçekleştirilir. İkinci aşamayı oluşturan toplanan verilerin işlenmesi prosedüründe ise, ana modelin ağız dışı olarak ya da ağız içinde prepare edilen bölgenin ağız içinde taranması sonucu elde edilen dijital veriler ışığında restorasyonun CAD programında üç boyutlu modeli sanal olarak tasarlanır. Daha sonra benzer prosedürler izlenerek SLS veya SLM cihazlarında üretim aşamasına geçilir ve en son yüzey işlemleri tamamlanarak restorasyonun metal altyapısı elde edilir (46).

Hızlı Prototip Üretim Sistemleri (HPÜ)

Tüm hızlı prototip üretim sistemlerinde, kullanılan malzemenin katman katman inşa edilerek nihai ürün haline gelebilmesi için bazı yöntemler kullanılmaktadır. Liste tamamını içermesede, günümüzde kullanılan hızlı prototip üretim sistemlerinden bazıları şunlardır (45, 47) :

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

Stereolithografi (SLA, Stereolithography)

Obje bilgisayar kontrolü ile yansıtılan nokta şeklindeki lazer ışınının tank içerisindeki sıvının üstünde belirlenen alanları katılaştırmasıyla tabaka tabaka yapılır. Oluşturulmakta olan nesnelerin büyüklüğüne ve miktarına bağlı olarak, her bir katman için bir ya da iki dakika sürebilir. Objenin miktarına göre tabla üstünde yan yana aynı anda birden fazla nesne üretimi yapılabilir. Tipik bir çalışmanın 6 ila 12 saat sürdüğü sistemde büyük objelerin hazırlığı birkaç gün sürebilmektedir. SLA tekniği günümüzde rutin olarak, dental implantların yerleştirilmesinden önce hazırlanan cerrahi rehber modelleri oluşturulurken kullanılmaktadır. Ancak günümüzde kullanım alanları geçici kron-köprülerin hazırlanması ve kayıp mum tekniğinde dökümü yapılacak mum modellerin elde edilmesi gibi durumları da kapsayacak biçimde büyümektedir (45).

Eriterek Şekil Verme (FDM, Fused Deposition Modeling)

Bu teknolojiyi 1980'lerde S. Scott Crump geliştirilmiş ve 1990'da ticarileştirilmiştir. FDM teknolojisi çok sayıda tekniği kapsasa da genel olarak bu tekniklerde, bobin üzerine sarılı olarak cihaza yüklenebilen tel formunda hammaddeler kullanılmaktadır. Ekstrüzyon başlığında ısıtılan hammadde sıvı veya macun kıvamında 0,3 mm çapındaki uçtan sıkılma suretiyle çıkarılıp gerekli noktalara sıvanır. Platformun katman kalınlığı kadar aşağı inmesi ile yeniden başlayan sıvama işlemi parça inşa edilene kadar döngü şeklinde devam eder (45).

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

Selektif elektron ışını ergitme (SEBM), net şekle sahip metal parçaları üretmek için kullanılan hızlı prototipleme üretim sistemidir. Bu sistem yüksek bir vakum altında elektron demeti ile metal toz katmanını tabaka tabaka eriterek parçaları üretir. Elektron akışı bir tungsten telinin ısıtılmasıyla oluşturulur ve ışın manyetik alan kullanılarak yönlendirilir. Işık yerine elektron kullandığı için ışının enerjisi çok fazladır. Sonuç olarak bazı metal sinterleme tekniklerinden farklı olarak, tamamen yoğun, boşluksuz ve son derece dayanıklı parçaların üretimi gerçekleştirilmektedir. Bu teknoloji, özel implantların yapımı için ortopedi ve maksillofasiyal cerrahide geniş uygulama alanı bulmuştur. Tekniğin en büyük avantajı cp-titanyum, Ti-6Al-4V ve Co-Cr gibi metal alaşımlarında oldukça gözenekli yapılar oluşturma kabiliyetidir. Ağ veya sünger gibi gözenekli yapıların potansiyel yararı, mekanik özelliklerinin kemiğin özelliklerine, özellikle de elastik modülüne çok yakın olacak şekilde ayarlanabilmesidir (45).

3D Yazdırma (3D Ink jet printing)

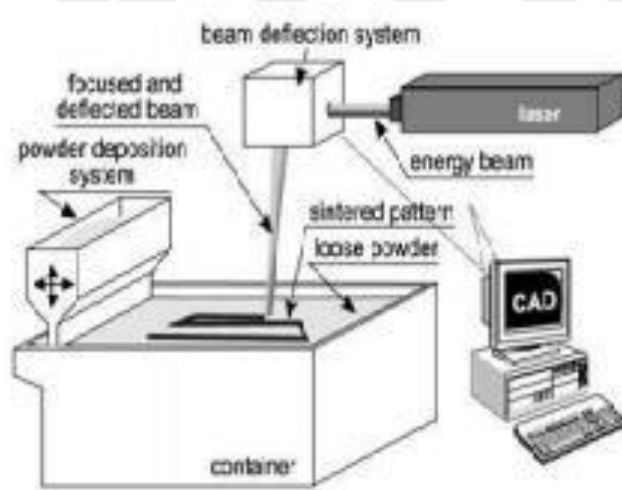
3D yazdırma sistemi, bir toz yatağının yüzeyi üzerine yayılmış ince bir toz dağılımı üzerine bağlayıcı malzemeleri püskürtmek için mürekkep püskürtmeli baskıya benzer bir teknoloji kullanır. Sistemde bağlayıcı malzemeleri püskürtebilmek için çok kanallı bir püskürtme başlığı kullanılmaktadır. Sistemde bağlanan ve hazır olan tabakayı ve toz yatağını taşıyan piston aşağı doğru inerken inşa yüzeyine merdane yardımı ile yeni bir kat toz serpilir. Bu tabakalama işlemi parça tamamlanana kadar sürer. Isıl işlem sonrası bağlanmayan tozlar temizlenilir ve inşa edilen parça ortaya çıkar.

Üretim süreci oldukça hızlıdır ve malzeme maliyeti düşüktür. Çözünürlük, yüzey bitim işlemleri, parçacık kırılgenliği ve sistemle birlikte kullanılan mevcut materyal çeşitliliğinin kısıtlılığı sistemin dezavantajlarından (47).

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

Şematik olarak görüntüsü şekil 2.1’te gösterilen seçici lazer sinterleme (SLS), “katı serbest şekillendirme”, “katman imalat teknolojisi”, “hızlı prototipleme teknolojisi”, “masaüstü imalatı” ve “selektif metal toz sinterleme” olarak da bilinmektedir. SLS

işleminde toz serilme yöntemi ve tozlar arasında bölgesel ergime sağlanmaktadır. Kısmi ergitme prosedürü olarak bilinen ve üretim sırasında metal tozlarının sadece çevresel kısmının eritildiği seçici lazer sinterleme (SLS) yöntemi, en hızlı büyüyen hızlı prototipleme tekniklerinden birisidir. Bunun nedeni, polimerler, metaller, seramikler ve birçok kompozit türü gibi hemen hemen her materyali işleme uygunluğudur. SLS işleminde kullanılan kaynaşma ya da sinterlenme özellikleri düşük olan tozlara, bağlayıcı bir ajan ilave edilir (48). SLS 'de hazırlanan parçaların yoğunluklarının %60'dan yüksek olabilmesi için toz karışımları ya da özel olarak geliştirilmiş tozlar kullanılır. Parçaların inşası sırasındaki yoğunlaşma mekanizmaları erime, ıslanma ya da sıvı akışı ile karakterize olan sıvı faz sinterizasyonudur (44). SLS sistemi, 0.5 mm kadar küçük parçalar oluşturabilir. SLS parçalarının standart doğruluğu ± 0.2 mm kadar; genel duvar kalınlığı ise en az 1 mm kadar olmalıdır. Ancak çoğu durumda 0.3 mm gibi daha küçük bir bölgesel duvar kalınlığı uygulanabilir (47).



Şekil 2.1. SLS işleminin şematik olarak görüntüsü (48)

Şematik olarak görüntüsü 2.1'da gösterilen selektif lazer ergime (SLM) işleminde, tamamen yoğun parçaları işlemek için erimiş havuz olarak da adlandırılan bir sıvı faz oluşmaktadır. Ekipman açısından SLS'ye çok benzese de SLM sistemlerinde tozların tamamen erimesini sağlayan daha yüksek yoğunlukta bir lazer enerjisi kullanılır. Bu nedenle imal edilen parçaların yoğunluğu teorik yoğunluklarına çok yakın olur (44).

Genel olarak, bu yöntemde kullanılan lazer enerjisi ile daha az ısı indüklenerek nispeten daha iyi sonuçlar elde edilebilir. Geleneksel yöntemlerle üretilen ürünlerin

mekanik özelliklerine yakın ya da daha iyi olan malzemeler üretilir. 3D lazer kaplamasındaki toz dağıtımı özelliği sayesinde inert bir gaz koruma bölümüne ihtiyaç yoktur. Böylece, daha büyük boyutlara sahip parçalar üretilebilmektedir. Ayrıca sistem farklı toz besleyicilerden gelen metal tozlarının dağılım oranını kontrol ederek, fonksiyonel olarak tasarlanmış malzemeler de üretilebilmektedir (44).

Hızlı Prototip Üretim Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

Hızlı prototip üretim sistemlerinde kullanılan materyaller, üretim öncesi katı, sıvı ya da toz partikülleri şeklinde olabilmektedir. Katı haldeki materyaller pelet, tel ya da yaprak gibi değişik formlarda kullanılabilir. Günümüzde Hızlı Prototip Üretim ve Hızlı Direkt İmalat Sistemleri'nde kullanılan hammaddelerin fiziksel özelliklerinin ve çeşitliliğin artmasına yönelik çalışmalar devam etse de halen kullanılan materyal çeşitliliği içerisinde kâğıt, naylon, mum, reçineler, metaller ve seramikler girmektedir (49). Günümüzde kullanılan Hızlı Prototip Üretim ve Hızlı Direkt İmalat sistemleri ve yararlandıkları malzemeler Tablo 2.3'de gösterilmiştir.

Tablo 2.3. Günümüzde hızlı direkt imalat yapan firmaların kullandığı yöntemler ve malzemeleri

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

SLS ve SLM Hızlı Prototip Üretim Sistemlerinde Kullanılan Lazer Sistemleri

Lazer radyasyonun yoğun olarak verilmesiyle sağlanan ışık amplifikasyonunun (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) kısaltılmış biçim olarak kullanılır.

Lazer ışını; aktive olmuş doğal gazların, elementlerin, moleküllerin ve çeşitli kristallerin etkileşimi ile yüksek yoğunlukta paralel hareket eden aynı dalga boyundaki elektromanyetik radyasyondan oluşan ışıktır.

Doğrudan metal lazer üretimi için hızlı prototipleme cihazlarının çoğu sürekli modda CO₂ veya Nd-YAG lazerler kullanmaktadır. Lazer gücü 50-500 W aralığında olmakla birlikte, CO₂ lazerlerde güç 18 kW'a kadar yükselebilmektedir. CO₂ ve Nd-YAG lazerleri arasındaki ana fark, dalga boylarıdır. Nd-YAG lazerlerinin dalga boyu 1.06

μm iken CO_2 lazerlerinin dalga boyu $10.6 \mu\text{m}$ 'dir. Çoğu metalin soğurma gücü, dalga boyu azaltılarak artar. Tablo 2.4'te çeşitli firmaların kullandıkları lazer tipleri ve güçleri belirtilmiştir (44).

Tablo 2.4. Lazer tipleri ve güçleri (50).

Cihaz	Firma	İşlem	Lazer	Güç
Sintersation 2000/2005	DTM (ABD)	SLS	CO_2	50W
EOSINT 250	EOS (Almanya)	SLS	CO_2	200W
EOSINT 270	EOS (Almanya)	SLS	Ytterbium Yb- fiber lazer	200W
LUMEX 25C	MATSUURA (Çin)	SLM	CO_2	500W
TrumaForm	TRUMPF (Almanya)	SLM	Disk Lazer	250W
REALİZER	MCP (Almanya)	SLM	Nd:YAG	100W
Lasform	Aeromet (ABD)	3D-lazer kaplama	CO_2	10-18kW
Lens	Optomec (ABD)	3D-lazer kaplama	Nd:YAG	1kW
Trumafom DMD505	Trumpf (Almanya)	3D-lazer kaplama	CO_2	2-6kW

SLS sistemlerinde seçilen lazer tipi sinterlenmesi planlanan materyalden bağımsız olmamalıdır. SLS işleminde kullanılan lazerin dalga boyu, enerjisi ve gücü gibi değişen parametreleri üretilen parçaların yoğunluğu ve yüzey özellikleri üzerinde etkilidir (48).

Çalışmaların birçoğu, daha yüksek absorpsiyonla birlikte daha iyi bir bağlantı gerçekleşeceği için Nd-YAG lazer kullanımı ile aynı yoğunluğa sahip tozlarda daha

yüksek erime derinliği elde edilebileceğine işaret etmiştir. Nd-YAG lazer kullanımına dair bir diğer avantaj ise ışına rehberlik edecek bir optik kablonun kullanılabiliyor olmasıdır (44).

Ticari cihazların çoğu, Nd: YAG lazerlerinin metal tozları için daha iyi soğurma özellikleri sunmasına rağmen CO₂ lazer kullanmaktadır. Nedeni ise CO₂ lazerlerin, NdYAG lazerlere kıyasla daha yüksek verimliliğe ve daha düşük maliyetlere sahipken bakımlarının da daha kolay olmasıdır (44).

2.1.2. Oksit Tabakası

Metal-seramik alaşımları hazırlanıp temizlendikten sonra seramik uygulaması öncesi oksidasyon işlemine tabi tutulur. Bu ısı işlem sırasında metal üzerinde oluşan metal oksit tabakası seramiğin metal üzerine bağlanmasında anahtar rol oynar. Soy metaller okside olmadığı için alaşıma ilave edilen minör metaller oksit tabakasının oluşumunda rol oynar. Alaşım tiplerine göre de oksidasyon işlemi değişkenlik gösterir.

Oksit kalınlığı açısından soy ve soy olmayan alaşımlar arasında bir karşılaştırma yapıldığında soy olmayan metal alaşımlarındaki oksit tabakanın daha kalın olduğu bulunmuştur. Bu olayın nedeni de soy metal alaşımlarda oksit yapımı, genellikle alaşımın içeriğine uygun miktarda eser elementlerin eklenmesiyle kontrol edilebilirken, soy olmayan metal alaşımlarında ise içerdikleri bütün elementlerin okside olabilecek yapıda olmaları sonucunda bunun sağlanamamasına bağlanmaktadır (51).

Metal ve porselen arasında yeterli bir bağlantı arzu edildiğinde metal ve oksidin şu özelliklere sahip olması gerekmektedir:

- Metal ya da oksidin porselenle olan iyi ıslanabilirliği esastır.
- Metal oksit porselen içinde çözünmelidir.
- Metal yüzeyinde oluşan oksit, porselende ya da ara yüzeyde renklemeye neden olmamalıdır.

- Metal ya da metal oksitler porselenin direncini azaltacak ya da ara yüzeyde porselenin ısı genleşme katsayısını arttırıp azaltarak yüksek iç stresler oluşturacak şekilde reaksiyona girmemelidir.
- Metal ya da metal oksitler korozyona uğramamalı ya da çevre dokularda toksik etki yaratmamalıdır.

2.1.3. Dental Porselenler

Porselenlerin insanoğlunun günlük yaşantısına girişi milattan önceki yıllara uzanmaktadır. Diş hekimliğinde bu materyallerin kullanımı 18. yüzyılda başlarken, teknolojik gelişmelerin yardımıyla istenilen özelliklere cevap veren dental porselen üretimi, 1950'li yıllardan sonra olmuştur (12). Dişlerin restorasyonlarında mine ve dentin görünümüne en yakın olarak kullanılan materyallerden olan porselenler; ışık geçişine izin vermeleri, doğal diş yapısını taklit edebilmeleri gibi estetik avantajlarının yanı sıra ağız sıvılarından etkilenmemeleri, dirençli bir yapıya sahip olmaları, doğal dişlerin yapısına benzer ısısal genleşme katsayısına sahip olmaları ve biyouyumluluk gibi protetik diş tedavisinde kullanımlarını arttıran özelliklere sahiptirler (50).

2.2. Metal - Seramik Bağlantısı

Metal destekli seramik restorasyonlarda metal ile seramik arasındaki kuvvetli bağlantı sistemin başarısı için en önemli etkenlerden biridir. Metal seramik restorasyonların önde gelen başarısızlık sebeplerinden biri metal altyapının deformasyonuna bağlı olarak seramik üstyapının kırılmasıdır. Bu nedenle metal altyapı tasarımı, deformasyonu engelleyecek şekilde hazırlanırsa bu tip seramik kırıklarının engellenmesi de mümkün olacaktır. Bunun dışında seramik üzerine gelebilecek aşırı streslerle beraber seramik üstyapının tasarımında yapılacak hatalar altyapıdan bağımsız olarak başarısızlıklara neden olabilir. Eğer metal altyapı ve seramik üstyapının doğru tasarımına rağmen bir başarısızlık söz konusuysa burada metal ile seramik arasındaki bağlantıda bir sorun olması muhtemeldir (9).

Metal ile seramiğin arasındaki bağlantıyı sağlayan pek çok mekanizma vardır. Bunlar;

- Mekanik bağlantı,
- Kimyasal bağlantı,

- Baskı kuvvetleri ve
- Van der Waals kuvvetleridir

Vickery ve Badinelli (21), araştırmalarında soy metaller ile seramik arasındaki bağlantıda bu bahsedilen mekanizmaların ne oranda etkili olduklarını incelemişler ve kimyasal bağlantının %52, baskı kuvvetlerinin %25, mekanik bağlantının %22 ve fiziksel bağlantının ise %1 oranında bağlantıyı etkilediğini bulmuşlardır.

Tüm bu bağlantı mekanizmalarında birinci şart metal yüzeyinin seramik tarafından ıslatılabilmesidir.

2.2.1. Mekanik bağlantı

Mekanik bağlantı basit olarak metal ile seramik yapının birbirlerinin içine geçerek kenetlenmesi ile gerçekleşir (52).

Metal üzerinde frezle aşındırma ve kumlama ile makroskobik; oksidasyon tabakası oluşturulması, erimiş cam ile elektromekanik korozyon, tanecik sınırlarının seçici oksidasyonu ve asit uygulanması gibi işlemler ile de mikroskobik düzeyde pürüzlü bir yüzey oluşturulmaya çalışılır. Bu yüzey, seramik ile oluşturulan mekanik bağlantının ilk adımlarını oluşturur. Seramik, metal yüzeyinde oluşturulan girinti çıkıntılara girer, soğuma esnasında ise iki materyal birbirlerine kenetlenir ve mikromekanik bağlantı oluşur. Metal ve seramiğin, bağlantıyı kuracak yüzey alanındaki artışla birlikte mekanik bağlantı da artar (53). Metal altyapıya porselenin uygulanacağı yüzey, fırınlama sırasında opak porselen tarafından doldurulacak pek çok mikroskopik pürüzler içerir. Metal altyapıya alüminyum oksit tozlarının basınçla püskürtülmesiyle yapılan pürüzlendirme hem yüzeyi temizler, hem de yüzey alanını arttırarak bağlanma için elverişli hale getirir.

Metal yüzeyinin hazırlığı üç ana başlıkta incelenebilir:

- Aşındırıcılar veya ani basınç tekniğı ile yüzey bitirme işlemi,
- Temizleme,
- Degassing.

Hazırlık esnasında çok fazla pürüzlü bir yüzey oluşturulması problem yaratır ve kırık oluşumuna karşı dayanıklılığı azaltır. Ayrıca kaba aşındırıcılar mekanik olarak metali zedeleyip gazlar için birer tuzak yaratabilir. Porselen uygulanacak yüzeyin iyice temizlenip tüm organik fazlalıklardan arındırılması şarttır. Bu işlemde amonyaklı bir deterjan veya ultrasonik bir banyo oldukça etkilidir. İşlem sonrasında sıcak distile su ile ultrasonik olarak döküm çalkalanmalıdır. Bu yöntemler içinde en yaygın olarak kullanılanı 125 µm çapında Al_2O_3 partikülleri ile 2 bar basınç altında yapılan kumlama işlemidir (23).

2.2.2. Kimyasal bağlantı

Metal seramik restorasyonlarda kuvvetli bir bağlantının en önemli ve kalıcı faktörü kimyasal bağlantıdır. Kimyasal bağlantı, seramiğin cam fazı ile metal yüzeyindeki oksit tabakası arasında elektron paylaşımı ve transferiyle oluşur (23).

Seramik yüksek ısıda, altındaki metal yapının yüzeyine yapışır. Bu kaynaşma esnasında metal iyonları, seramik içine difüze olur. Basit bir metaloksit olayında doyma, eğer cam içindeki oksidin difüzyon hızı, cam içindeki oksidin erime hızından daha az ise korunur. Pask ve arkadaşları (54) eğer erime işlemi, oksit tabakasının tamamen erimesine kadar gitmezse, geride kalan farklı oksit tabakasının özelliklerinin, birleşmenin fiziksel özelliklerini baştanbaşa etkileyeceğini ve eğer ısıtma bu noktanın altına inerse, metal seramik ara yüzündeki doymanın kaybedilebileceğini belirtmişlerdir.

Metal seramik restorasyonlardaki kimyasal bağlantı, ara yüzdeki oksit tabakasını da içerir. Ara yüzdeki seramik kısmen erir ve metal oksitler ile birleşir. Bunun sonucunda seramik ve metal, metal oksitler ile termodinamik bir denge içine girerek kimyasal bağlantıyı oluştururlar (55).

McLean (7) metal yüzeyindeki kimyasal bağlantıdan sorumlu olan oksit tabakasının 3 şekilde oluşturulabileceğini bildirmektedir. Bunlardan ilki, ısıtma işlemi ile oksit tabakası oluşturabilen soy olmayan metal oksitlerinin, kıymetli metal alaşımlarının içine katılması ile oksit tabakası oluşturulmasıdır. İkincisi, direkt olarak alaşımın bileşenleri ile yüzeyde kendiliğinden oksit tabakası oluşturulmasıdır. Üçüncüsü ise, In ve Sn gibi okside olabilen metal oksitlerinin metal yüzeyine kaplanmasıdır.

Soy metal alaşımları kendi kendilerine okside olamadıkları için yapılarına Fe, In, Sn ve Zn gibi okside olabilen metaller ilave edilir (56). Gazdan arındırma işlemleri sonrasında da bu metaller yüzeye çıkarak SnO_2 , In_2O_3 ve Fe_2O_3 gibi metal oksitleri ihtiva eden ince bir oksit tabakası oluşturur. Bu oksitler oksijen atomları ile bağlantı yapmak üzere seramiğin içine yaklaşık 20 μm derinliğe kadar difüze olurlar (7).

Nikel-krom ve kobalt-krom gibi soy olmayan alaşımları içerdikleri birçok elementten dolayı pişim işlemleri sırasında kendiliğinden oksit tabakası oluştururlar. Bu yüzden metal oksitlerin ilavesine gerek yoktur (57). Bununla birlikte, soy olmayan alaşımlarda farklı metallerin yanında, mikro yapısal farkların da bulunması benzer kompozisyon ve mekanik özelliklerine karşın döküm işlemlerinde ve seramik ile olan bağlantılarında oldukça farklı davranışlarda bulunmalarına sebep olabilir (58).

Ayrıca soy olamayan metallerde oluşan oksit tabakasının kalınlığını kontrol etmek de bazen sorun olabilmektedir (21).

McLean (7) aşırı oksit oluşumunun önlenmesi ile bazı önerilerde bulunmuştur. Bunlar: seramik frit ile alüminyum tozunun karıştırılmasıyla elde edilen bir kaplama ajanı kullanılması, soy olmayan alaşım yüzeyinin elektrodpozisyon ile altın veya radyum gibi soy metalle kaplanması ve Ni ve Cr iyonları ile indirgenmeyen opak seramiklerinin kullanılmasıdır.

Burada oluşan oksit tabakasının kalınlığı alaşımın tipine, hazırlanmasına ve pişim işlemleri prosedürüne göre değişkenlik gösterir. Pişim süresinin uzaması oksit tabakasının kalınlığını arttırır. Kalın oksit tabakası seramik ve metal arasında sandviç görevi yaparak kendi içinde kırılabilirken, asgariden daha ince oluşan oksit tabakası ise zayıf bir kimyasal bağlantıya sebep olur (7).

2.2.3. Baskı kuvvetleri

Seramikte baskı kuvvetleri metal ile seramiğin ısısal özelliklerine bağlı olarak oluşur. Dental seramikler baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıyken, germe kuvvetlerine karşı dayanıksızdır. Buna bağlı olarak, seramikle birlikte kullanılacak metal alaşımının ısısal genleşme katsayısının seramiğe oranla fazla olması istenir. Bu sayede soğuma esnasında seramik yapı içinde baskı kuvvetleri oluşur (57).

Bu olay metal ile seramiğin ısısal özelliklerini kapsayan bir uyumluluk kavramı geliştirmiş ve araştırmacıları metal ve seramik arasındaki farklı ısısal özelliklerden kaynaklı stresleri incelemeye ve hesaplamaya yöneltmiştir (59).

Isısal genleşme katsayısı:

Birkaç istisna hariç tüm maddeler ısıtıldıklarında boy ve hacim artışına uğrarken, soğutulduklarında büzülürler. Buna “ısısal genleşme” adı verilir. Materyalin 1°C ısı değişimi karşısında birim uzunlukta boy değişikliğine “lineer genleşme katsayısı”, hacmindeki artışa ise “hacimsel genleşme katsayısı” denir. Bu iki terime ortak olarak ise “ısısal genleşme katsayısı” adı verilir (60).

McLean (7), metal destekli restorasyonlarda kullanılan seramiklerin daha fazla alkali içerdikleri için daha yüksek ısısal genleşme katsayısına sahip olduklarını bildirmiştir. Isısal uyumluluk ile ilgili çalışmalar yapmak için önce metal ile seramik materyallerinin ısısal davranışlarının bilinmesi gerekir. Seramik materyali metalden farklı olarak doğrusal olmayan bir genleşme ve büzülme gösterir (61). Metal ile seramik materyallerinin ısısal genleşme katsayıları genellikle dilatometre cihazı ile cam transisyon ısının altındaki derecelerde ölçülür (62). Dorsch (63), yaptığı çalışmalarda, değişik metal alaşımları ve seramik materyallerinin ısısal genleşme katsayılarını dilatometrik ölçümlerle belirlemiştir ve tekrarlanan pişim işlemlerinin ne yönde etki yaptığını araştırmıştır. Sonuç olarak, metallerin ısısal genleşme katsayısının tekrarlanan ısıtma işlemlerinden etkilenmediği; seramiğin ise bu tekrarlanan fırınlama işlemlerinden etkilenip ısısal genleşme katsayısının da buna bağlı olarak arttığı bulunmuştur (63).

Seramik metal üzerine pişirildiğinde ısısal genleşme katsayısı bakımından üç farklı ilişki olabilir:

1. Seramiğin ısısal genleşme katsayısı metalden yüksek olabilir. Bu durumda seramiğin termoplastik akıcılığı da azalır. Buna bağlı olarak seramik pişim ısından oda ısısına soğutulurken metale oranla hacim olarak daha fazla ufalır. Bu durumda seramik ile metali birbirinden ayırıp, boyları ölçüldüğünde seramiğin daha kısa olduğu bulunacaktır. Fakat metal seramik sistemleri birbirleriyle bağlı olarak kullanıldıkları için bu boy farkı yerine metal altyapıda baskı, seramik üstyapıda ise seramiğin en dayanıksız olduğu ve yapı içinde kırıklara yol açan germe kuvvetleri oluşur (7).

2. Seramik ile metalin ısı genleşme katsayısı eşit olabilir. Bu durumda ısıtılıp soğutulurken iki malzeme de aynı miktarda genleşip büzülür. Sonuçta hiçbir stres oluşmayacağı için kırık da izlenmez. Fakat yapıda hiçbir iç basınç oluşmadığı için bu sefer dış kuvvetlere karşı dayanıksız olur (64).

3. Seramiğin ısısal genleşme katsayısı metalden düşük olabilir ve bu metal seramik restorasyonlarda tercih edilen durumdur. Bu ilişkinin amacı pişim sonrası en stabil yapıyı ortaya çıkarmaktır. Soğuma esnasında metal alaşım seramik malzemeye oranla daha fazla büzüleceği için metalde gerilme seramikte baskı kuvvetleri oluşur ki bu da seramiğe direnç kazandırırken çatlakların ilerlemesini önleyici etki gösterir (59). Eğer metalin ısı genleşme katsayısı seramiğe oranla çok fazla yüksek olursa bu sefer de seramik yapı içinde makaslama kuvvetleri oluşur ki bu da seramikte çatlak ya da kırıklara sebep olur (59). Metal ve seramiğin farklı ısısal özelliklere sahip olmalarından dolayı pişim işlemleri sırasında soğuma süreci içinde, seramiğin katı yapıya dönüştüğü cam geçiş ısısından itibaren metal-seramik arayüz bölgesinde bazı stresler oluşur (59).

Geçici ısısal stresler, fırında ısıtma işlemleri sırasında metal ile seramiğin ısısal genleşme katsayısı farkından dolayı oluşur. Aşırıya kaçmayıp seramikte çatlığa sebep olmadığı sürece zararsızdır.

Artık ısısal stresler, fırında ısıtma ve soğuma işlemleri sırasında materyaller arasındaki ısısal genleşme katsayısı farkından dolayı oluşur (65, 66).

İlave artık ısısal stresler ise düzensiz metal seramik kalınlık oranları ve değişken soğuma hızları sonucunda seramiğin ısısal özelliklerinin bölgesel olarak değişkenlik göstermesiyle ortaya çıkar (65, 66).

Metal-seramik sistemlerde oluşan bu stresler seramikte oluşan çatlak ve kırıkların önde gelen sebeplerinden biridir (62).

2.2.4. Van der Waals kuvvetleri

Bu bağ, arada kimyasal bağlantı olmayan iki atom arasındaki karşılıklı elektrostatik reaksiyon sonucu oluşur. Van der Waals kuvvetleri genelde zayıftır bu yüzden metal seramik bağlantısındaki etkisi çok fazla değildir (21).

Katı ve sıvı yüzeyler arasında oluşan temas açısının büyüklüğü ıslanabilirlik ile ters orantılıdır. Islanmanın derecesi yüzey gerilim etkinliğine bağlıdır. Temas açısı küçüldükçe ıslanabilirlik artar ve seramik metal yüzeye daha iyi yayılarak metali ıslatır. Eğer ıslanma yeterli derecede olursa, seramik metal yüzeyindeki tüm ince ayrıntılara girerek mekanik bir bağlantının yanında, metal ve seramik elektron alışverişinin başlamasına bağlı olarak kuvvetli bir kimyasal bağlantı da oluşturur.

Metal yüzeyinin düzensizliği ve yüzeyde artıklar olması Van der Waals kuvvetlerini zayıflatırken, kumlama işlemi sayesinde belirli bir oranda pürüzlendirilmiş metal yüzeyinde ıslatma açısı ve buna bağlı olarak adezyon kuvveti artar (67).

2.3. Metal Seramik Sistemlerinin Bağlantı Başarısını Etkileyen Faktörler

Ticari olarak kullanıma sunulan dental metal alaşımların ve porselenlerin sayıları giderek artmaktadır. Bu çeşitlilik nedeniyle birlikte kullanılması düşünülen materyallerin uyumluluğunun bilinmesi restorasyonların başarısını önemli ölçüde etkilemektedir (68).

Seramik ile metal altyapı arasındaki bağlantının geliştirilmesine yönelik çalışmaların artmasına rağmen, klinik uygulamalarda bu restorasyonların başarısız olmasına neden olan seramik kırılmasıyla halen karşılaşılmaktadır. Travma veya çiğneme sırasında sıklıkla tekrarlanan stresler kırığa bağlı bu tip başarısızlıkların sebepleri olarak görülmektedir (67).

Literatürdeki metal seramik sistemlerinin başarısını incelemek amacıyla yapılan çalışmaların incelenmesi sonucunda bazı faktörlerin bu restorasyonların başarısında etkili olduğu sonucuna varılabilir. Bunlar aşağıdaki gibi sıralanabilir (12);

- ☐ Kullanılan metal alaşımı sistemi,
- ☐ Metal alaşımının yüzey özelliği ve hazırlığı,
- ☐ Porselenin fırınlanma ısısında metal yüzeyini ıslatabilirliği,
- ☐ Metal alaşımı yüzeyinde oluşan oksit tabakasının özelliği,
- ☐ Metal yüzeyinin kontaminasyonu (temiz ve gazdan arınmış),

- Opak porseleninin uygulama ve fırınlama prosedürü,
- Porselenin şekillendirme yöntemleri,
- Pişim sonrası restorasyonun soğuma koşulları ve hızı.

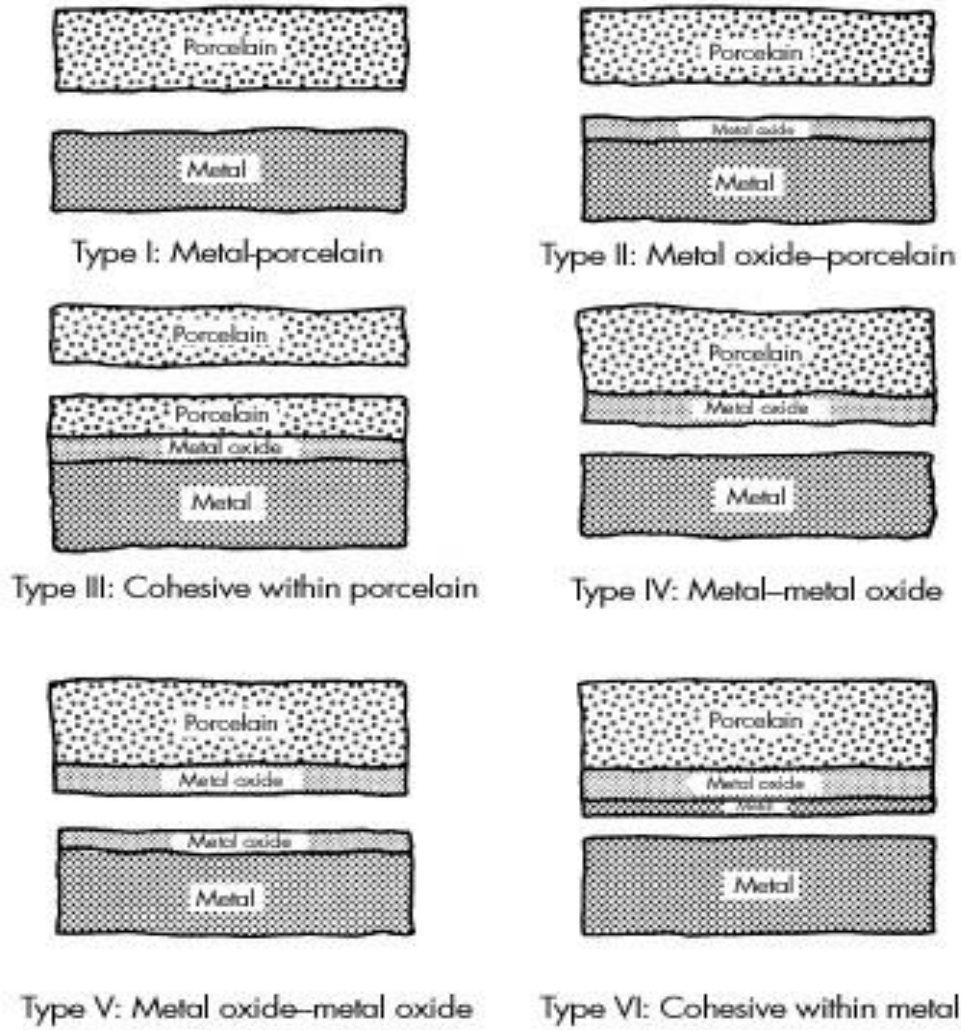
Craig ve Powers (69), metal seramik restorasyonların başarısını etkileyen metal ve seramik malzeme ile gerekli faktörleri şu şekilde sıralamaktadır:

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

O'Brein (70), metal ile seramik arasındaki bağlantı başarısızlık tiplerine odaklanarak bir sınıflama oluşturmuştur (Şekil 2.2). O'Brein'a göre adeziv ve koheziv başarısızlık 6 şekilde olabilir:

1. Porselen – metal birleşiminde,
2. Metal oksit – porselen arasında,

3. Porselenin kendi içinde,
4. Metal – metal oksit arasında,
5. Metal oksidin kendi içinde,
6. Metalin kendi içinde.



Şekil 2.2. O'Brien'in metal seramik restorasyonlardaki başarısızlık sınıflandırması (70)

Literatürde metal seramik bağlanma direncini ölçen çalışmaların sonuçlarına göre yapılan sınıflandırma, bağlanma direnci testinden sonra metal yüzeyi üzerindeki seramik kalıntılarının değerlendirilmesine dayanmaktadır (71). Seramik tabakasında kohezyon yetmezliği sergileyen örnekler için daha yüksek metal seramik bağlanma kuvveti beklenirken, adeziv başarısızlık nedeniyle metal yüzeyi açığa çıkan örneklerde daha düşük bir yapışma mukavemeti değeri gözlemlenmektedir. Bununla

birlikte, seramik materyalinin kırılma dayanımının düşük olması durumunda, seramik içinde koheziv bir başarısızlık da oluşabilmektedir. Dental seramiğin kırılma dayanımı strese dayanacak kadar yüksek değilse, örneğin metal seramik arayüzü yerine seramik içinde başarısızlık gösterebilir (71).

Metal ve seramik arasındaki silisyum-oksijen bağları çoğunlukla çatlak ucundaki su yayılımı nedeniyle başarısızlığı destekleyen nem varlığında zayıflar. Ağız ortamında, çiğneme gibi periyodik yüklemenin yol açtığı yorgunluk etkisinin ve ağız sıvılarının metal seramik restorasyonların dayanıklılığını etkileyen önemli faktörler olduğu kabul edilmektedir (6).

Yeterli diş kesimi ve metal altyapı üzerine pürüzsüz, uniform kalınlıkta seramik uygulanması gibi dikkatle yönetilen laboratuvar işlemleri de metal seramik restorasyonların başarısında oldukça önemlidir (72).

Arzu edilen dayanıklılık ve estetik için metal ve seramik materyalinin belli bir kalınlık değerinin altında kullanılmaması gerekmektedir. Literatürde, metal seramik restorasyonlarda kullanılması gereken metal ve seramik kalınlığı için verilen değerler çeşitlilik göstermektedir. Shillingburg ve ark. (9) metal seramik restorasyonların hazırlanması sırasında metal kalınlığının en az 0.3 mm, porselen kalınlığının ise en az 0.7 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir.

2.4. Metal Seramik Restorasyonların Tamir Seçenekleri

Porselen kırığının tamiri hasta ve hekim için zorluk yaratan bir durumdur. Bunun nedeni, porselenin yapısından dolayı mevcut restorasyona ağız içinde yeni porselen eklemenin mümkün olmamasıdır. Büyük kırıklarda bazen restorasyonun tamir edilmesi yerine yenilenmesi gerekir. Kırık yüzey, fonksiyonel alanda ise ve tamiri mümkün değilse, porselenin dönen aletlerle düzeltilmesi esnasında pulpada travmaya neden olacak kadar yüksek ısı artışı oluşma riski varsa veya rezin kompozit materyali ile ağız içinde yapılan tamir işlemi ile estetik görüntü sağlanamıyor ise porselenin laboratuvarda yenilenmesi düşünülmelidir. Tüm bunlara ek olarak, endikasyon veya planlama hatasına bağlı kırık oluşmuşsa yeni bir planlama yapılarak restorasyonun yenilenmesi en ideal çözümdür (73, 74).

Porselen materyalinin kırıldığı sabit protetik restorasyonlarda tamir işlemleri ağız dışı (ekstra-oral) veya ağız içi (intra-oral) tamir işlemleri olmak üzere iki şekilde gerçekleştirilebilmektedir.

2.4.1. Ağız dışı tamir yöntemi

Ağız dışında tamir işlemi özetle, zarar görmüş restorasyonun yerinden çıkarılıp laboratuvarında tamir edilmesidir. Restorasyon ağızdan çıkarılırken destek dişlerde, yumuşak dokularda veya restorasyonda ek travmalar oluşabileceğinden bu işlem hastalar ve hekimler tarafından pek tercih edilmemektedir (73). Özellikle tam seramik restorasyonlar güçlü bir yapıştırıcı sistemle simante edilmiş ise restorasyonun ağızdan çıkarılması oldukça mücadele ve dikkat gerektirir. Hatta bazen restorasyona daha büyük zarar verilerek ilave maliyetler ortaya çıkabilir (75). Ayrıca, tekrarlanan fırınlamaların porselen restorasyonlarda distorsiyona neden olabildiği ve bunun da çoğunlukla alaşımların başlangıç oksidasyonları süresince meydana geldiği bilinmektedir (76).

Tamir için sökülen ve tekrar fırına giren restorasyonlar için bu risk her zaman mevcuttur. Ağız dışı tamir sistemlerinin oklüzal kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde uygulanabilmesine ve ağız içi sistemlere kıyasla estetiği daha iyi sağlamasına rağmen ikinci bir seans gerektirmesi ve daha pahalı olması gibi dezavantajları vardır. Yaşanabilecek problemler göz önüne alındığında, ağız içi tamir yöntemlerinin denenmesi koruyucu bir yaklaşımla restorasyonların belli bir süre daha hizmet verebilmesi açısından önemlidir (76).

2.4.2. Ağız içi tamir yöntemi

Ağız içi porselen tamiri genellikle geçici bir tedavi yöntemi olarak düşünülse de kırılmış restorasyonun çıkarılmasına ve yeniden yapılmasına bir alternatif olmasının yanısıra riski düşük ve yan etkisi olmayan etkili bir tedavi seçeneğidir. Bu yöntemle klinik başarının elde edilmesinde kırık yüzeyin hazırlanması, tutuculuğun sağlanması, renk uyumunun ve konturların sağlanması en önemli faktörlerdir (73). Özellikle çok üyeli restorasyonlarda klinik olarak kabul edilebilir bir restorasyon varsa restorasyona zarar verme riskini göze alarak ağızdan sökmek yerine, ağız içi tamir yöntemlerine başvurmak en doğru seçenektir. Küçük bir kırık oluştuğunda ve metal ya da porselen altyapı zarar görmediğinde kırık kenarları hafifçe yuvarlatılarak genellikle problem

       (77). Ancak daha büyük kırık vakalarında    tamir yöntemleri uygulanabilir (78):

- a) Kompozit rezinle kırık bölgenin tamiri,
- b) Kırık parçanın rezin simanla yapıştırılması,
- c) Kırık bölgesinin düzeltilip ölüsünün alınması sonrasında laboratuvarında yeni bir veneer porseleni üretilerek yapıştırıcı sistemlerle yapıştırılması.

a) Kompozit rezinle kırık bölgenin tamiri: Kırık parça mevcut değilse ortaya çıkan madde kaybı ışıkla sertleşen uygun renkteki kompozit rezin materyali ile tamir edilebilir. Bu amaç için üretilmiş özel porselen tamir kitleri mevcuttur (77). Raposo ve ark. (79) ile Bağış ve ark. (80)   alı  malarında bu yöntemi tercih etmişlerdir. Bu yöntem uygulanırken kırık bölgesindeki restoratif materyal tipine (  r: metal, silika içerikli porselen, preslenmiş tam seramik veya zirkonya seramik) göre bağlantıyı artırıcı yüzey işlemleri uygulanmalıdır.

Kompozit rezinle porselen tamiri yapılırken    noktalar dikkat edilmelidir (81, 82):

- a. Polimerizasyon süresince kompozit rezinde oluşan büzülme, kimyasal bağlantıyı etkileyebilir. Bunun için kompozit rezinin tabaka tabaka uygulanması gerekir.
- b. İşlem süresince, tükürük, kan, ya da su kontaminasyonlarından kaçınılmalıdır. Bunu sağlamak için rubber-dam kullanılmalıdır. Her türlü   nleme rağmen kontaminasyon olmuşsa 15 sn fosforik asit ile pürüzlendirme yapılarak yüzey temizlenir ve bir önceki işlem tekrarlanır.
- c. Oklüzyon esnasında karşıt dişlerle olan temaslar kontrol edilmelidir.
- d. Silan bağlayıcı ajan ve porselen arasındaki kimyasal bağlantı yavaş bir şekilde geliştiği için hasta özellikle ilk gün tamir edilen di   üzerine fazla basıncı gelmemesine dikkat etmelidir.

b) Kırık parçanın rezin simanla yapıştırılması: Kırılan parça elde mevcut ise kompozit rezinle bu parça yerine yapıştırılabilir. Burada önemli olan nokta, kırılmanın porselen bünyesinde ayrılma şeklinde olması ve kırık parçanın eksiksiz bir şekilde yerine

uyumasıdır. Kırık kenarlarındaki keskinlikler yuvarlatılır, yıkanır ve kurutulur. Her iki porselenin temas yüzeylerine porselen tipine göre yüzey işlemi uygulandıktan sonra bonding ajan kırılmanın olduğu bölgeye uygulanır ve kırık parça kompozit rezinle eski konumunda yapıştırılır. Eğer ışıkla polimerize olan bir bonding ajan kullanılmış ise ışık kaynağı ile sertleştirilir (78).

Kırılmış porselen herhangi bir değişikliğe uğramadan metalden ayrıldığında, porselen-metal bağlantısı silan ve bonding ajanla sağlanabilir. Metalin açığa çıktığı durumlarda metal üzerinde frezle pürüzlendirme yapılabilir. Ayrıca tutuculuğu sağlamak için kumlama ile metal yüzeyi pürüzlendirilerek porselen ile daha iyi bağlantı sağlanabilir. Burada farklı olarak metal rengini gizlemek için metal üzerine opak maddesi uygulanır (73, 78).

c) Kırık bölgesinin düzeltilip ölçüsünün alınması sonrasında laboratuvarında yeni bir veneer porseleni üretilerek yapıştırıcı sistemlerle yapıştırılması:

Porselende geniş defektlerin varlığında ya da estetik beklentinin yüksek olduğu durumda bu yöntem iyi sonuçlar verebilmektedir. Yeni bir veneer porseleni yapılması oklüzyon esnasındaki öncül temas noktalarının ve uygun olmayan oklüzal temasların ortadan kaldırılmasını sağlayabilir. Altyapının, özellikle metalin, ortaya çıkmasına neden olan geniş kaplama porseleni kırıklarının bu yöntemle tamirinde hasta estetiğinin sağlanması için altyapı renginin maskelenmesine özen gösterilmelidir (78).

Hangi ağız içi tamir yöntemi kullanılırsa kullanılsın uzun süreli fonksiyonel başarının sağlanabilmesi için hidrofobik özellikteki rezin bazlı kompozit siman veya rezin siman ile restorasyonun kırık yüzeyi arasında güçlü ve sağlam bir bağlantı oluşturulmalıdır. Bunun için kırık bölgesindeki restoratif materyal veya materyallere bağlantıyı arttırmak için birtakım mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri uygulanmalıdır (78).

Yüzey İşlemleri

Diş hekimi, açığa çıkmış kırık yüzeyini meydana getiren değişik tipte materyaller için en uygun yüzey işlemini uygulamak zorundadır (78). Geçmişten günümüze bilimsel çalışmalar ve gelişmelere bağlı olarak kullanılan materyaller çeşitlilik gösterse de

genel olarak yüzey işlemleri mekanik ve kimyasal yöntemler olarak, mekanik yöntemler ise makromekanik ve mikromekanik olarak sınıflandırılabilir (73, 83, 84).

a)Mekanik Yöntemler

Makromekanik Bağlantı

Porselen restorasyonların tamirinde kullanılan eski teknikler, metal, seramik veya diş dokusu üzerinde hazırlanan oluk ve andırkatlarla makromekanik tutuculuk sağlama prensibinin gelişmesiyle daha iyi sonuçlar vermektedir. Günümüzde pek tercih edilmese de makromekanik olarak bağlantı yüzeyini oluşturan porselen ve metalin frezle pürüzlendirilmesinde yeşil ve siyah kuşaklı frezler kullanılabilir. Yeşil kuşaklı frezlerde pürüzlülük sağlayan partiküller yaklaşık 150 µm iken, siyah kuşaklı frezlerde bu değer yaklaşık 200 µm'dir. Ancak frezle pürüzlendirme işleminin porselende çatlak oluşumunu ve çatlağın ilerlemesini artırabileceği bildirilmiştir (73).

Mikromekanik Bağlantı

Metal ya da porselenin rezin materyaline mikromekanik bağlantısı, asitle pürüzlendirme (etching) ya da kumlama (air abrasion) ile sağlanır.

Asitle Pürüzlendirme

Ağız içi tamir sistemlerinde, kompozit rezinin porselene bağlanması için kullanılan topikal asit uygulama işlemi son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir. Bu sistemlerin en büyük avantajı tek seansta uygulanabilir olmasıdır. Ayrıca karmaşık laboratuvar işlemleri gerektirmeksizin hata durumunda restorasyon tekrar asitlenebilir. Tamir yapılacak yüzeyin, asitle pürüzlendirilmesinde hidroflorik asit (HF), asidüle fosfat florür jel (APF) ve çok fazla tercih edilmese de fosforik asit (H_3PO_4) kullanılabilir (73, 85).

Genellikle %2,5-10'luk HF 60 sn süreyle düzeltilmiş kırık yüzeyine uygulanır. Asitleme süresi ve konsantrasyonu seramik materyaline ve seramik materyalinin içerdiği kristal oranlara göre değişir (74). Bu pürüzlendirme işleminin tek başına kullanımının sadece feldspatik porselen materyallerinde endike olduğu bildirilmiştir (78). Oksit porselen sistemlerinin HF ile tek başına pürüzlendirilmesi yeterli değildir, çünkü güçlü oksit porselenlerini çözen bir asitleme mevcut değildir (74). Hidroflorik

asidin tehlikeli özellikleri nedeniyle ağız içinde kullanımı tartışmalıdır. Çok küçük miktarı bile doku yanıklarına sebep olabilmektedir.

Bu nedenle hekimlerin HF uygulamasında rubberdam kullanmaları önerilmektedir (73, 74). Açığa çıkmış dentin ya da mine dokusuna HF uygulamamalı bunun yerine diş dokularının asitlenmesinde ortofosforik asiti kullanmalıdır.

HF yerine APF kullanımı da bu riski azaltmak için tavsiye edilmektedir (85). APF, klinikte kullanılan bir topikal florid jeldir. On dakika süre ile %1,23'lük APF'nin kullanılmasıyla elde edilen yüzeyin, %9,5'luk HF asidin 5 dk kullanılmasıyla elde edilen yüzey kadar pürüzlü ve amorf olmadığı belirtilmiştir (86). Bunların dışında porselen ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilmesi için %36-40 oranındaki fosforik asitlerden yararlanılmaktadır. Bu asit hidroflorik asit kadar güçlü değildir (87, 88).

Kumlama

Kumlama hava yardımı ile aşındırma yöntemidir (73). Ağız içi kumlama yöntemi kullanarak yüzeyde etkili bir pürüzlendirme elde edilebilir. 2-3 bar hava basıncı ile 50 µm'lik alüminyum oksit parçacıklarıyla pürüzlendirme; temiz, ıslanabilir ve kimyasal olarak daha reaktif bir yüzey sağlar (89). Kumlama yönteminin en önemli dezavantajı, restorasyonun uzun dönem performansını etkileyebilecek yüzey hasarına sebep olabilmesidir (90). Bu yüzey hasarları, zirkonya ve alüminyum oksit gibi güçlü porselenlerde de meydana gelebilmesine rağmen daha zayıf yapıda olan silika içerikli porselenlerde daha ciddi problemlere sebep olur. HF bu materyaller üzerinde yeterli mikroretantif alanlar oluşturacağı için, kumlama işlemi silikalarda pek tavsiye edilmez. Metal alaşımlar ve oksit seramiklerde ise asitle pürüzlendirme, kumlama ile birlikte uygulanmalıdır çünkü, asitle pürüzlendirme işleminin bu materyallerin yüzeyinde bir çözülme yaratmadığı bildirilmiştir. Yüzeyde tutuculuk sağlamak için ek olarak kumlama uygulaması gerekmektedir (78). Oksit seramikler ve metaller için ise kumlamanın olumsuz etkisini önlemek için hekimlerin basıncı 0,5 bar'a düşürmeleri önerilmektedir (89, 91, 92).

Saraç ve ark. (93) ağız içi porselen tamirinde kullanılan bir kompozitin makaslama dayanıklılığı üzerinde iki farklı ışık kaynağının ve farklı yüzey işlemlerinin etkilerini inceledikleri çalışmada, metal örneklerle frez ve kumlama, porselen örneklerle ise frez ve HF uygulamıştır. Araştırmada, metal yüzeyinde kumlama, porselen yüzeyinde ise

asit uygulanmasının bağlanma dayanıklılığını olumlu etkilediği bildirilmiştir. Kümbüloğlu ve ark. (94) üç farklı yüzey üzerine, frezle aşındırmanın ardından Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yaparak oluşturulan yüzey pürüzlendirmesi işleminden sonra, beş farklı ağız içi porselen tamir kitini uygulayarak, hazırlanan örneklerin makaslama dayanıklılığını karşılıklı olarak test etmiştir. Çalışmada kumlama ve frezle yüzey pürüzlendirmeleri karşılaştırıldığında, kumlama ile daha yüksek makaslama dayanımı değerleri elde edildiği belirtilmiştir. Gaurav ve ark. (95) kırılmış porselenin tamirinde farklı yüzey hazırlama tekniklerinin, kırılma direncine etkisini incelemiştir. Araştırma sonucunda kırılma direncinin yüksek olması için yeterli miktarda mikromekanik retansiyonun sağlanması gerekliliğini ve HF asit kullanımının iyi bir seçenek olduğunu vurgulamışlardır. Şen ve ark. (96) porselen yüzeyinde yapılan frezle pürüzlendirme, kumlama ve asit uygulama işlemlerinin porselen ile kompozit rezin arasındaki bağlantıyı nasıl etkilediğini incelemiştir. Araştırmacılar, en yüksek makaslama dayanımının, pürüzsüz yüzeye %9'luk HF'in 6 dk süre ile uygulanmasıyla elde edildiği sonucuna varmıştır.

Pameijer ve ark. (77) kumlama ile HF birlikte kullanıldığında porselen ile kompozit arasında maksimum bağlantı sağlandığını ancak sadece HF kullanımı ile kombine kullanım arasında bağlantı kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmiştir. Tek başına HF ile asitlemenin, diş hekimlerinin büyük çoğunluğunda ağız içi kumlama cihazının bulunmaması nedeniyle klinikte kullanım açısından daha pratik olduğu ifade edilmiştir.

b) Kimyasal Yöntemler

Silanlar

Silan bağlantı ajanları, hareketli bölümlü ya da tam protezlerde, porselen dişlerin akriliğe kimyasal bağlantısı için kullanılmıştır. Bu ajanlar yardımı ile porselen kırıklarının tamir sorunlarında önemli gelişmeler sağlanmıştır (73). Silanın, hem organik hem de inorganik yüzeylerle kimyasal bağlantı oluşturma yeteneği vardır. Porselen ve kompozit materyali arasında bağlanmayı sağlayan mekanizmayı oluşturur (97). Silan, porselen yüzeyine uygulandığı zaman hidrolize olarak porselen ile bağlantıya geçmekte, oluşan metakrilat grupları da kompozit materyalin metakrilat grupları ile reaksiyona girmektedir (78). Pürüzlendirilmiş porselen yüzeyine

uygulanan silan bağlantı ajanlarının, iki mekanizmayla bağlantı dayanıklılığını artırdığı düşünülmektedir (98, 99):

1. Silan bağlantı ajanları porselen yüzeyi ve kompozit rezin arasında kimyasal bağlantı sağlamaktadır.
2. Porselen yüzeyini ıslatarak, rezinin pürüzlendirilmiş porselen yüzeyindeki mikrotutucu bölgelere akışını ve adaptasyonunu kolaylaştırmaktadır. Bu da porselen ile rezin arasındaki mikroskopik boyuttaki boşluğu azaltarak bağlantı dayanıklılığını artırmaktadır.

Margeas ve ark. (100) bağlantı yüzeyinde mikromekanik retansiyon sağlandıktan sonra, silan uygulamasının bağlanma kuvvetini %25 artırdığını bildirmiştir. Tarrozo ve ark. (101) silan uygulaması ile rezinin metale olan bağlanma kuvvetinin artabileceğini bildirmiştir.

Kimyasal yöntemlerden en yaygın kullanılan iki kumlama sistemi CoJet (3M ESPE, Seefeld, Germany) ve Rocatec (3M ESPE, Seefeld, Germany) sistemleridir. Kompozit ile silanın kimyasal bağlantısına olanak tanıyan tribokimyasal silika kaplama işlemi alüminyum oksit esaslı tam porselen sistemlerde önerilmektedir. Cojet sistemi ağız içinde kullanılırken, Rocatec sistemi laboratuvarda uygulanan bir tribokimyasal sistemdir (73).

Kimmich ve ark. (78) çalışmalarında restorasyon çeşidine göre ağız içi tamir işlemi öncesinde uygulanan yüzey işlemlerini tablo 2.5’de açıklamışlardır.

Tablo 2.5. Ağız içi tamirde uygulanan yüzey işlemleri (78)

Kırık tipi Restorasyon materyali	Mikromekanik Bağlanma	Kimyasal Bağlanma	Rezin Siman ya da Rezin Bazlı Kompozit
Tam seramikler	HF, kumlama ya da kombine	Silan	Konvansiyonel Rezin
Zirkonya/Alümina bazlı	Cojet	Silan ya da fosfat monomer	Konvansiyonel rezin
Ayrılma tipi kırık	Cojet	Silan	Modifiye rezin*
Chipping§	HF, kumlama ya da kombine	Silan	Konvansiyonel rezin
Metal Destekli Porselen	Cojet	Silan ve fosfat monomer	Konvansiyonel rezin
Ayrılma tipi kırık	Cojet	Silan	Modifiye rezin
Chipping	HF, kumlama ya da kombine	Silan	Konvansiyonel rezin

Günümüzde ticari olarak pek çok ağız içi tamir kiti mevcuttur. Her bir tamir kiti farklı özelliklerde materyaller içermekte ve farklı içeriklerde asit bulundurmaktadır. Aynı şekilde farklı özelliklerde silanlar mevcuttur. Bununla beraber bazı firmaların ürettiği kitler kompozit rezin içerirken bir kısmı ise klinikte uygulanan kompozit rezin tiplerinin kullanılmasını önermektedir. Dikkat edilmesi gereken nokta tamir edilecek restorasyon materyali ve kırık tipine göre en uygun tamir kitini seçmektir (102).

2.5. Bağlanma Direnci Testleri

Diş hekimliğinde sıkça kullanılan adeziv sistemlerin etkinliklerinin değerlendirilmesi amacıyla çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu bağlamda en etkin yöntemin klinik çalışmalar olduğu bilinmektedir. *In-vivo* çalışmaların uzun dönem takiplerinin zaman alıcı ve belirli bir standardı uygulamanın güç olması nedeniyle, *in-vitro* bağlantı dayanım testleri diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (103).

Bağlanma direnci testleri, teknik olarak adeziv-aderent arasındaki bağlantıyı bozarak başarısızlığa sebep olan en düşük kuvveti ölçer ve bağlanmanın ne kadar kuvvetli olduğunu tespit eder (104).

In-vitro şartlarda dental materyallerinin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlanma kuvvetini belirlemede en çok makaslama ve çekme bağlantı kuvvetleri test yöntemleri kullanılmaktadır (104). Ancak dişlerde bölgesel değişikliklerin bağlanma direncine etkisini belirlemek amacıyla daha küçük yüzeylerin değerlendirilmesine olanak sağlayan mikro-makaslama bağlanma direnci ve mikro-çekme bağlanma direnci testleri de kullanılmaktadır (103, 105).

Temel olarak diş ve restorasyon arasında oluşan gerilim paralel olduğunda “makaslama”, dik olduğunda “çekme gerilimi” olarak tanımlanabilir (103).

2.5.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama testi en sık kullanılan bağlanma testidir. Bu testte kopma kuvveti, örneklere paralel olarak uygulanmaktadır. Ayrıca dönme momentini önlemek için, kuvveti ileten uç adeziv bağlanma yüzeyine mümkün olan en yakın mesafeden uygulanmalıdır. Makaslama testlerinin kuvvet dağılımı daha homojendir. Bu yöntem sayesinde ağız ortamı gerçeğe yakın taklit edilebilmektedir (103, 106).

2.5.2. Çekme Bağlanma Dayanımı Testi

Çekme testinde bağlanma bölgesi dış yüzeyine 90° açıyla yani dik olarak hareket eden bir kuvvet tarafından kırılır (107). Kuvvet dağılımının homojen olabilmesi için, bu yöntemde örneğin doğru konumlanması önemlidir. Ayrıca dikkat edilmesi gereken en önemli noktalardan bir diğeri, örneklerin birbirine yapıştırılması sırasında yanlış yüzey açılanmasından kaynaklanan hatalı sonuçların oluşabileceğidir. Örneklerin hazırlanması esnasında oluşabilecek mikro çatlakların çekme testi sonucunu etkileyebileceği de unutulmamalıdır (103, 108).



3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Deney Örnekleri Metal Altyapılarının Hazırlanması

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

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

CAD/CAM hazır mum bloktan kesilen mum maketleri döküme hazırlayabilmek için öncelikle 2,5 mm çapındaki döküm kanal mumları (Bego, Bremen, Almanya) mum maketlere bağlandı. Bu işlem sırasında döküm kanal mumlarının uç kısmını ısıtıp yumuşatabilmek için elektrikli spatül (Waxelectric II, Renfert GbmH, Hilzingen, Almanya) (Şekil 3.1) kullanıldı.



Şekil 3.1. Waxelectric II elektrikli spatül

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

Manşet içine dökülecek fosfat bağlayıcı revetman (Granisit Presto Vest II, Siladent Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Almanya) (Şekil 3.2) üretici firma tarafından belirlenen kullanma talimatlarına uygun bir şekilde, toz ve likit (Siladent Dr. Böhme & Schöps GmbH, Goslar, Almanya) ayarlaması yapıldıktan sonra vakumlu karıştırma cihazına (SmartMix, Amann Girrback AG, Koblach, Avusturya) yerleştirilerek karıştırıldı.



Şekil 3.2. Granisit Presto Vest II, Siladent

Revetman hazırlığı tamamladıktan sonra, içinde mum maketlerin sabitlendiği manşet kalıbının içine mum maketlere zarar vermeden dolduruldu ve revetman kalıp, hava kabarcıklarının yüzeye çıkabilmesi için vibratör cihazının üzerinde bekletildi.

Sertleşmesi ve soğuması için gerekli olan süre beklendikten sonra revetmanın üzerinden manşet kalıbı çıkarıldı ve döküm sırasında ortaya çıkacak gazların tahliye olmasını kolaylaştırabilmek için revetmanın alt yüzeyi zımparayla aşındırıldı.

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

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

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

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

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

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

Döküm sonrası oda sıcaklığında soğumaya bırakılan revetman soğuduktan sonra kırılarak açıldı . Revetman artıklarının dökülen metal alaşımının yüzeyinden tamamen uzaklaştırılabilmesi için 125 µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile 2 atm basınç altında kumlama işlemi gerçekleştirildi (Serident Kumlama Cihazı, Serident Dişçilik San. Tic. A.Ş., İstanbul, Türkiye). Mikromotor (Kavo Dental GmbH, Biberach/Riß, Almanya) ve karbon separe yardımıyla döküm kanallarının da kesilmesinden sonra metal yüzeyi tungsten karbid frezler ile çapaklardan arındırılıp pürüzsüz bir yüzey haline gelebilmesi için aşındırıldı (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Döküm kanallarının kesilip metal yüzeyinin tungsten karbid frezlerle aşındırılması

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

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

Oksidasyon sonrası kumlama işlemine tabi tutulan örneklere yeniden 125 µm çapında Al₂O₃ partikülleri 1 cm'lik bir mesafeden 15 saniye süreyle 45°'lik bir açıda 2 bar basınç altında püskürtüldü. Yüzeydeki artıkların temizlenebilmesi için 10 dk boyunca ultrasonik temizleyicideki (BioSonic UC50, Coltène/Whaledent GmbH + Co. KG,

Langenau, Almanya) distile su içinde ve sonra 10 dk da etil alkol içerisinde bekletilen örneklerin üstyapı uygulaması öncesi tüm yüzey hazırlıkları tamamlandı.

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

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

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

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

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

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

Sertlik	Uzama	Gerilme Direnci	Bükülme Direnci	Elastiklik Katsayısı	Isı Genleşme Katsayısı	Ergime Derecesi	Döküm Derecesi
324 hv10	% 3,4 v	475 MPa/mm ²	340 MPa/mm ²	194 GPa	$14,5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$	1253-1304°C	1450 °C

Metal blok frezeleme ünitesine (Yena D40, Yenadent, İstanbul, Türkiye) yerleştirildikten sonra tasarıma ait veriler üretim birimine bağlı bilgisayar ortamına aktarıldı. Co-Cr esaslı metal altyapı örneklerinin üretimi hava soğutması altında gerçekleştirilen frezeleme işlemiyle tamamlandı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Metal altyapı örneklerin hazırlanması için kullanılan bilgisayar destekli frezeleme ünitesi

Üretim işlemi tamamlandıktan sonra örnekler bloktan ayrıldı ve bağlantı noktaları uzaklaştırıldı. Mikrometre (Dial Caliper, L. S. Starrett Company, Massachusetts, ABD) ile kontrolü yapılan örnekler, oksidasyon işleminden sonra 1 cm'lik bir mesafeden 15 saniye süreyle 45°'lik bir açıda 125 µm çapında Al₂O₃ partikülleri ile 2 bar basınç altında kumlama işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Metal altyapı örneklerinin bağlantı noktalarının uzaklaştırılması

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

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

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

Üretimin gerçekleşeceği paslanmaz çelik tabla üzerine, 30 µm kalınlığındaki Cr-Co alaşım tozu (EOS CobaltChrome SP2, EOS GmbH, Krailling, Almanya) Eosint M270 sistemine (EOS GmbH, Krailling, Almanya) ait silindirler aracılığıyla yayıldı ve sistem metal altyapı örneklerinin üretimi sırasında kullanılan alaşım tozlarını lazer ışını ile eritilip birleştirilerek tabaka tabaka katı yapının oluşmasını sağladı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Üretimin gerçekleştirildiği Eosint M270 sistemine ait lazer sinterizasyon cihazı

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

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

EOS firmasıyla üretilen lazer sinterize metal altyapı örneklerinin tasarımında olduğu gibi, Concept Laser firmasının deney gruplarına ait 25 × 3 × 0,5 mm boyutlarında metal altyapı alaşımlarının hazırlanabilmesi için öncelikle örneklerin üç boyutlu sanal

modeli hazırlandı. Elde edilen CAD verileri için Concept Laser Mlab (Concept Laser GmbH, Lichtenfels, Almanya) ünitesinde metal altyapıların üretimi yapılmak üzere bir merkeze (4C Mühendislik Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) gönderildi. Sanal ortamda sütunlu destek sisteminin oluşturulmasından sonra veriler üretim birimine bağlı bir bilgisayara aktarılarak örneklerin üretimi gerçekleştirildi (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Üretimin gerçekleştirildiği Concept Laser firmasına ait lazer sinterizasyon cihazı

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

Metal altyapı örnekleri 3 parçaya bölünmek üzere elmas separe disk (Frank dental, Gmund am Tegernsee, Almanya) ile kesildi (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Metal altyapıların kesilmesi

3.2. Seramik Üstyapıların Hazırlanması

Çalışmada tabakalama yöntemiyle metal alaşımları ile birlikte kullanılmak üzere geliştirilmiş bir porselen sistemine ait (Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japan) opak ve dentin seramik tozu kullanıldı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan opak ve dentin seramik tozu

3.2.1. Opak Seramiği Uygulanması

Çalışmada kullanılan farklı üretim yöntemleriyle hazırlanan 160 metal altyapının seramik uygulanacak yüzeylerine opak seramik tozu uygulandı.

Opak seramiği, metal üzerinde uygulanacağı bölge opak likidi ile nemlendirildikten sonra bir fırça yardımı ile uygulandı. Fazla nem, her uygulamadan sonra vibrasyon ile kondansasyon yapıldıktan sonra kâğıt mendille alındı. Opak uygulaması

tamamlandıktan sonra, üretici firmanın pişim talimatlarına uyularak opak fırınlaması gerçekleştirildi (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Örneklere opak seramiğinin uygulanması

Dentin Seramiğinin Geleneksel Tabakalama Yöntemi ile Şekillendirilmesi

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

Dentin seramiğine ait toz ve likit üretici firma talimatları göz önüne alınarak cam üzerinde hamur kıvamını alacak şekilde karıştırıldı. Samur fırça ile opak tabakanın üzerine ISO 9693-1:2012 standardında seramik yığma işlemi gerçekleştirildi. Opak tabaka üzerine küçük miktarlarda uygulanan seramik hamur yüzeyindeki fazla nem uygulama esnasında kâğıt mendil ile alındı. Seramik yığma işlemi tamamlandıktan sonra yine üretici firma talimatlarına uygun bir şekilde pişim işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Seramik hamurunun uygulanması

Fırınlama işleminden sonra oda ısısında soğumaya bırakılan örneklerin boyutları mikrometre (Dial Caliper, Starrett Company, Massachusetts, ABD) yardımıyla ölçüldü ve gerekli görüldüğü takdirde ilgili bölgeler uygun boyutlar sağlanıncaya kadar mikromotor ve elmas frez aracılığı (Acurata Imperial, Acurata GmbH & Co. KG, Thurmansbag, Almanya) ile aşındırıldı.

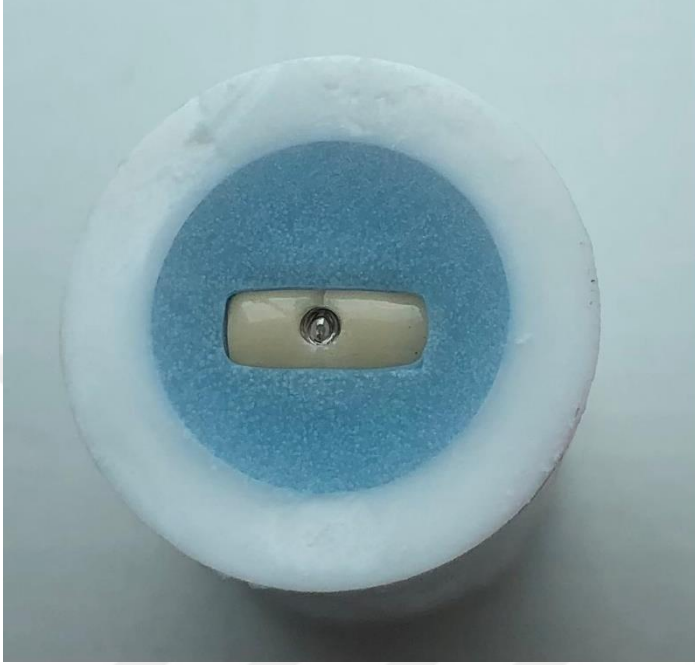
3.3. Örneklerden Porselen Yüzeyinin Kaldırılması

Elde edilen 160 örnek 40 mm yüksekliğinde ve 20 mm çapında önceden hazırlanan plastik yuvarlak kalıplar içine bir yüzeyi tamamen açık olmak üzere mavi akrilik rezin (Imicryl Imibase, Konya, Türkiye) kullanılarak yerleştirildi (şekil 3.12)



Şekil 3.12. Hazırlanan kalıplar içerisine örneklerin yerleştirilmesi

Elde edilen örneklerin yüzeyinde 2 mm çapında aşındırma yapıldı. Aşındırma işlemi metal yüzey açığa çıkana kadar devam ettirildi (Şekil 3.13). Metal yüzeyleri açığa çıkan bloklara 4 farklı yüzey işlemi uygulandı. Farklı üretim teknikleriyle üretilmiş 160 adet örnek 4 farklı üretim yöntemine göre gruplandırıldı.



Şekil 3.13. Metal yüzeyine kadar porseleni kaldırılmış bir örnek

3.4. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Farklı altyapı üretim teknikleri ile üretilmiş toplam 160 adet örnek üretim yöntemlerine göre 40'arlı gruplara ayrıldı (N=160). Bu gruplar da farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmak üzere her grupta 10 adet örnek bulunacak şekilde rastgele 4 gruba ayrıldı (n=10).

Grup 1: Tribokimyasal silika kaplama grubudur. Örnekler 30 μm silika kaplı Al_2O_3 partikülleri (CoJet Sand; 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile 10 mm mesafeden kumlama cihazı kullanılarak (CoJetTM System; 3M ESPE, Seefeld, Almanya) 3 bar basınç altında 10 saniye süre ile pürüzlendirildi.



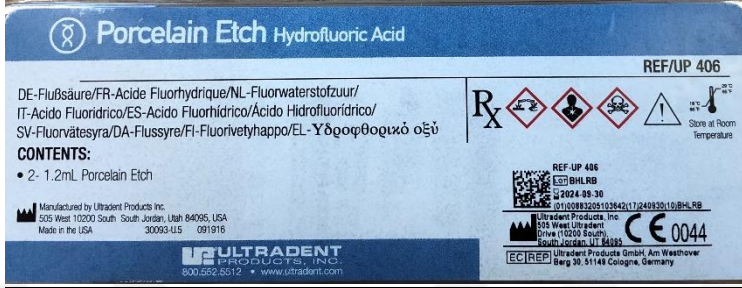
Şekil 3.14. 30 µm boyutundaki CoJet Sand

Grup 2: Örneklere 0.4 MPa hava basıncı altında 10 mm mesafeden 10 saniye süreyle kumlama cihazı (Microblaster, Bilbao, İspanya) yardımıyla 50 µm Al₂O₃ partikülleri (Korox 50, Bego, Bremen, Almanya) püskürtüldü.



Şekil 3.15. Microblaster kumlama cihazı

Grup 3: %9.5'lik hidroflorik asit solüsyonu (Ultradent, Cologne, Almanya) 60 saniye süre ile uygulandı. 5 saniye boyunca basınçlı şekilde hava su spreyi ile yıkandı.



Şekil 3.16. Ultradent hidroflorik asit

Grup 4: Örneklerin tamir edilecek yüzeyine 2780 nm dalga boyuna sahip olan Er, Cr: YSGG lazerle (Waterlase, Biolase Technology, San Clemente, CA, ABD) pürüzlendirme işlemi uygulandı. 600-µm çapında fiber uç ile örneklerle 1 mm uzaklıkta, non-kontakt, 20 sn boyunca süpürme hareketiyle uygulandı. Lazer uygulaması sırasında kullanılan parametreler 15 Hz, 6W, hava seviyesi %60, su seviyesi %30 düzeyinde kullanıldı.



Şekil 3.17. WaterLase iPlus – Sert ve Yumuşak Doku Lazer Cihazı ve pürüzlendirmede kullanılan lazer parametreler

3.5. Porselen Tamirinin Uygulanması

Örnekler kurutulduktan sonra tamir seti içerisinde çıkan fırça ile dikkatlice temizlendi. Daha sonra porselen tamir kitinin içerisindeki silan (Cimara, Voco, Almanya)(şekil 3.18) fırça ile yüzeye uygulandı.



Şekil 3.18. Voco Cimara Silan

Yüzeyin kuruması için 2 dakika beklendi. Metal kanül yardımı ile Opaquer LC (Voco, Almanya)(şekil 3.19) metal yüzeyine fırça ile ince bir tabaka halinde uygulandı.



Şekil 3.19. Voco Cimara Opaquer LC

Bir halojen ışık kaynağı (Valo, Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD)(şekil 3.20) 40 saniye uygulandı.



Şekil 3.20. Halojen ışık kaynağı (Valo, Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD)

Hazırlanan porselen yüzeyine ince bir adeziv (Cimera Adhesive; Voco, Almanya) (şekil 3.21) uygulandı ve örnekler 20'şer saniye ışık kaynağı (Valo, Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) ile polimerize edildi.



Şekil 3.21. Cimera adhesive

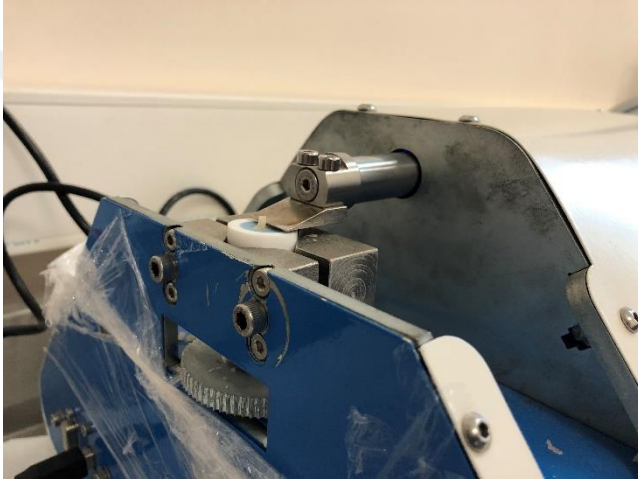
Örneklerin tümüne 2 mm çapa ve 2 mm uzunluğa sahip silindirik silikon kalıp yardımıyla ışıkla sertleşen mikro hibrit kompozit (Arabesk Top, Voco, Almanya) uygulandı ve 40 saniye ışık kaynağı ile polimerize edildi.



Şekil 3.22. Örneklerin porselen tamir işlemi uygulandıktan sonraki görüntüsü

3.6. Örneklerle Bağlanma Testi Uygulanması

Hazırlanan bütün örneklerle Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan mikrogerilim test cihazı (Esetron Mekatronik, Ankara, Türkiye) kullanılarak makaslama bağlanma dayanımı testi uygulandı (Şekil 3.23). Cihazın kırıcı ucu örneklerin kompozit-metal bağlantı bölgesine yakın olarak 90° açı ile konumlandırılmasının ardından, kompozitler örnek yüzeyinden ayrılana kadar 0,5 mm/dk hızla 500 N kuvvet uygulandı. Ayrıntılı tablo ve zamana bağlı kuvvet-gerilim grafikleri mikrogerilim cihaz yazılımı (Esetron Mekatronik, Ankara, Türkiye) aracılığıyla elde edildi.



Şekil 3.23. Örneklerin mikrogerilim test cihazı ile kırılması

3.7. Taramalı Elektron Mikroskop Görüntülerinin Eldesi

Farklı üretim yöntemleri ile hazırlanan metal alt yapıların üzerindeki porselenler kaldırıldıktan sonra örneklerle dört farklı yüzey işlemi uygulandı ve 16 grup oluşturuldu. Her bir gruptan rastgele seçilen birer örnek x250, x500, x1000, x2500, x5000 büyütmede taramalı elektron mikroskopunda (QUANTA 400F Field Emission SEM, Hillsboro, OR, ABD) incelendi (şekil 3.24).



Şekil 3.24. QUANTA 400F Field Emission SEM

3.8. İstatistiksel Analiz

Kırma testi sonucunda elde edilen verilerin analizi Akdeniz Üniversitesi İstatistik Danışma Birimi tarafından SPSS 23.0 (SPSS Inc, Chicago, Illinois, ABD) programı ile yapıldı. Two Way ANOVA ve One Way ANOVA testleri uygulandı. Two Way ANOVA yani iki yönlü varyans analizinden sonra ikili karşılaştırmalarda Bonferroni testi kullanıldı. One Way ANOVA testinden sonra ikili karşılaştırmalarda Shefee testi kullanıldı.

4. BULGULAR

Farklı üretim yöntemi ile hazırlanmış metal alt yapıların üzerine uygulanan yüzey işlemlerine göre gruplandırılmış 16 grubun standart sapma ve ortalama değerleri Tablo 4.1.'de belirtildi.

Tablo 4.1. Grupların ortalamaları ve standart sapmaları.

	N	Ortalama (MPa)	Standart Sapma	Minimum (MPa)	Maximum (MPa)
CADCAM-COJET	10	30,1331	4,03914	26,75	40,78
CADCAM-HİDROFLORİKASİT	10	19,4602	2,93445	15,27	22,59
CADCAM-KUMLAMA	10	24,9041	3,62927	16,51	30,31
CADCAM-LAZER	10	19,8500	2,35686	15,68	22,69
Consept Lazer-COJET	10	31,3522	3,73194	27,22	37,72
Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT	10	18,8061	2,87778	13,73	22,05
Consept Lazer-KUMLAMA	10	24,3185	2,72868	19,11	28,84
Consept Lazer-LAZER	10	18,5510	2,86952	13,75	21,74
DÖKÜM-COJET	10	34,3197	3,31452	30,32	39,37
DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	10	21,1169	3,51526	15,34	25,53
DÖKÜM-KUMLAMA	10	28,0191	2,53532	22,85	30,75
DÖKÜM-LAZER	10	21,1822	2,36671	17,67	25,03
EOS-COJET	10	31,0003	2,41299	28,31	35,18
EOS-HİDROFLORİKASİT	10	19,6812	2,02124	17,51	24,00
EOS-KUMLAMA	10	26,0169	1,74923	23,78	29,78
EOS-LAZER	10	19,3927	3,34160	13,38	23,65

Farklı üretim yöntemi ile hazırlanmış metal alt yapıların üzerine uygulanan yüzey işlemlerine göre gruplandırılmış 16 grubun karşılaştırılmasında One Way ANOVA testinden sonra Scheffe testi uygulandı (Tablo 4.2.). Bu test ile gruplar ikili olarak karşılaştırıldı.

Tablo 4.2. Grupların Scheffe testi ile karşılaştırılması.

	Karşılaştırılan Ana Grup (I)	Karşılaştırma Yapılacak Grup (J)	I-J Arasındaki Fark	Std. Hata	Sig. (p)
Scheffe	CADCAM-COJET	CADCAM-HİDROFLORİKASİT	10,67293*	1,32781	,000
		CADCAM-KUMLAMA	5,22898	1,32781	,424
		CADCAM-LAZER	10,28312*	1,32781	,000
		Consept Lazer-COJET	-1,21911	1,32781	1,000
		Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT	11,32707*	1,32781	,000
		Consept Lazer-KUMLAMA	5,81465	1,32781	,223
		Consept Lazer-LAZER	11,58217*	1,32781	,000
		DÖKÜM-COJET	-4,18662	1,32781	,817
		DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	9,01624*	1,32781	,000
		DÖKÜM-KUMLAMA	2,11401	1,32781	1,000
		DÖKÜM-LAZER	8,95096*	1,32781	,000
		EOS-COJET	-,86720	1,32781	1,000
		EOS-HİDROFLORİKASİT	10,45191*	1,32781	,000
		EOS-KUMLAMA	4,11624	1,32781	,837
		EOS-LAZER	10,74045*	1,32781	,000
	CADCAM-HİDROFLORİKASİT	CADCAM-COJET	-10,67293*	1,32781	,000
		CADCAM-KUMLAMA	-5,44395	1,32781	,343
		CADCAM-LAZER	-,38981	1,32781	1,000
		Consept Lazer-COJET	-11,89204*	1,32781	,000
		Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT	,65414	1,32781	1,000
		Consept Lazer-KUMLAMA	-4,85828	1,32781	,574
		Consept Lazer-LAZER	,90924	1,32781	1,000
		DÖKÜM-COJET	-14,85955*	1,32781	,000
		DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	-1,65669	1,32781	1,000
		DÖKÜM-KUMLAMA	-8,55892*	1,32781	,001
		DÖKÜM-LAZER	-1,72197	1,32781	1,000
		EOS-COJET	-11,54013*	1,32781	,000
		EOS-HİDROFLORİKASİT	-,22102	1,32781	1,000

		EOS-KUMLAMA	-6,55669	1,32781	,074
		EOS-LAZER	,06752	1,32781	1,000
CADCAM-KUMLAMA	CADCAM-COJET	-5,22898	1,32781	,424	
	CADCAM-HİDROFLORİKASİT	5,44395	1,32781	,343	
	CADCAM-LAZER	5,05414	1,32781	,494	
	Consept Lazer-COJET	-6,44809	1,32781	,088	
	Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT	6,09809	1,32781	,152	
	Consept Lazer-KUMLAMA	,58567	1,32781	1,000	
	Consept Lazer-LAZER	6,35318	1,32781	,103	
	DÖKÜM-COJET	-9,41561*	1,32781	,000	
	DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	3,78726	1,32781	,913	
	DÖKÜM-KUMLAMA	-3,11497	1,32781	,985	
	DÖKÜM-LAZER	3,72197	1,32781	,924	
	EOS-COJET	-6,09618	1,32781	,152	
	EOS-HİDROFLORİKASİT	5,22293	1,32781	,427	
	EOS-KUMLAMA	-1,11274	1,32781	1,000	
	EOS-LAZER	5,51146	1,32781	,319	
	CADCAM-LAZER	CADCAM-COJET	-10,28312*	1,32781	,000
		CADCAM-HİDROFLORİKASİT	,38981	1,32781	1,000
CADCAM-KUMLAMA		-5,05414	1,32781	,494	
Consept Lazer-COJET		-11,50223*	1,32781	,000	
Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT		1,04395	1,32781	1,000	
Consept Lazer-KUMLAMA		-4,46847	1,32781	,725	
Consept Lazer-LAZER		1,29904	1,32781	1,000	
DÖKÜM-COJET		-14,46975*	1,32781	,000	
DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT		-1,26688	1,32781	1,000	
DÖKÜM-KUMLAMA		-8,16911*	1,32781	,002	
DÖKÜM-LAZER		-1,33217	1,32781	1,000	
EOS-COJET		-11,15032*	1,32781	,000	
EOS-HİDROFLORİKASİT		,16879	1,32781	1,000	
EOS-KUMLAMA		-6,16688	1,32781	,137	
EOS-LAZER		,45732	1,32781	1,000	

	Consept COJET	Lazer-	CADCAM-COJET	1,21911	1,32781	1,000
			CADCAM-HİDROFLORİKASİT	11,89204*	1,32781	,000
			CADCAM-KUMLAMA	6,44809	1,32781	,088
			CADCAM-LAZER	11,50223*	1,32781	,000
			Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT	12,54618*	1,32781	,000
			Consept Lazer-KUMLAMA	7,03376*	1,32781	,031
			Consept Lazer-LAZER	12,80127*	1,32781	,000
			DÖKÜM-COJET	-2,96752	1,32781	,991
			DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	10,23535*	1,32781	,000
			DÖKÜM-KUMLAMA	3,33312	1,32781	,971
			DÖKÜM-LAZER	10,17006*	1,32781	,000
			EOS-COJET	,35191	1,32781	1,000
			EOS-HİDROFLORİKASİT	11,67102*	1,32781	,000
			EOS-KUMLAMA	5,33535	1,32781	,383
			EOS-LAZER	11,95955*	1,32781	,000
	Consept HİDROFLORİKASİT	Lazer-	CADCAM-COJET	-11,32707*	1,32781	,000
			CADCAM-HİDROFLORİKASİT	-,65414	1,32781	1,000
			CADCAM-KUMLAMA	-6,09809	1,32781	,152
			CADCAM-LAZER	-1,04395	1,32781	1,000
			Consept Lazer-COJET	-12,54618*	1,32781	,000
			Consept Lazer-KUMLAMA	-5,51242	1,32781	,319
			Consept Lazer-LAZER	,25510	1,32781	1,000
			DÖKÜM-COJET	-15,51369*	1,32781	,000
			DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	-2,31083	1,32781	,999
			DÖKÜM-KUMLAMA	-9,21306*	1,32781	,000
			DÖKÜM-LAZER	-2,37611	1,32781	,999
			EOS-COJET	-12,19427*	1,32781	,000
			EOS-HİDROFLORİKASİT	-,87516	1,32781	1,000
			EOS-KUMLAMA	-7,21083*	1,32781	,022
			EOS-LAZER	-,58662	1,32781	1,000
	Consept KUMLAMA	Lazer-	CADCAM-COJET	-5,81465	1,32781	,223
			CADCAM-HİDROFLORİKASİT	4,85828	1,32781	,574

		CADCAM-KUMLAMA	-,58567	1,32781	1,000
		CADCAM-LAZER	4,46847	1,32781	,725
		Consept Lazer-COJET	-7,03376*	1,32781	,031
		Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT	5,51242	1,32781	,319
		Consept Lazer-LAZER	5,76752	1,32781	,237
		DÖKÜM-COJET	-10,00127*	1,32781	,000
		DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	3,20159	1,32781	,981
		DÖKÜM-KUMLAMA	-3,70064	1,32781	,928
		DÖKÜM-LAZER	3,13631	1,32781	,984
		EOS-COJET	-6,68185	1,32781	,059
		EOS-HİDROFLORİKASİT	4,63726	1,32781	,662
		EOS-KUMLAMA	-1,69841	1,32781	1,000
		EOS-LAZER	4,92580	1,32781	,546
		Consept Lazer-LAZER			
		Consept Lazer-COJET	-11,58217*	1,32781	,000
	Consept LAZER	CADCAM-HİDROFLORİKASİT	-,90924	1,32781	1,000
		CADCAM-KUMLAMA	-6,35318	1,32781	,103
		CADCAM-LAZER	-1,29904	1,32781	1,000
		Consept Lazer-COJET	-12,80127*	1,32781	,000
		Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT	-,25510	1,32781	1,000
		Consept Lazer-KUMLAMA	-5,76752	1,32781	,237
		DÖKÜM-COJET	-15,76879*	1,32781	,000
		DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	-2,56592	1,32781	,998
		DÖKÜM-KUMLAMA	-9,46815*	1,32781	,000
		DÖKÜM-LAZER	-2,63121	1,32781	,998
		EOS-COJET	-12,44936*	1,32781	,000
		EOS-HİDROFLORİKASİT	-1,13025	1,32781	1,000
		EOS-KUMLAMA	-7,46592*	1,32781	,013
		EOS-LAZER	-,84172	1,32781	1,000
		DÖKÜM-COJET			
	DÖKÜM-COJET	CADCAM-COJET	4,18662	1,32781	,817
		CADCAM-HİDROFLORİKASİT	14,85955*	1,32781	,000
		CADCAM-KUMLAMA	9,41561*	1,32781	,000
		CADCAM-LAZER	14,46975*	1,32781	,000
		Consept Lazer-COJET	2,96752	1,32781	,991

		Consept Lazer- HİDROFLORİKASİT	15,51369*	1,32781	,000
		Consept Lazer- KUMLAMA	10,00127*	1,32781	,000
		Consept Lazer-LAZER	15,76879*	1,32781	,000
		DÖKÜM- HİDROFLORİKASİT	13,20287*	1,32781	,000
		DÖKÜM-KUMLAMA	6,30064	1,32781	,112
		DÖKÜM-LAZER	13,13758*	1,32781	,000
		EOS-COJET	3,31943	1,32781	,972
		EOS- HİDROFLORİKASİT	14,63854*	1,32781	,000
		EOS-KUMLAMA	8,30287*	1,32781	,002
		EOS-LAZER	14,92707*	1,32781	,000
	DÖKÜM- HİDROFLORİKASİT	CADCAM-COJET	-9,01624*	1,32781	,000
		CADCAM- HİDROFLORİKASİT	1,65669	1,32781	1,000
		CADCAM-KUMLAMA	-3,78726	1,32781	,913
		CADCAM-LAZER	1,26688	1,32781	1,000
		Consept Lazer-COJET	-10,23535*	1,32781	,000
		Consept Lazer- HİDROFLORİKASİT	2,31083	1,32781	,999
		Consept Lazer- KUMLAMA	-3,20159	1,32781	,981
		Consept Lazer-LAZER	2,56592	1,32781	,998
		DÖKÜM-COJET	-13,20287*	1,32781	,000
		DÖKÜM-KUMLAMA	-6,90223*	1,32781	,040
		DÖKÜM-LAZER	-,06529	1,32781	1,000
		EOS-COJET	-9,88344*	1,32781	,000
		EOS- HİDROFLORİKASİT	1,43567	1,32781	1,000
		EOS-KUMLAMA	-4,90000	1,32781	,557
		EOS-LAZER	1,72420	1,32781	1,000
	DÖKÜM- KUMLAMA	CADCAM-COJET	-2,11401	1,32781	1,000
		CADCAM- HİDROFLORİKASİT	8,55892*	1,32781	,001
		CADCAM-KUMLAMA	3,11497	1,32781	,985
		CADCAM-LAZER	8,16911*	1,32781	,002
		Consept Lazer-COJET	-3,33312	1,32781	,971
		Consept Lazer- HİDROFLORİKASİT	9,21306*	1,32781	,000

		Consept Lazer-KUMLAMA	3,70064	1,32781	,928
		Consept Lazer-LAZER	9,46815*	1,32781	,000
		DÖKÜM-COJET	-6,30064	1,32781	,112
		DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	6,90223*	1,32781	,040
		DÖKÜM-LAZER	6,83694*	1,32781	,045
		EOS-COJET	-2,98121	1,32781	,991
		EOS-HİDROFLORİKASİT	8,33790*	1,32781	,002
		EOS-KUMLAMA	2,00223	1,32781	1,000
		EOS-LAZER	8,62643*	1,32781	,001
	DÖKÜM-LAZER	CADCAM-COJET	-8,95096*	1,32781	,000
		CADCAM-HİDROFLORİKASİT	1,72197	1,32781	1,000
		CADCAM-KUMLAMA	-3,72197	1,32781	,924
		CADCAM-LAZER	1,33217	1,32781	1,000
		Consept Lazer-COJET	-10,17006*	1,32781	,000
		Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT	2,37611	1,32781	,999
		Consept Lazer-KUMLAMA	-3,13631	1,32781	,984
		Consept Lazer-LAZER	2,63121	1,32781	,998
		DÖKÜM-COJET	-13,13758*	1,32781	,000
		DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	,06529	1,32781	1,000
		DÖKÜM-KUMLAMA	-6,83694*	1,32781	,045
		EOS-COJET	-9,81815*	1,32781	,000
		EOS-HİDROFLORİKASİT	1,50096	1,32781	1,000
		EOS-KUMLAMA	-4,83471	1,32781	,583
		EOS-LAZER	1,78949	1,32781	1,000
	EOS-COJET	CADCAM-COJET	,86720	1,32781	1,000
		CADCAM-HİDROFLORİKASİT	11,54013*	1,32781	,000
		CADCAM-KUMLAMA	6,09618	1,32781	,152
		CADCAM-LAZER	11,15032*	1,32781	,000
		Consept Lazer-COJET	-,35191	1,32781	1,000
		Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT	12,19427*	1,32781	,000
		Consept Lazer-KUMLAMA	6,68185	1,32781	,059

		Consept Lazer-LAZER	12,44936*	1,32781	,000
		DÖKÜM-COJET	-3,31943	1,32781	,972
		DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	9,88344*	1,32781	,000
		DÖKÜM-KUMLAMA	2,98121	1,32781	,991
		DÖKÜM-LAZER	9,81815*	1,32781	,000
		EOS-HİDROFLORİKASİT	11,31911*	1,32781	,000
		EOS-KUMLAMA	4,98344	1,32781	,523
		EOS-LAZER	11,60764*	1,32781	,000
	EOS-HİDROFLORİKASİT	CADCAM-COJET	-10,45191*	1,32781	,000
		CADCAM-HİDROFLORİKASİT	,22102	1,32781	1,000
		CADCAM-KUMLAMA	-5,22293	1,32781	,427
		CADCAM-LAZER	-,16879	1,32781	1,000
		Consept Lazer-COJET	-11,67102*	1,32781	,000
		Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT	,87516	1,32781	1,000
		Consept Lazer-KUMLAMA	-4,63726	1,32781	,662
		Consept Lazer-LAZER	1,13025	1,32781	1,000
		DÖKÜM-COJET	-14,63854*	1,32781	,000
		DÖKÜM-HİDROFLORİKASİT	-1,43567	1,32781	1,000
		DÖKÜM-KUMLAMA	-8,33790*	1,32781	,002
		DÖKÜM-LAZER	-1,50096	1,32781	1,000
		EOS-COJET	-11,31911*	1,32781	,000
		EOS-KUMLAMA	-6,33567	1,32781	,106
		EOS-LAZER	,28854	1,32781	1,000
	EOS-KUMLAMA	CADCAM-COJET	-4,11624	1,32781	,837
		CADCAM-HİDROFLORİKASİT	6,55669	1,32781	,074
		CADCAM-KUMLAMA	1,11274	1,32781	1,000
		CADCAM-LAZER	6,16688	1,32781	,137
		Consept Lazer-COJET	-5,33535	1,32781	,383
		Consept Lazer-HİDROFLORİKASİT	7,21083*	1,32781	,022
		Consept Lazer-KUMLAMA	1,69841	1,32781	1,000
		Consept Lazer-LAZER	7,46592*	1,32781	,013
		DÖKÜM-COJET	-8,30287*	1,32781	,002

		DÖKÜM- HİDROFLORİKASİT	4,90000	1,32781	,557
		DÖKÜM-KUMLAMA	-2,00223	1,32781	1,000
		DÖKÜM-LAZER	4,83471	1,32781	,583
		EOS-COJET	-4,98344	1,32781	,523
		EOS- HİDROFLORİKASİT	6,33567	1,32781	,106
		EOS-LAZER	6,62420	1,32781	,066
	EOS-LAZER	CADCAM-COJET	-10,74045*	1,32781	,000
		CADCAM- HİDROFLORİKASİT	-,06752	1,32781	1,000
		CADCAM-KUMLAMA	-5,51146	1,32781	,319
		CADCAM-LAZER	-,45732	1,32781	1,000
		Consept Lazer-COJET	-11,95955*	1,32781	,000
		Consept Lazer- HİDROFLORİKASİT	,58662	1,32781	1,000
		Consept Lazer- KUMLAMA	-4,92580	1,32781	,546
		Consept Lazer-LAZER	,84172	1,32781	1,000
		DÖKÜM-COJET	-14,92707*	1,32781	,000
		DÖKÜM- HİDROFLORİKASİT	-1,72420	1,32781	1,000
		DÖKÜM-KUMLAMA	-8,62643*	1,32781	,001
		DÖKÜM-LAZER	-1,78949	1,32781	1,000
		EOS-COJET	-11,60764*	1,32781	,000
		EOS- HİDROFLORİKASİT	-,28854	1,32781	1,000
		EOS-KUMLAMA	-6,62420	1,32781	,066

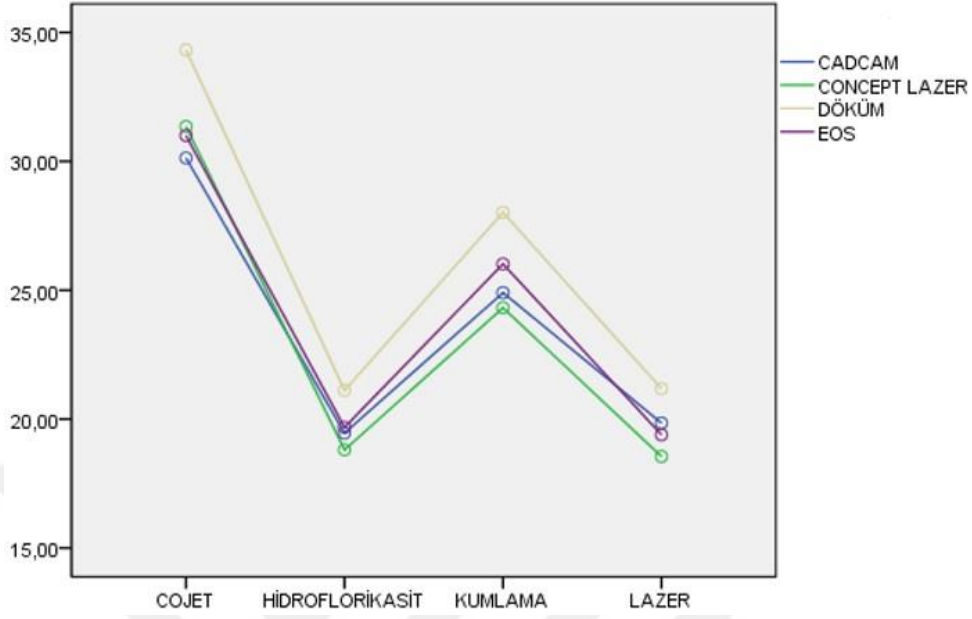
* iki grup arasında istatistiksel olarak fark olduğunu ($p<0,05$) gösterir.

Scheffe testine göre hangi gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı ($p>0,05$) Tablo 4.3’de gösterilmiştir. Tablo 4.3’e göre istatistiksel olarak aralarında anlamlı fark bulunmayan gruplara 1, 2, 3, 4 ve 5 numaralı sayılar verilmiştir. Aynı sayıya sahip gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Yine aynı tabloya göre en yüksek bağlanma dayanımı döküm altyapı üzerine CoJet uygulanan grupta ($34,31\pm 3,31$ MPa), en düşük bağlanma dayanımı ise Consept Lazer altyapı üzerine uygulanan lazer uygulanan grupta ($18,55\pm 2,86$ MPa) görülmüştür.

Tablo 4.3. Scheffe testine göre grupların istatistiksel olarak anlamlılıkları

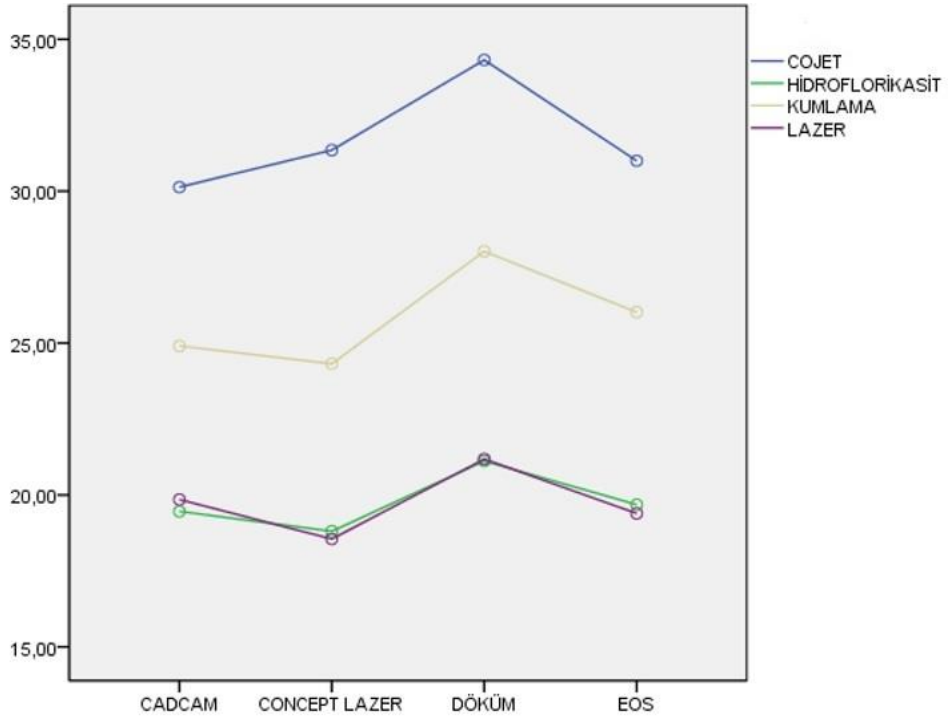
	interaksiyon	Anlamlı Fark Olmamasına Göre Gruplandırma Numaraları	Subset for alpha = 0.05				
			1	2	3	4	5
Scheffe	Consept Lazer-LAZER	1	18,55				
	Consept Lazer-HİDROFLORİKAS İT	1	18,80				
	EOS-LAZER	1, 2	19,39	19,39			
	CADCAM-HİDROFLORİKAS İT	1, 2	19,46	19,46			
	EOS-HİDROFLORİKAS İT	1, 2	19,68	19,68			
	CADCAM-LAZER	1, 2	19,85	19,85			
	DÖKÜM-HİDROFLORİKAS İT	1, 2	21,11	21,11			
	DÖKÜM-LAZER	1, 2	21,18	21,18			
	Consept Lazer-KUMLAMA	1, 2, 3	24,31	24,31	24,31		
	CADCAM-KUMLAMA	1, 2, 3, 4	24,90	24,90	24,90	24,90	
	EOS-KUMLAMA	2, 3, 4		26,01	26,01	26,01	
	DÖKÜM-KUMLAMA	3, 4, 5			28,01	28,01	28,01
	CADCAM-COJET	3, 4, 5			30,13	30,13	30,13
	EOS-COJET	3, 4, 5			31,00	31,00	31,00
	Consept Lazer-COJET	4, 5				31,35	31,35
	DÖKÜM-COJET	5					34,31
	Sig.		,103	,066	,059	,088	,112

Metal altyapı üretim yöntemine göre grupların grafiksel olarak karşılaştırılması Şekil 4.1’de gösterilmektedir.



Şekil 4.1. Gruplara göre makaslama bağlanma değerleri (MPa)

Uygulanan yüzey işlemlerine göre grupların grafiksel olarak karşılaştırılması Şekil 4.2’de gösterilmektedir.



Şekil 4.2. . Gruplara göre makaslama bağlanma değerleri (MPa) 2. Tablo

Metal alt yapı üretim yöntemlerini istatistiksel olarak karşılaştırmak için Two Way ANOVA ve Bonferroni testleri yapıldı (Tablo 4.4). Bu testlerin sonucunda EOS, CAD-CAM, Consept Lazer ile üretilmiş altyapılar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür ($p>0.05$). Döküm ile üretilen altyapıların EOS, CAD-CAM, Consept Lazer ile üretilen alt yapılardan istatistiksel olarak farklı olduğu görülmüştür ($p<0.05$).

Tablo 4.4. Alt yapı üretim yöntemlerinin karşılaştırılması

Karşılaştırılan Ana Grup (I)	Karşılaştırma Yapılacak Grup (J)	Gruplar Arası Fark (I-J)	Std. Hata	Sig. ^a (p)	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
CADCAM	CONCEPT LAZER	,330	,664	1,000	-1,446	2,106
	DÖKÜM	-2,573*	,664	,001	-4,349	-,797
	EOS	-,436	,664	1,000	-2,212	1,340
CONCEPT LAZER	CADCAM	-,330	,664	1,000	-2,106	1,446
	DÖKÜM	-2,903*	,664	,000	-4,679	-1,126
	EOS	-,766	,664	1,000	-2,542	1,010
DÖKÜM	CADCAM	2,573*	,664	,001	,797	4,349
	CONCEPT LAZER	2,903*	,664	,000	1,126	4,679
	EOS	2,137*	,664	,010	,361	3,913
EOS	CADCAM	,436	,664	1,000	-1,340	2,212
	CONCEPT LAZER	,766	,664	1,000	-1,010	2,542
	DÖKÜM	-2,137*	,664	,010	-3,913	-,361

* iki grup arasında istatistiksel olarak fark olduğunu ($p<0,05$) gösterir.

Farklı yüzey işlemlerinin istatistiksel olarak karşılaştırmak için Two Way ANOVA ve Bonferroni testleri yapıldı (Tablo 4.5). Bu testlere göre Lazer uygulaması ile HF uygulaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamazken ($p>0.05$), diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0.05$).

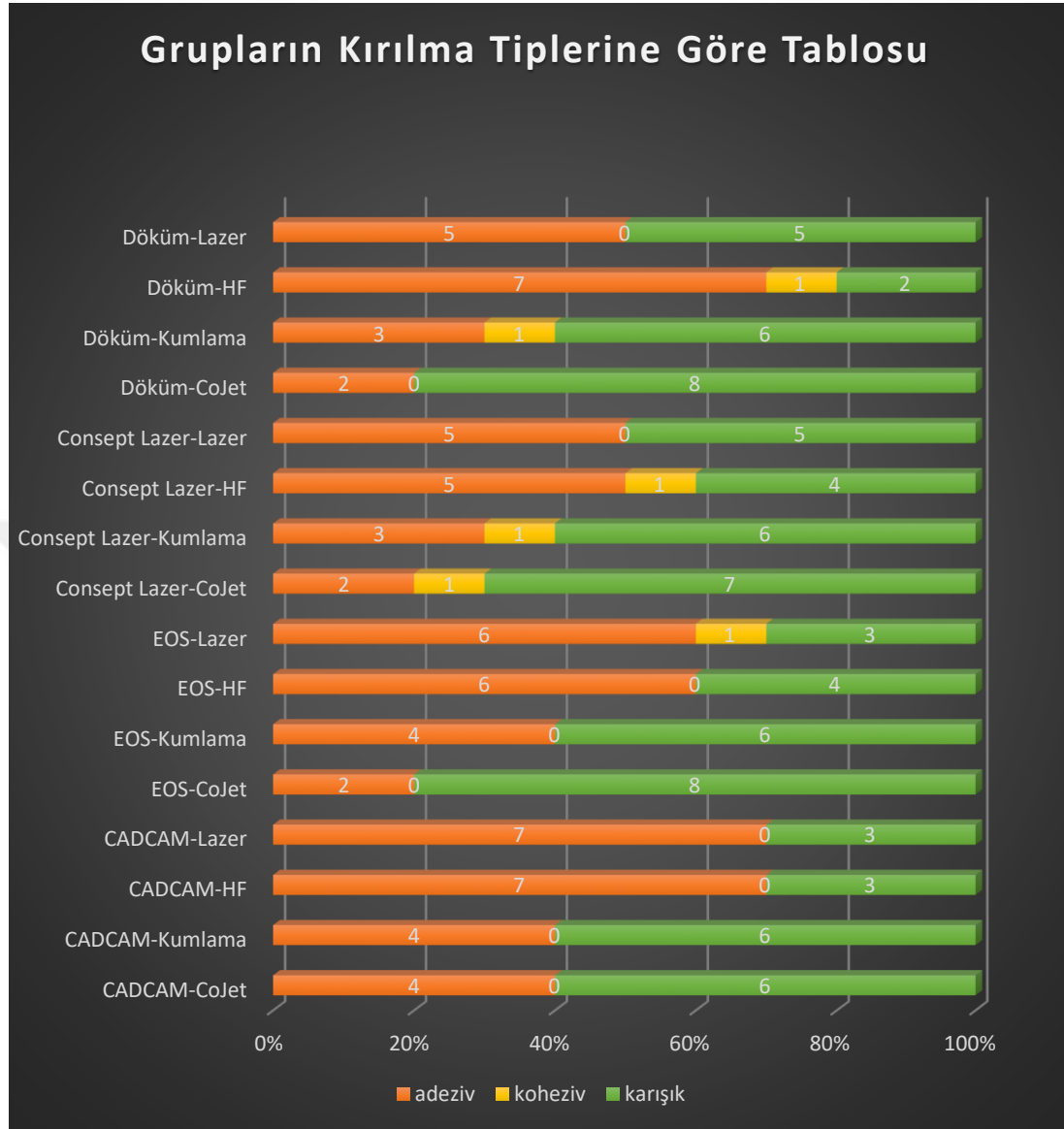
Tablo 4.5. Yüzey işlemlerinin karşılaştırılması

Karşılaştırılan Ana Grup (I)	Karşılaştırma Yapılacak Grup (J)	Gruplar Arası Fark (I-J)	Std. Hata	Sig. ^a (p)	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
COJET	HİDROFLORİKASİT	11,935*	,664	,000	10,159	13,711
	KUMLAMA	5,887*	,664	,000	4,111	7,663
	LAZER	11,957*	,664	,000	10,181	13,733
HİDROFLO-RİKASİT	COJET	-11,93*	,664	,000	-13,711	-10,159
	KUMLAMA	-6,049*	,664	,000	-7,825	-4,272
	LAZER	,022	,664	1,000	-1,754	1,798
KUMLAMA	COJET	-5,887*	,664	,000	-7,663	-4,111
	HİDROFLORİKASİT	6,049*	,664	,000	4,272	7,825
	LAZER	6,071*	,664	,000	4,295	7,847
LAZER	COJET	-11,95*	,664	,000	-13,733	-10,181
	HİDROFLORİKASİT	-,022	,664	1,000	-1,798	1,754
	KUMLAMA	-6,071*	,664	,000	-7,847	-4,295

* iki grup arasında istatistiksel olarak fark olduğunu ($p < 0,05$) gösterir.

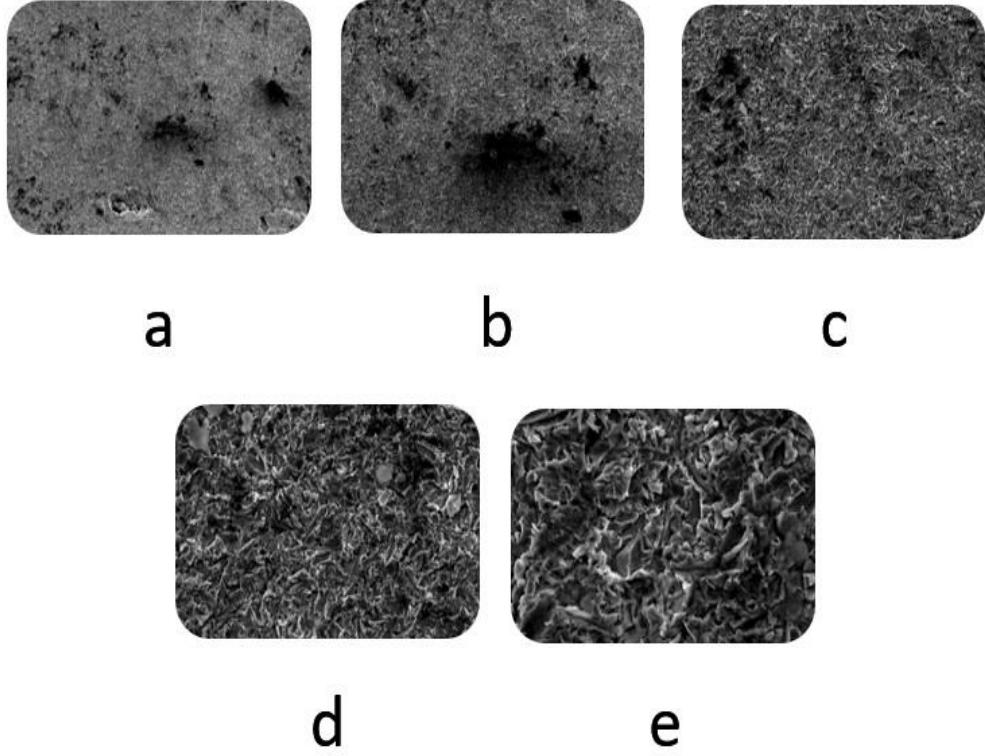
Makaslama bağlanma dayanımı sonrası kırılma tipleri ARI (Adhesive Remnant Indexes) skorlandırması x40 büyütmede stereomikroskop kullanılarak (Zeiss Stemi SV11 Stereoscope; Carl Zeiss, Thornwood, NY, ABD) değerlendirildi. Skorlandırma için adeziv, koheziv ve karışık tanımı kullanıldı. Hiçbir örnekte metal yüzey üzerinde tamir materyali kalmamıştır. Metal ve tamir materyali bağlantısında kırılma tipi her zaman adeziv kırılma türüdür. Porselen yüzey dikkate alınarak kırılma tiplerine bakıldığında adeziv, koheziv ve karışık kırılma gözlenmiştir (Tablo 4.6.)

Tablo 4.6. Gruplara göre kırılma tipleri: adeziv, koheziv ve karışık

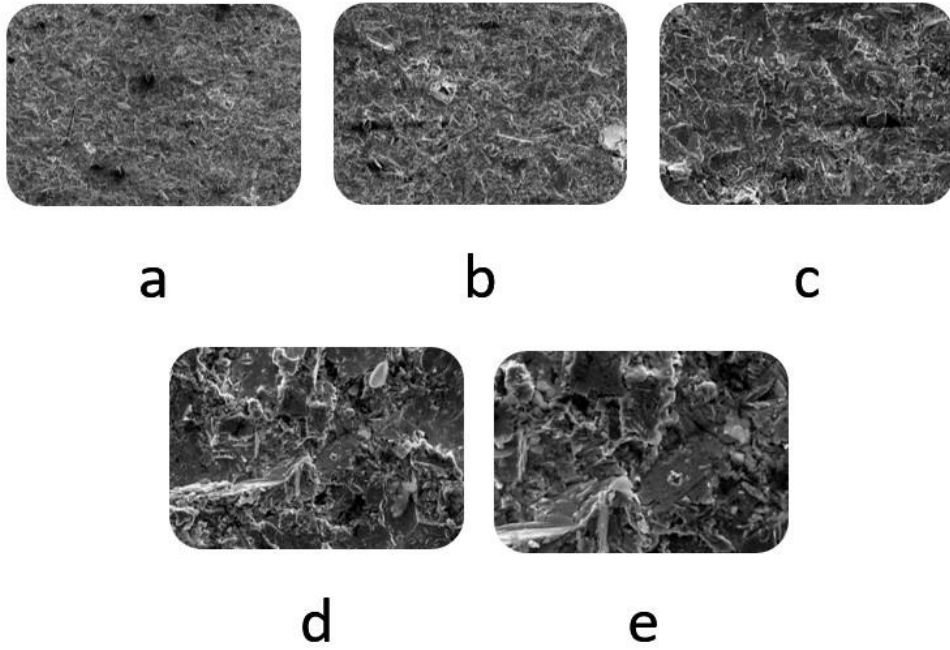


4.1. SEM Bulguları

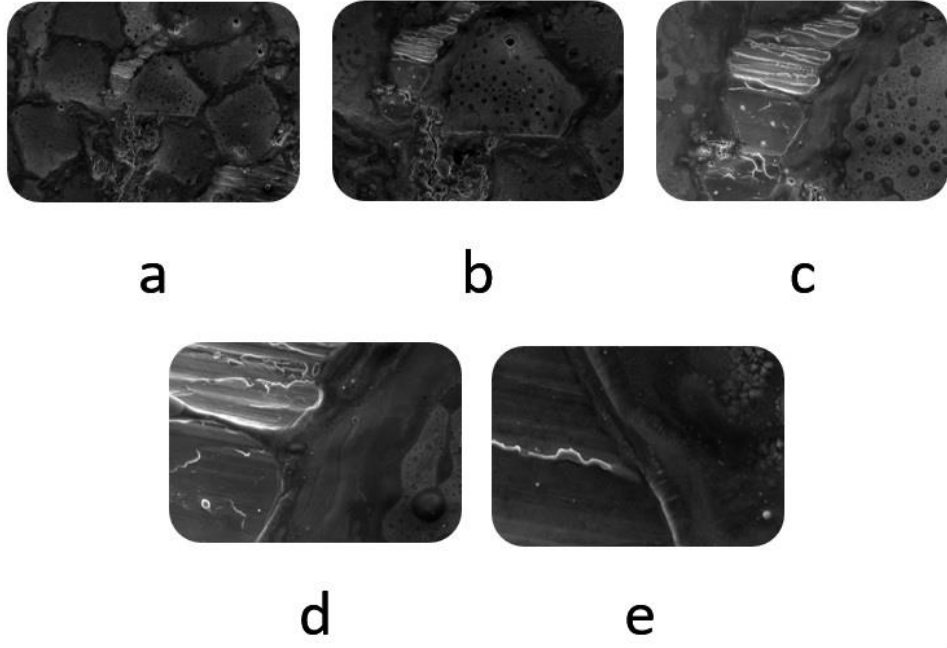
Uygulanılan yüzey işlemlerinden sonra metal alt yapılarda yapılan SEM incelemelerinin bulguları aşağıda gösterilmiştir.



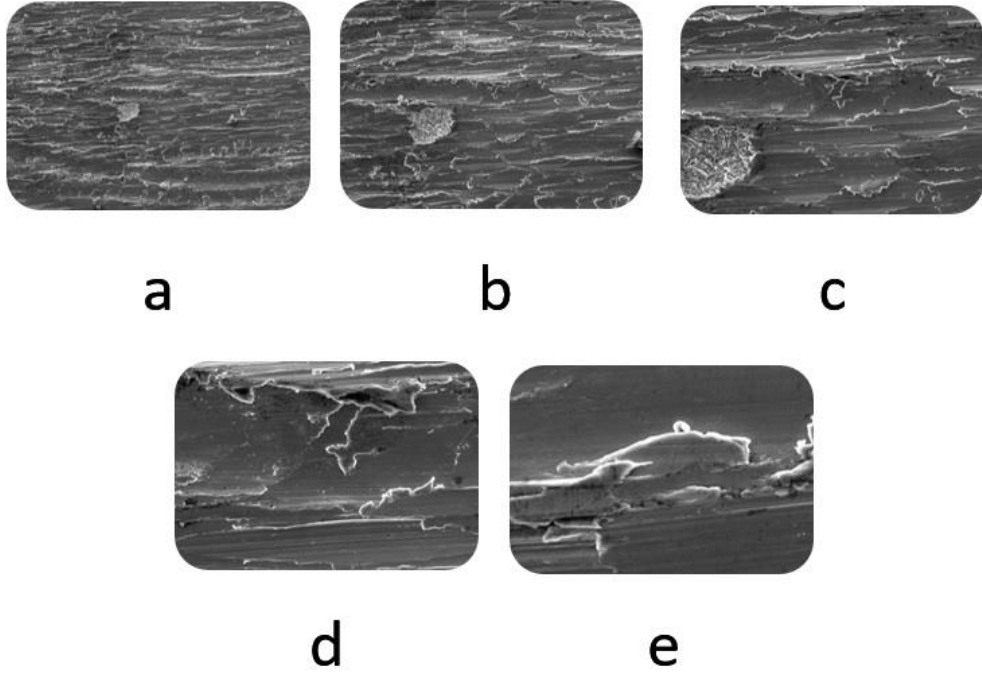
Şekil 4.3. Döküm altyapı üzerine silika işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



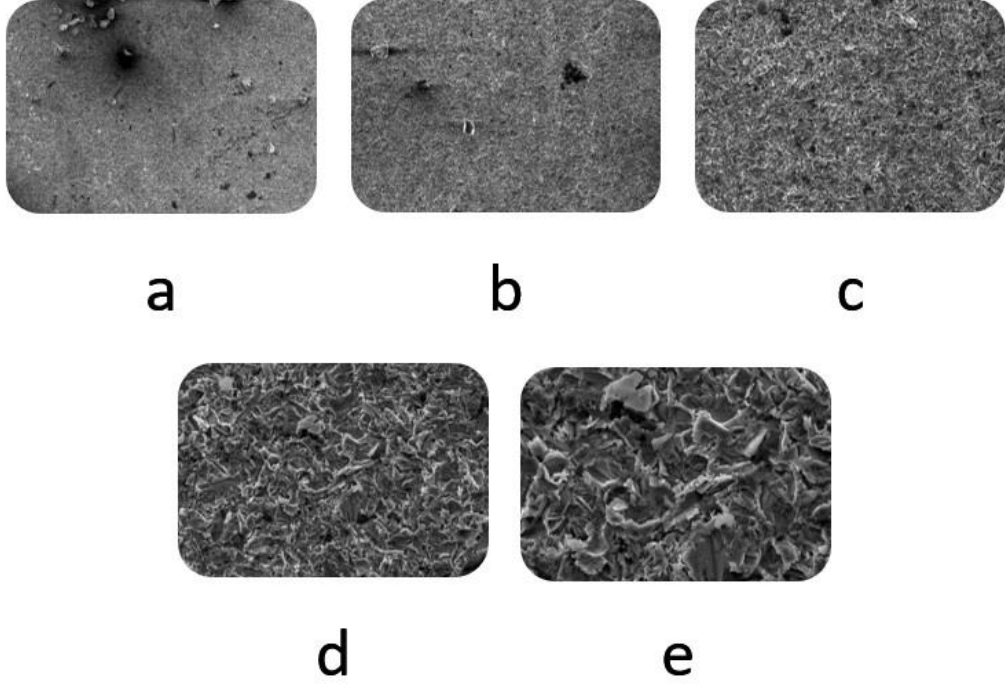
Şekil 4.4. Döküm altyapı üzerine kumlama işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



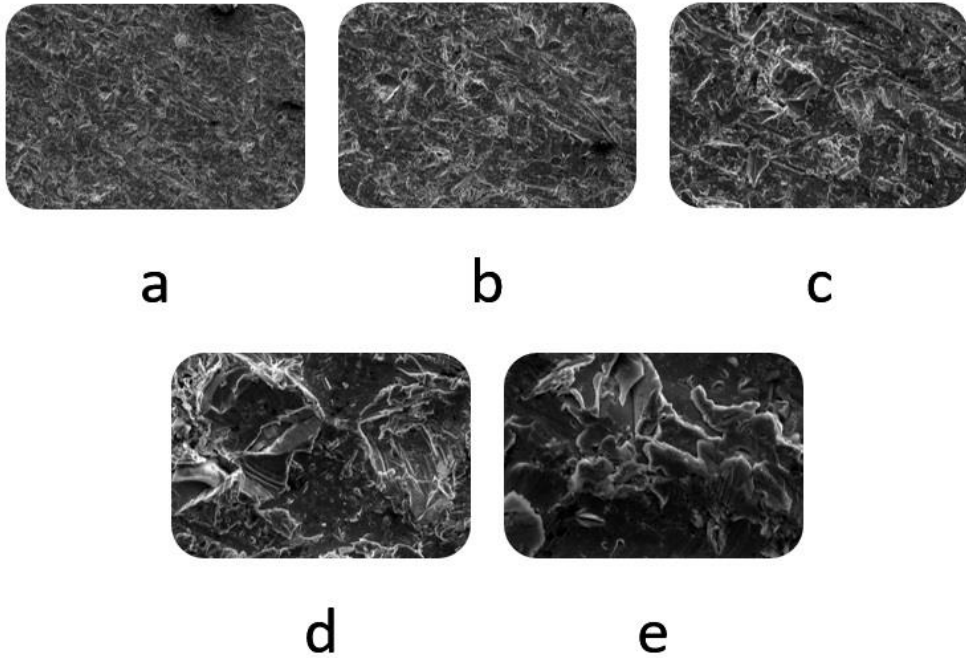
Şekil 4.5. Döküm altyapı üzerine lazer işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



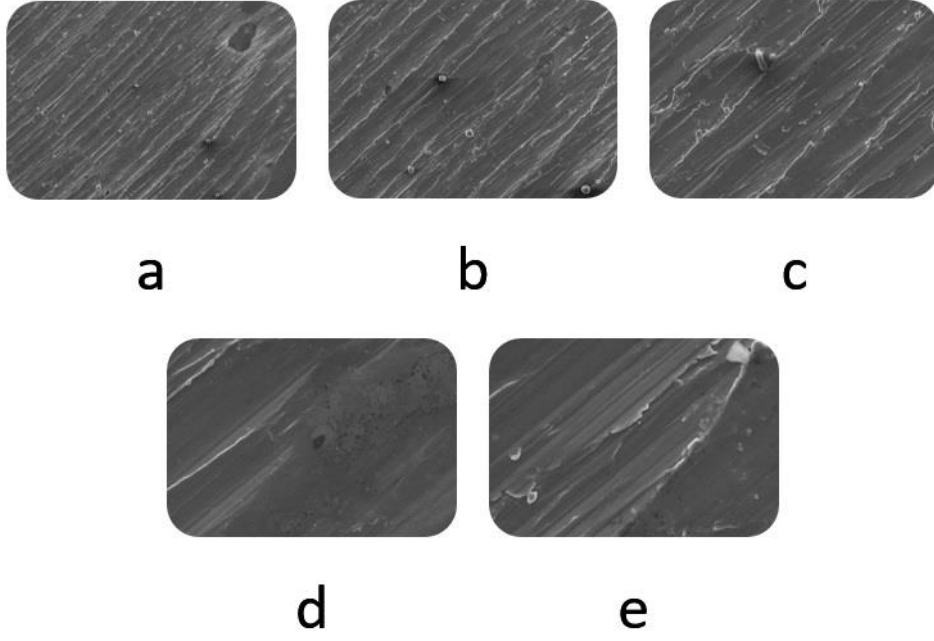
Şekil 4.6. Döküm altyapı üzerine hidroflorik asit işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



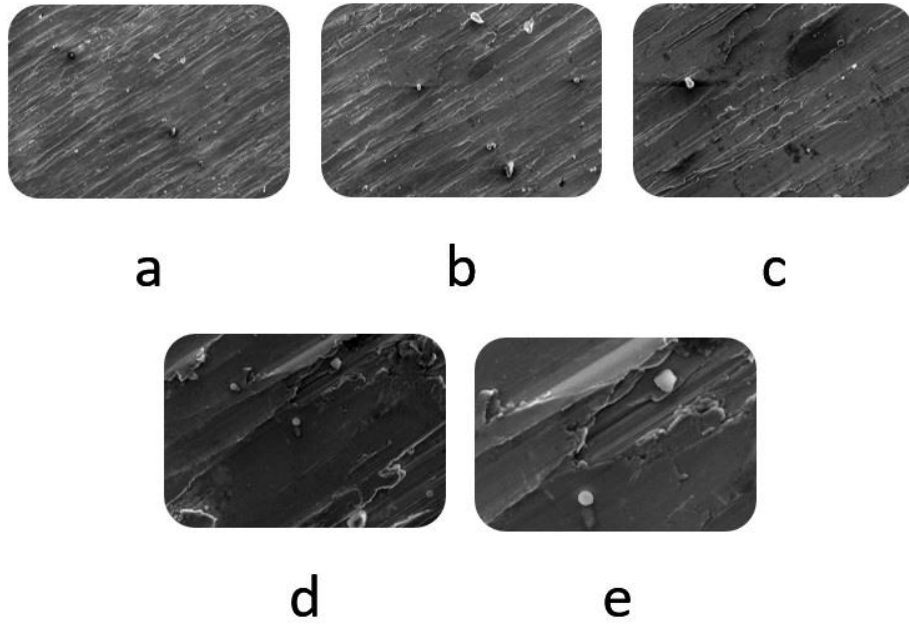
Şekil 4.7. Concept lazer altyapı üzerine silika işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



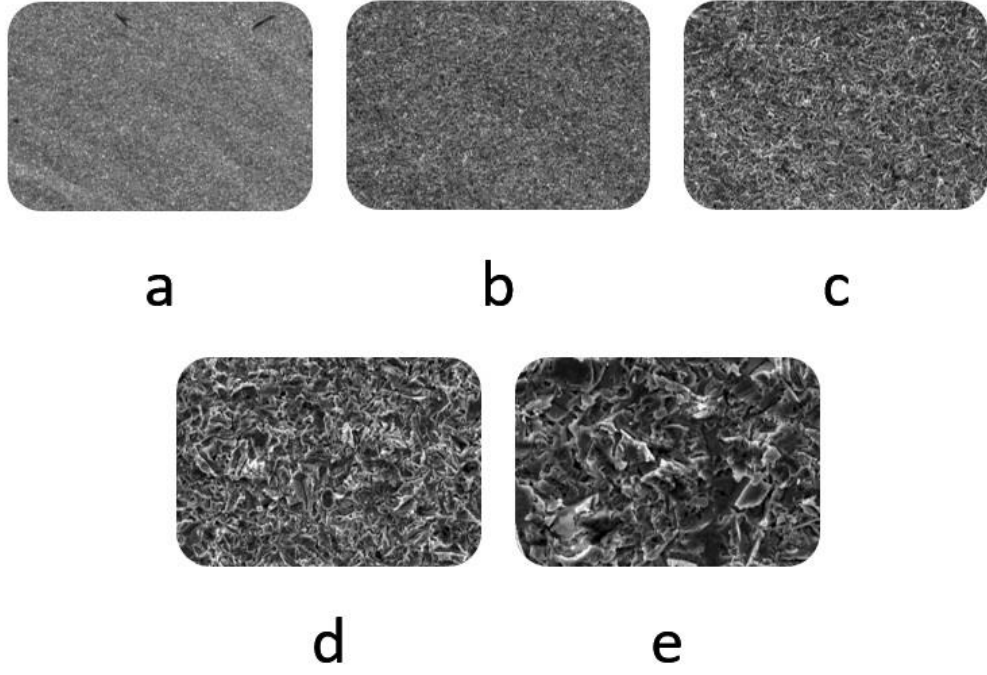
Şekil 4.8. Concept lazer altyapı üzerine kumlama işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



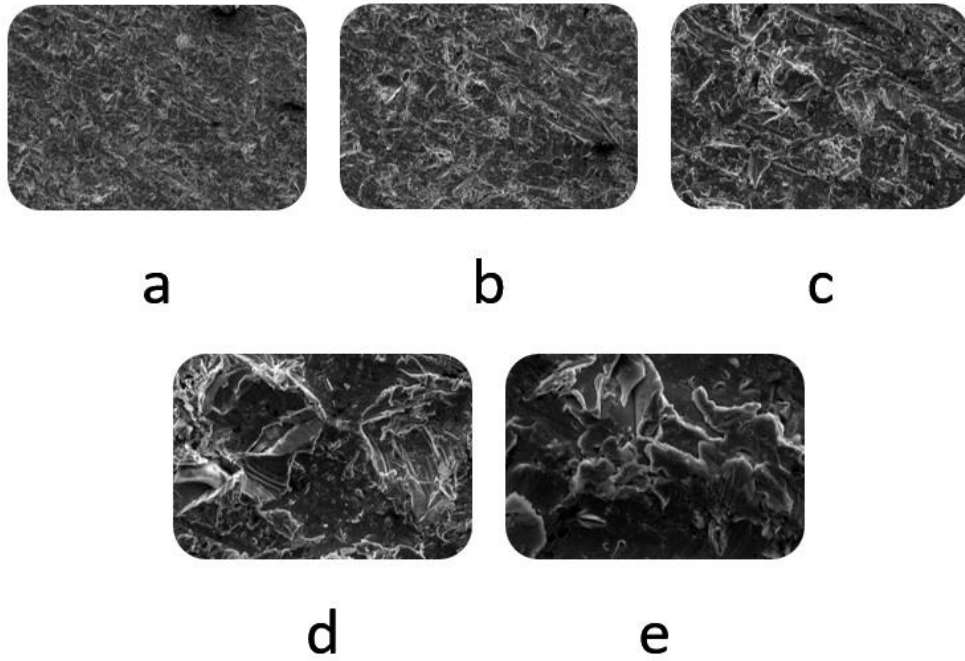
Şekil 4.9. Concept lazer altyapı üzerine lazer işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



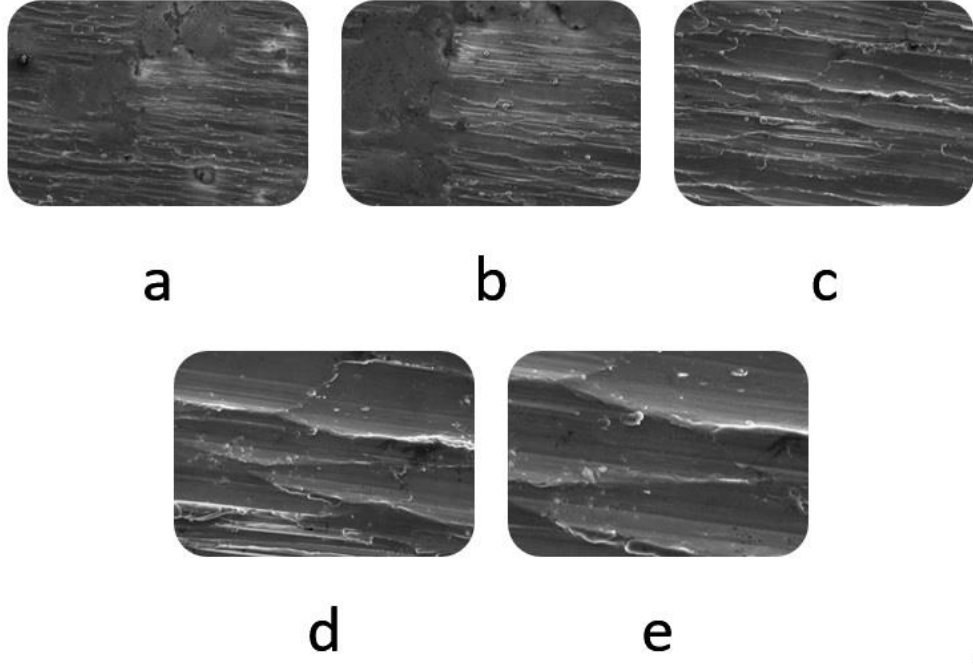
Şekil 4.10. Concept lazer altyapı üzerine hidroflorik asit işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



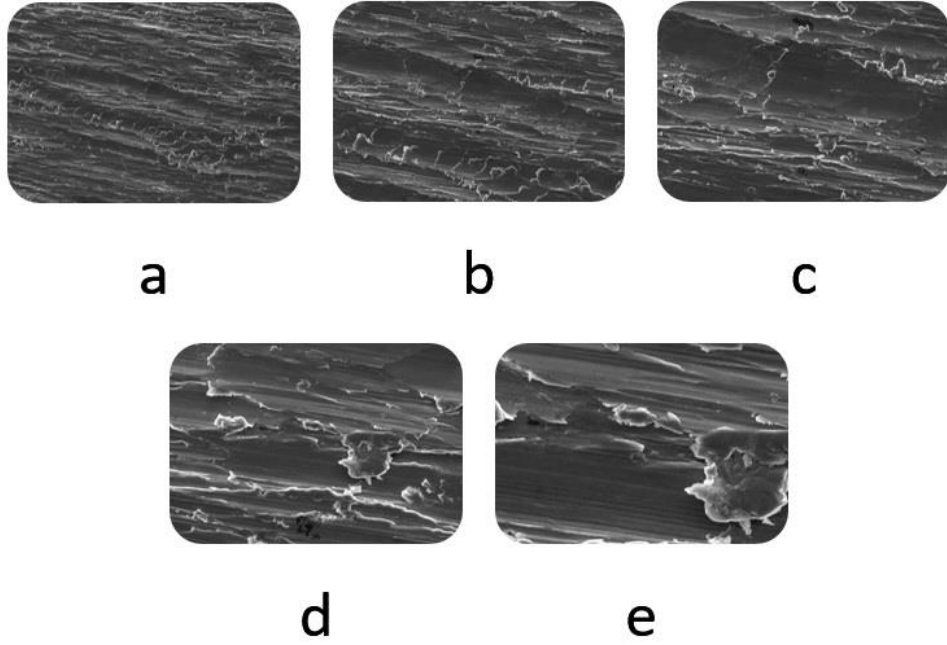
Şekil 4.11. EOS lazer altyapı üzerine silika işlemleri sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



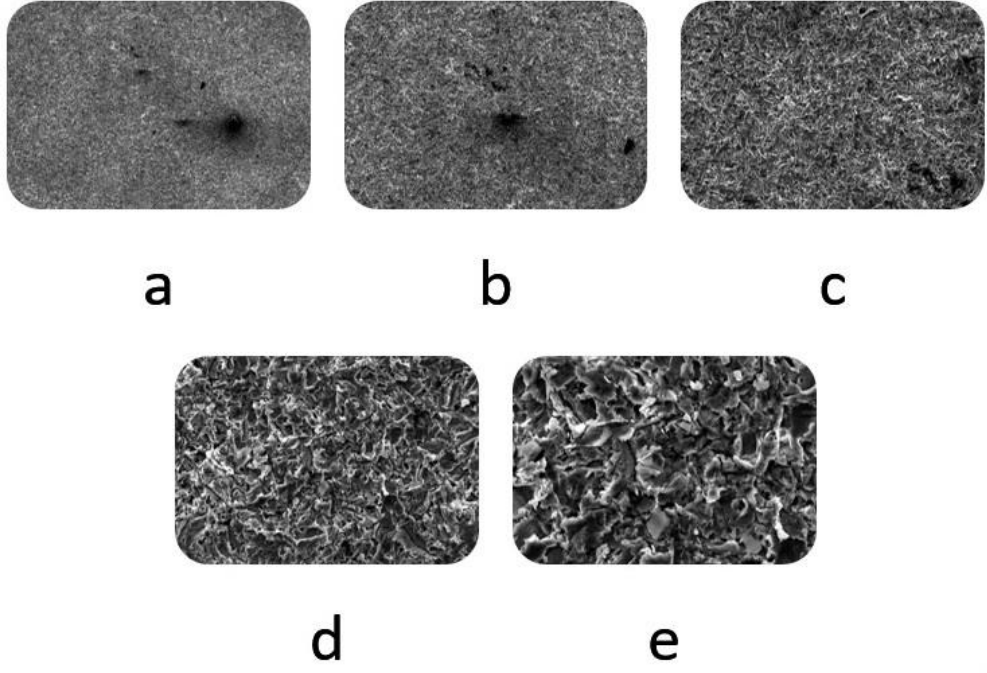
Şekil 4.12. EOS lazer altyapı üzerine kumlama işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



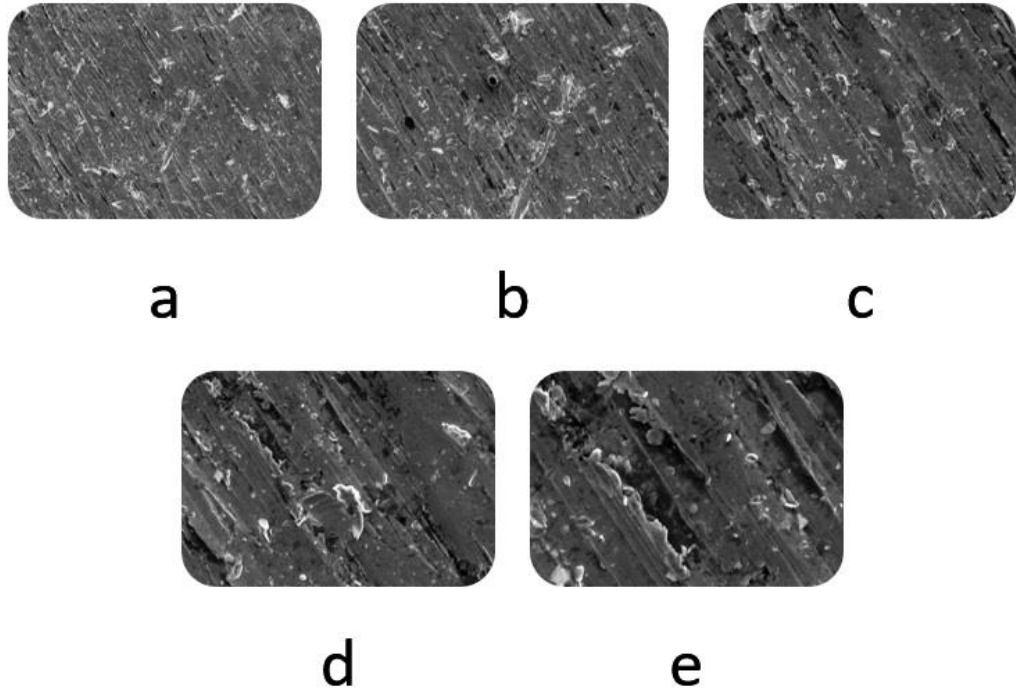
Şekil 4.13. EOS lazer altyapı üzerine lazer işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



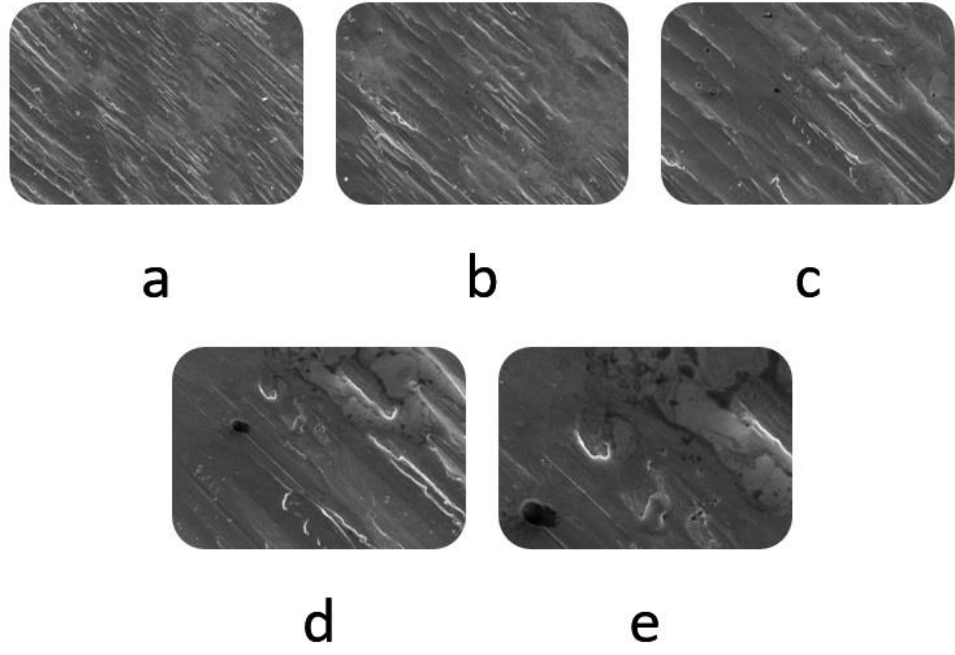
Şekil 4.14. EOS lazer altyapı üzerine hidroflorik asit işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



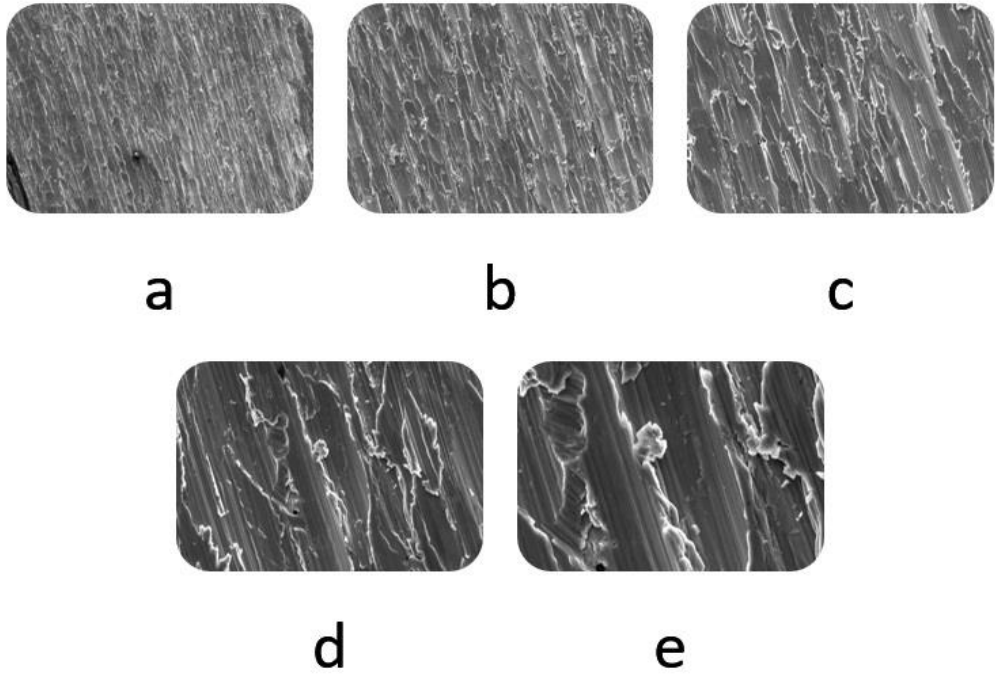
Şekil 4.15. CAD-CAM altyapı üzerine silika işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



Şekil 4.16. CAD-CAM altyapı üzerine kumlama işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



Şekil 4.17. CAD-CAM altyapı üzerine lazer işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000



Şekil 4.18. CAD-CAM altyapı üzerine hidroflorik asit işlemi sonrası elde edilen SEM görüntüsü: a) x250; b) x500; c) x1000; d)x2500; e)x5000

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde seramik restorasyonlar hastaya; fonksiyon, fonasyon ve estetik sağlar. Fakat gerek çiğneme kuvvetleri karşısında gösterdikleri direncin hala tatmin edici düzeyde olmaması, gerekse maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle porselenin metal bir altyapı ile desteklendiği metal destekli porselen restorasyonların kullanımlarına halen yaygın olarak devam edilmektedir (109, 110) .

Tam seramik restorasyonların biyouyumluk, dayanıklılık, doğal görünüm ve estetik gibi avantajları olmasına rağmen, klinik uygulamalarda halen bazı dezavantajları bulunmaktadır (111). Tam seramik restorasyonların kırılma dayanımları düşük, maliyeti yüksektir. Diş kesiminde metal destekli kuronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir. Laboratuvar aşamaları daha dikkatli ve titiz çalışma gerektirir. Genellikle posterior bölgede uzun köprü yapımına izin veremezler (112). Bu sebeplerden ötürü metal destekli porselen restorasyonlar günümüzde hala yaygın olarak kullanılır. Bu tez çalışmasında da metal destekli porselen kullanılmasının sebepleri bunlardır.

Metal destekli seramik restorasyonların metal altyapılarının hazırlanması esnasında çok çeşitli metal alaşımlar kullanılmaktadır. Hazırlanacak restorasyonun uzun dönem başarısında seramik üstyapı önemli bir işleve sahip olsa da asıl rolü seçilen metal altyapının fiziksel özellikleri üstlenmektedir. Metal altyapıda kullanılacak alaşımın seçimini; dökülebilir olması, biyouyumluluğu, lekelenme ve korozyon direnci, porselen tarafından metal renginin maskelenebilmesi, sertliği, lehim yapılabilmesi, bükülme direnci, elastiklik modülü ve ekonomik açıdan uygun olması gibi birçok faktörün yanı sıra erime sıcaklığı, seramik ile arasındaki ısısal uyumluluk ve oksit oluşumu etkilemektedir (26). Ni-Cr ve Co-Cr gibi kıymetsiz metal alaşımlarının protetik diş tedavisinde kullanımlarına, maliyetlerinin düşük olması, kıymetli metal alaşımlara göre daha rijit, bükülmeye ve kalıcı deformasyonlara karşı daha dirençli olmaları gibi avantajları nedeniyle günümüzde halen devam edilmektedir (113).

Güncel kullanımı hala oldukça fazla olan metal seramik restorasyonların metal altyapılarının gelişen teknoloji ile birlikte, üretim yöntemleri de çeşitlendirilmiştir. (114). Sabit protetik restorasyonlarda alt yapılar, geleneksel kayıp mum tekniği ile elde edilebileceği gibi, günümüz diş hekimliğinde güncel olarak kullanılan eksiltme

(subtractive) ve ekleme (additive) yöntemleri ile de hazırlanabilir (45). Değerli ve değersiz metal alaşımlarından elde edilen alt yapıların hazırlanmasında yaygın olarak kullanılan kayıp mum tekniğinde, model üzerinde gerçekleştirilen mum modelaj revetmana alınır ve ön ısıtma fırınında elde edilen negatif boşluğa, eriyik alaşım materyalinin santrifüjlü döküm apareyinde dökülmesi ile alt yapılar elde edilir (115).

Günümüzde metal altyapıların hazırlanması için geleneksel döküm tekniğine alternatif çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bir dizi basamaktan oluşan döküm işlemindeki zorlukları aşmak için altyapılar, hazır bloklardan freze tekniği ile işlenip oluşturulabilmektedir. Bunun için bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri kullanılmaktadır (116). Günümüz diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM tekniğinin prensibi, eksiltme yöntemine dayanmaktadır. Eksiltme yönteminde, bilgisayar ortamında hazırlanan alt yapı tasarımı veya restorasyonun son formunda olan modelaj kopyası, üretici firmalar tarafından hazırlanan prefabrike bloklar kullanılarak kazıma cihazında elde edilir. Böylece geleneksel yöntemlerle üretimi zor olan karmaşık yapıdaki restorasyonlar, kısa sürede kolaylıkla elde edilebilir. Ancak kazıma işlemi sırasında, bloğun restorasyon dışında kalan bölümleri frezelenerek kullanılamaz hale geldiği için malzeme sarfiyatına neden olunur (117).

Ekleme yöntemi, tabakaların birleştirilmesi ile 3 boyutlu verilerden model üretimi işlemi olarak tanımlanır (45). Elde edilen 3 boyutlu bilgisayar dosyası kesitlere ayrılır ve katı, sıvı veya toz gibi materyaller kullanılarak tabaka üzerine bir diğer tabakanın basılması ile model oluşturulur. Böylece eksiltme yönteminde frezeleme sonucu oluşan malzeme sarfiyatı engellenirken, hastaya özgü parçalar yüksek uyumda elde edilebilir. Üretim hızı, güvenilirlik ve ekonomik yönlerden geleneksel üretim tekniklerine göre avantajlı olduğu da bildirilmiştir (45, 117). Günümüzde yaygın olarak kullanılan metal alt yapı üretim yöntemleri döküm, CAD-CAM, lazer sinter olduğu için tez çalışmasında bu üretim yöntemleriyle üretilen metal alt yapıların tamir dayanımları karşılaştırılmıştır.

Metal destekli seramik restorasyonların sıklıkla rapor edilen ve başarısızlıkla sonuçlanan klinik komplikasyonu veneer porseleninin kırılmasıdır (118). Porselen kırılması genellikle acil bir tedavi olarak kabul edilir ve restorasyon süreci diş hekimi için zorluklar yaratabilir. Porselenin doğası gereği, mevcut bir restorasyona ağız içi olarak yeni porselen eklenemez (119). Bu restorasyonların ağızdan çıkarılması hasta

ve hekim için zorlu bir işlemdir. Başarısız bir restorasyonun değiştirilmesi yüksek maliyetler ve restorasyonun karmaşık yapısı nedeniyle en pratik çözüm değildir (120). Restorasyon çıkarılırken destek dişlerde oluşabilecek kırılma veya dişin soketinden çıkması gibi komplikasyonlar, zaman kaybı ve maliyet gibi nedenler restorasyonları ağızdan çıkarmadan yapılan tamir işlemlerinin gelişmesine neden olmuştur. Ağız içerisinde kompozit rezinlerle tamir girişiminde bulunmak hem hasta hem de hekim için daha mantıklı olabilmektedir (121). Ağız içi onarım seçenekleri, restorasyonun değiştirilmesini önleyerek hastanın ağızındaki restorasyonu tamir etme imkanı sağlar. Mümkün olan her yerde estetik ve işlevsel onarım, kuronların veya köprülerin zaman alıcı ve pahalı yeniden yapımlarına göre birçok avantaja sahiptir. Metal-seramik restorasyonlar için çeşitli ağız içi onarım alternatifleri çalışmalara konu olmuştur (122). Bu tez çalışmasında ağız içi tamir materyali uygulanmasının sebepleri de bunlardır.

Alt yapı-üst yapı tabakaları arasındaki bağlanma kuvvetinin ölçülmesinde farklı test yöntemleri kullanılabilir. Bunlar; makaslama kuvvetlerine karşı direnç (SBS, shear bond strength), gerilim kuvvetlerine karşı direnç (MTBS, microtensile bond strength) ve üç/dört nokta bükülme (three/four point bending) testleridir. Her test yönteminin avantajları ve dezavantajları vardır (123). SBS testinin yaygın olarak kullanılmasının nedenleri, deney protokolünün basit olması, örneklerin kolay hazırlanması ve sonucun çabuk alınmasıdır (124). Literatürde, örneklerin makaslama bağlanma testi altında değerlendirilmesinin gerilme, baskı ve esneme direnci testlerine kıyasla çiğneme esnasında oluşan kuvvetleri daha iyi taklit ettiği rapor edilmiştir (125). Bu avantajlar göz önüne alınarak çalışmamızda SBS deney yöntemi kullanıldı.

Diş hekimliği pratiğinde yeni materyallerin geliştirilmesi ve klinik uygulama hatalarının tespiti gibi değerlendirmeler yapılırken klinik ve laboratuvar testlerinden yararlanılmaktadır. Hasta takibindeki güçlük ve standardizasyonun zor olmasından dolayı, klinik testler daha güvenilir olsa da çok tercih edilmezler. Laboratuvar testleri ise daha kısa sürmekte, standardizasyon ve takip çok daha rahat yapılabilir (69, 105). Tamir rezininin özelliklerini değerlendirmek için klinik çalışmalar daha geçerli ve güvenilir yöntemlerdir. Ancak klinik çalışmaların zaman alması ve hasta takibi yapılması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bunlara ek olarak ağız ortamında ısı, kan, dişeti oluşu sıvısı, tükürük gibi klinik faktörler ve bruksizm, günlük fonksiyonlar,

ısısal stresler, malokluzyon gibi ağız içi ortamda var olan çok sayıda farklı gerilimler adeziv bağlanmayı etkileyebilmektedir ve başarısızlığa sebep olan faktörü belirlemek zorlaşmaktadır (126). Bu nedenlerden dolayı yapılan bu çalışma *in-vitro* koşullarda gerçekleştirilmiştir

Yüzey işlemleri silanın metal altyapı ile olan mikro-mekanik ve kimyasal bağlantısını geliştirerek kompozit rezinin bağlantı kuvvetini arttırmaktadır (127). Porselen tamiri yapılmadan önce kırık yüzey üzerine çeşitli uygulamalar yapılmış, bağlantı kuvveti arttırmaya çalışılmıştır (78). Son yıllarda, seramik yüzeylerin kumlanması, silika ile kaplanması veya lazer ile dağlanması gibi yöntemlerin de asitle pürüzlendirme işlemine seçenek oluşturabileceği bildirilmektedir (128). Bu tez çalışmasında 4 farklı yüzey işlemi uygulanmıştır. Bunlar; HF, lazer, tribokimyasal kaplama ve kumlama işlemleridir.

Literatür incelendiğinde HF'nin porselen tamirinde sık kullanıldığı görülür (73, 78, 129, 130). Bununla birlikte, HF'nin ağız içi kullanımı, tehlikeli özellikleri nedeniyle tartışmalıdır (131). Tek başına HF uygulamasının, kompozit reçine bağlanması için bir seramik yüzey hazırlarken yetersiz olduğu bildirilmiştir (77). Etkili olmasına rağmen, HF insan dokusu için ciddi tehlikeler sunar ve daha makul onarım alternatifleri önerir (132). Asidin konsantrasyonu ve uygulama süresi, dikkat edilmesi gereken önemli faktörlerdir. Günümüz diş hekimliği uygulamalarındaki çok çeşitli seramikler göz önüne alındığında, doğru asitleme işleminin seçiminde yanıltıcı bilgilerden kaçınmak için daha fazla araştırmaya ihtiyaç duymaktadır (122). HF'nin, yumuşak dokularla temasında zararlı etkilere neden olduğu bilinmektedir (133, 134). HF'nin pKa değerinin 3,45 olmasına karşın, su içinde kolaylıkla çözünerek kuvvetli reaksiyonlara yol açtığı gösterilmiştir. Bunun yanı sıra, değim içinde bulunduğu canlı dokulara hızla penetre olabildiği ve dokularda ani su kaybına neden olduğu belirtilmektedir (133). Seramik yüzeylerde yeterli pürüzlendirme yeteneğine rağmen, zararlı yan etkileri nedeniyle HF'nin ağız içi kullanımı, çoğu ülkede yasaklanmıştır. Ancak, seramik restorasyonların ağız içi tamirinde HF'ye alternatif olarak gösterilen ortofosforik asitin seramik yüzeylerde çok başarılı olmadığı belirtilmektedir (134). Bu tez çalışmasında geçmişteki çalışmalar incelenerek %9.5'luk HF solüsyonu (Ultradent, Cologne, Almanya) 60 saniye süre ile uygulanmıştır.

Ağız içi onarımda kolay bir yöntem de yüzeyin Al_2O_3 ile pürüzlendirilmesidir. Bu yöntemde amaç yapıştırma için yüzey alanını arttırmak ve yüzey gerilimini azaltmaktır. Bu teknik, yüzeylerin ağız içi bir cihazla doğrudan kumlanmasına dayanır. Hava ile aşındırma (veya kum püskürtme), mikromekanik bağlantıyı artırır. Seramik yüzeyin Al_2O_3 ile fiziksel olarak değiştirilmesi için çoğunlukla 50 μm partikül boyutu kullanılır. Kumlama, metal yüzeylerden oksitleri veya yağlı malzemeleri temizleyerek metal ve rezin arasındaki bağlantıyı geliştirir. Alaşım üzerinde Al_2O_3 işlemi yapıldığında, daha güçlü kompozit ve alaşım bağlantısına izin veren mikroskobik olarak temizlenmiş ve pürüzlendirilmiş yüzeyler gözlemlenmiştir (135). Kumlama işlemi uzun yıllar diş hekimliğinde laboratuvarlarda metal yüzeyine yapılan uygulama ile sınırlı kalmıştır. Daha sonraları ağız içinde porselen tamiri amacıyla uygulanmaya başlanmıştır. Kumlamada, partikül boyutunun yanında partikül şeklinin, uygulanan basıncın, yüzeyin nemli veya kuru olmasının sonucu etkileyeceği açıklanmıştır (136). Al_2O_3 ile kumlama yapılarak yüzey pürüzlendirildiğinde bağlanma için yüzey alanı artar ve yüzey gerilimi azalır. Bu yüzey hazırlığı da rezinlerin yüzeyi daha etkili olarak ıslatmasına olanak tanır (137). Literatürdeki çalışmalarda 50 μm boyutunda Al_2O_3 'nin sıklıkla kullanıldığı gözlenmiştir (138-141). Bu tez çalışmasında da 50 μm boyutunda Al_2O_3 kullanılmıştır.

Tribokimyasal silika kaplama işlemi, silisik asit ile modifiye edilmiş alüminyum oksit partiküllerinin kumlama yöntemi ile yüzeye uygulanmasıdır (142). Tribokimyasal silika kaplamadan sonra sağlanan yüksek bağlanma direnci, yüzey pürüzlendirme işlemiyle ıslanmayı ve mikroretantif yapıyı arttıran geniş bir yüzey alanı sağlanması ile meydana gelir. Silika bağlı silanlanmış yüzeye kimyasal bağlanmanın olması da bu direnci artırır (143). Tribokimyasal silika kaplama yöntemi olarak adlandırılan bir yüzey pürüzlendirme sistemi (CoJet, 3M ESPE, ABD) geliştirilmiştir. Bu sistemde yüzey pürüzlendirmesinde silisik asit ile modifiye edilen 30 μm boyutunda Al_2O_3 partikülleri kullanılmaktadır. Abrasiv partiküller metal yüzeyine yüksek enerji altında çarptığında, yüksek ısı meydana gelir ve metal içine 15 μm derinliğe kadar ilerlerler. Daha sonra yüzeye silan uygulanır. Yüzeydeki bu bifonksiyonel silan molekülleri polisiloksan bir yapı oluşturmakta, hem metalle hem de rezin kompozitteki monomer yapı ile iyi bir kimyasal bağlantı sağlamaktadır (144). Bu sayede kısmen silika ile kaplanan yüzey, kompozit materyali ile metal/seramik altyapı arasındaki

fizikokimyasal bağlantıyı geliştirmektedir (122). Kumlama basıncının etkisiyle silika partikülleri metal/ seramik yüzeyine gömülür ve yüzeyin silan ajanları için kimyasal olarak daha aktif bir hale gelmesini sağlayarak rezin bağlantısını güçlendirir (85). Metal altyapıların üstüne uygulanan 30 µm partikül büyüklüğündeki silika ile modifiye edilmiş Al₂O₃ partikülleri ile debris tabakasının kaldırılması rezinin metal içermeyen seramik yüzeylere daha yüksek bağlanma dayanımına neden olmuştur (129). Sindel ve ark. (145), %5 konsantrasyonundaki HF'nin, 30 ve 110 µm partikül büyüklüğündeki SiO₂'nin yüzey işlemleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada, 30 µm büyüklüğündeki silika kaplama en yüksek bağlanma gücü değerleri göstermiştir. Literatürdeki diğer çalışmalar incelendiğinde 30 µm SiO₂ kullanımının yaygın olduğu görülmüştür (129, 145). Bu tez çalışmasında da yüzeyler 30 µm SiO₂ partikülleri ile 10 mm mesafeden kumlama cihazı kullanılarak (CoJetTM System; 3M ESPE, Seefeld, Almanya) 3 bar basınç altında 10 saniye süre ile pürüzlendirilmiştir.

Porselen yüzeyin değiştirilmesi için yüksek güçlü lazerlerin kullanılması denenmiştir. Bu tür lazerlerin diş hekimliğinde kullanım alanı genişlemiştir. Çeşitli çalışmalar dental materyalleri değiştirmede ve kompozitlerin yapışma gücünü arttırmada lazerin klinik ve laboratuvar etkinliğini değerlendirmiştir (146-148). Son zamanlarda Er: YAG lazer sistemleri, yüzey tedavisi için yeni bir yöntem olarak diş hekimliğinde büyük ilgi görmektedir. Önceki çalışmalarda Er, Cr: YSGG lazer, geleneksel asit-etch tekniği ile üretilenlere kıyasla mine ve dentin üzerinde pürüzlü yüzeyler üretmiştir (149, 150).

Shiu ve ark. (151) yaptıkları çalışmada lazer uygulanmasında, krater benzeri çiziklerin oluşması muhtemelen mikro mekanik tutuculuk sağlar ve bağlanma değerlerinin artmasına neden olur sonucunu bulmuştur. Metal yüzeydeki yüzeyel değişikliklerin kapsamı, lazer radyasyonunun enerji yoğunluğunun yanı sıra ışınlanmış metal alaşımın türüne de bağlıdır (151).

Geleneksel kumlama ve asitle aşındırma teknikleriyle karşılaştırıldığında, porselene rezin siman bağlantısını arttırmak için Er: YAG veya Nd: YAG lazer uygulamasında önemli bir fark olmadığı, bu nedenle porselen yüzeyin lazer ile işlenebildiği bildirilmiştir (152). Metal destekli porselenlerin onarımında kompozitlerin başarılı bir şekilde bağlanmasının önemi nedeniyle, lazerlerin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini incelemek için bir araştırma planlanmıştır. Bu çalışma lazerin, kompozitin metal yüzeye bağlanma dayanımını iyileştirip iyileştirmeyeceğini ve farklı lazer çıktı

parametrelerinin bu bağıın gücünü etkileyip etkilemeyeceğini değerlendirmek için yapılmıştır. Çalışmanın sonucu Nd: YAG lazerin 6 ve 8 W çıkış güçlerinin, alaşım yüzeyinde daha fazla silika kaplı bölgeler göstermiş ve en yüksek bağlanma dayanımı bu değerlerde gözlenmiştir (153). Bu tez çalışmasında da Er,Cr:YSGG lazer 6 W gücünde kullanılmıştır.

Metal yüzeyler üzerine ağız içinde doğrudan lazer uygulanmamaktadır. Bu çalışmada, lazerin metal yüzeylere uygulanmasının sebebi, desimante olmuş porselen kırılmalarında kumlama, CoJet gibi işlemlere alternatif olarak ağız dışında ve hasta başında porselen tamir materyalinin bağlantısına etkisinin araştırılmasıdır.

Oskoe ve ark. (154), yaptıkları çalışmada amalgam yüzeyler ve metal ortodontik braketlerin arasındaki bağlantıyı arttırmak için amalgam yüzeylerin üzerine Er,Cr:YSGG lazer ve kumlama işlemi uygulamışlardır. Kumlama işlemi 3 saniye boyunca 60 psi basınç altında 50 μ Al_2O_3 parçacıklarıyla yapılmıştır. Çalışma sonucunda Er,Cr:YSGG lazerin bağlanmayı arttırdığı görülmüştür. Er,Cr:YSGG lazer uygulanan grup kumlama işlemi uygulanan gruba göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir (154). Bu tez çalışmasında kumlama yapılan gruplarda lazer uygulanan gruplara göre daha yüksek bağlanma dayanımı gözlenmiştir. Bu farklılığın sebebi Oskoe ve arkadaşlarının (154) yaptıkları çalışmada amalgam ve paslanmaz çelik materyal seçimi ve kumlama işleminde 3 saniyelik işlem süresinin bizim çalışmamızdaki kumlama süresine göre kısa olması olabilir.

Duran ve ark. (155) yaptıkları çalışmada Er:YAG lazer uygulamasının Cr-Co alaşım ve akrilik rezin arasındaki bağlantıya etkisini araştırmıştır. Çalışmada gruplar yüzey işlemi uygulanmamış grup, Al_2O_3 ile kumlanmış grup ve Er:YAG lazer uygulanmış grup olarak ayrılmıştır. Er-YAG lazer uygulanması kontrol gruplarına göre daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir. Ancak lazer işlemi kumlama yapılan gruplara göre daha düşük test değerleri göstermiştir ve alaşım ile akrilik reçine arasındaki bağ kuvvetini artırmak için lazer işleminin Al_2O_3 kumlamasına alternatif olamayacağı sonucuna varılmıştır. Metal alaşım ve akrilik rezin arasında bağlantı dayanımının güçlendirilmesi için lazer uygulaması Al_2O_3 ile kumlamadan daha etkili değildir sonucuna ulaşılmıştır (155). Bu tez çalışmasında da kumlama yapılan gruplarda, lazer uygulanan gruplara göre daha yüksek bağlanma dayanımı görülmüştür.

Burnett ve ark. (147), yaptıkları çalışmada kompozit örnekler; silan, %10 HF, Er: YAG lazer, Er: YAG lazer +%10 HF, kumlama ve kumlama+%10 HF işlemleri uygulanmıştır. Daha sonra, işlem gören her yüzeye silan ve Single Bond yapıştırıcı sistemi ve kompozit uygulanmıştır. Örnekler, çekme bağlanma testine tabi tutulmuştur. Sonuçta HF veya kumlamaya kıyasla Er: YAG lazer grubunda bağlanmanın arttığı gösterilmiştir (147). Bu çalışmaya göre lazerin kompozit yüzeyler üzerinde kumlamaya göre bağlantıyı daha fazla arttırdığı görülmüştür.

Banerjee ve ark. (156) farklı yüzey işlemleri uyguladıkları metal yüzeylerin üzerine otopolimerizan akrilik uygulamışlardır. Bu çalışmanın sonucunda kumlama grubu lazer uygulanan gruba göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu sonuç lazer ışığının cilalı metal yüzeylerden yansımaya bağlanabilir. Bu durum, yüzeydeki lazerin güç yoğunluğunun azalmasına neden olabilir (156).

Bertolotti ve ark. (157) HF, fosforik asit ve asidüle fosfat florür ile mikromekanik retansiyon sağlanmasına karşın, metal alt yapının açığa çıktığı kırık vakalarında asitlerin tek başına etkili olmadığı sonucunu bulmuşlardır.

Frankenberger ve ark. (143) metal altyapıya kadar uzanan porselen kırıklarında kompozit rezin ve metal arasında güvenilir bir bağlantının sağlanabilmesi için asitlemeyle beraber farklı yüzey işlemlerinin de uygulanması gerektiğini bildirmiştir. Silika kaplamadan sonra sağlanan yüksek bağlanma direnci, yüzey pürüzlendirme işlemiyle ıslanmayı ve mikroretantif yapıyı arttıran geniş bir yüzey alanı sağlanması ile meydana gelir. Silika bağlı silanlanmış yüzeye kimyasal bağlanmanın olması da bu direnci artırır (143).

Thurmond ve ark. (130) HF ile aşındırmanın seramik ve metal yüzeylere kompozitin bağlanmasında yeterli olmadığını bildirmişlerdir. Yüzey işlemlerinin kompozit, feldspatik seramik ve metal altyapılara olan bağlantısını inceleyen bu çalışma HF ve Al_2O_3 ile kumlama kombinasyonunun daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmiştir.

Borzangy (158), metal ve seramik braketler üzerine 30 saniye %10 yoğunluğunda HF ve 10 saniye 50 μm büyüklüğünde Al_2O_3 ile kumlama işlemleri yapıp, yüzey işlemlerinin ortodontik braketlerin kompozite bağlanma dayanımına etkisini

incelemiştir. Çalışmanın sonucunda metal braketler için kumlama ve HF uygulaması arasında önemli fark bulunamamıştır.

Chung ve ark. (132), hazırladıkları örnekleri rastgele üç yüzey grubuna ayırmışlardır: metal, porselen ve metal-porselen kombine yüzey. Ardından mevcut porselen tamir sistemleri uygulanmıştır. Metal yüzey grubunu sadece Al_2O_3 ile kumlama yapmış, ardından kontrol grubu ile karşılaştırmışlardır. Porselen ve metal-porselen yüzeylere ise Al_2O_3 ile kumlama ve % 9,5 yoğunluğunda HF ile aşındırma yapılmış ardından kontrol grubu ile karşılaştırma yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda kumlama işlemi ile metal yüzeye ortalama yapışma dayanımının diğer sistemlere göre anlamlı derecede yüksek olması sonucu bildirilmiştir. Al_2O_3 ile kumlanmasının kompozit-kıymetsiz metal alaşımı arasındaki bağlanma direncini arttırdığını belirtmişlerdir. Metal-porselen kombine yüzeylerde de kumlama işlemi HF'ye ve kontrol grubuna oranla daha yüksek bağlanma dayanımı gerçekleştirmiştir. Yine Chung ve ark. (132), HF'nin porselende meydana getirdiği keskin açılı hatları azaltmak ve ağız içi dokulardaki zararlı etkilerinden kaçınmak amacı ile klinik uygulamalarda porselen tamiri için Al_2O_3 ile yapılan kumlamayı HF uygulamasına tercih etmişlerdir. Bu tez çalışmasında da Al_2O_3 ile kumlama yapılan gruplar HF uygulamasından daha yüksek bağlanma dayanımına sahiptirler.

Küçükeşmen ve ark. (159), yaptıkları çalışmada üç farklı yöntemle üretilen titanyum altyapılara yüzey işlemleri uygulamıştır. İşlemler; 600 numara sulu zımpara, zımparayı takiben Al_2O_3 ile kumlama, zımparayı takiben tribokimyasal kum ile kumlama. Çalışmanın sonucunda; tüm metal altyapılarda; Al_2O_3 ile kumlama ve tribokimyasal kumlama yüzey işlemi uygulanmış yüzeylerde benzer makaslama bağlantı dayanım değerleri gözlenmiştir. Al_2O_3 ile kumlama ve tribokimyasal kumlama, zımpara uygulanmış titanyum yüzeylerinden daha yüksek makaslama bağlantı dayanımı göstermiştir.

Sun ve ark. (160), metal alaşım ve porselen yüzeyler üzerine 50 μm boyutunda Al_2O_3 ile kumlama, tribokimyasal silika ve örneklerin üzerine silan uygulamasının ardından kompozit uygulamışlardır. Ardından dört noktalı bir bükme aparatına yerleştirmişlerdir. Tribokimyasal yüzey işlemi uygulanan örnekler, hem altından kompozite hem de porselenden kompozit ara yüzlere kadar önemli ölçüde 50 μm 'lik Al_2O_3 'e göre daha yüksek ara yüzey gerilim enerjisi oranları göstermiştir. CoJet

olarak bilinen tribokimyasal destekli bonding sisteminin, seramik restorasyonların onarımında önemli bir klinik avantaj sunduğu sonucunu bildirmiştir (160). Yine aynı şekilde bu tez çalışmasında CoJet ile yapılan silika kaplama işlemi ile Al_2O_3 ile yapılan kumlama işlemi karşılaştırıldığında CoJet grubunun bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

Madani ve ark. (153), yaptıkları çalışmada nikel-krom metal alt yapılar üzerine $50\mu m$ 'lik Al_2O_3 ile kumlamanın ardından farklı güçlerde Nd:YAG lazer uygulamışlardır. Ardından örneklerle HF ve silan uygulaması yapılmış rezin siman uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda kumlamanın tek başına lazer tedavisinden daha fazla bağlanmayı arttıracak sonucunu bulmuşlardır. Bu tez çalışmasında da kumlama ve lazer grupları karşılaştırıldığında kumlama yapılan grupların bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu görülmüştür.

Hamilton ve ark. (161), porselen tamirinde lazer kullanımını denemişlerdir. Çalışmada porselen yüzeyler lazer, HF ve fosforik asit ile pürüzlendirilmiş ve tamir işlemi uygulanmıştır. Çalışma sonunda lazer ve HF ile pürüzlendirme sonrası bağlanma dayanımı eşit, fosforik aside göre ise bağlanma dayanımları yüksek olarak gözlenmiştir.

Kaleli ve ark. (162), lazer sinterleme ve döküm teknikleri ile elde edilen metal altyapıların tamir dayanıklılıklarının karşılaştırılması üzerine yaptıkları çalışmada döküm yöntemi ile üretilen metallerin tamir dayanımlarının daha yüksek olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu tez çalışmasında da döküm grubunun lazer sinterleme grubuna göre tamir bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

Bu tez çalışmasında metal altyapı gruplarında genel olarak adeziv kırıklar gözlenirken, porselen ve tamir materyali arasında koheziv ve kombine kırıklar gözlenmiştir. Önceki çalışmalarda da benzer bulgular mevcuttur. (163, 164).

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. Tüm metal altyapılarda silika kaplama işlemini takiben yapılan porselen tamiri diğer yüzey işlemlerinden sonra yapılan porselen tamirlerine göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.
2. Metal altyapılar arasında bağlanma dayanımına göre yapılan karşılaştırmada en yüksek bağlanma dayanımını dökümden elde edilen metal altyapı grubu göstermiştir.
3. Yüzey işlemlerinin karşılaştırılmasında lazer ve HF uygulamasının metal yüzeylerde bağlanma dayanımını kumlama ve silika kaplama kadar arttırmadığı görülmüştür.
4. Metal yüzeyin açığa çıktığı porselen kırıklarının tamirinde tüm alt yapılar için silika kaplama işlemi önerilebilir.
5. Çalışmanın deneysel bir laboratuvar çalışması olması nedeniyle, klinik çalışmalarla da bulguların desteklenmesi gerektiğinden aynı konuda yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Strub JR, Stiffler S, Schärer P. Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors. *Quintessence Int.* 1988;19:215-22.
2. Al-Moaleem MM, Al-Ahmari NM, Al-Dosari MK, Abdulla HA. Repairing of fractured metal ceramic restorations: Techniques review. *Int J Contemp Dent.* 2013;4.
3. Kalra A, Mohan MS, Gowda EM. Comparison of shear bond strength of two porcelain repair systems after different surface treatment. *Contemp Clin Dent* 2015;6:196-200.
4. Patel KA, Mathur S, Upadhyay S. A comparative evaluation of bond strength of feldspathic porcelain to nickel-chromium alloy, when subjected to various surface treatments: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2015;15:53-7.
5. Latta MA, Barkmeier WW. Approaches for intraoral repair of ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2000;21:635-9, 42-4; quiz 46.
6. Ozcan M. Fracture reasons in ceramic fused to metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003;30:265-9.
7. McLean JW, The science and art of dental ceramics, Volume I: The nature of dental ceramics and their clinical use. Quintessence Pub Co. 1979.
8. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98:389-404.
9. Shillingburg HT, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessence Pub Co. 1997;3:455-83.
10. Joias RM, Tango RN, Junho de Araujo JE, Junho de Araujo MA, Ferreira Anzaloni Saavedra Gde S, Paes-Junior TJ, et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *J Prosthet Dent.* 2008;99:54-9.
11. Straussberg G, Katz G, Kuwata M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *J Prosthet Dent.* 1966;16:928-36.
12. Rosenstiel SF, Land MF, eds. Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book. Elsevier Health Sciences, 2015.
13. Anderson JN, McCabe JF. Anderson's Applied Dental Materials. 1985;6.
14. Özcan I, Uysal H. Effects of silicon coating on bond strength of two different titanium ceramic titanium. *Academy of Dental Materials.* 2005;773-9.
15. Elshahawy W, Watanabe I. Biocompatibility of dental alloys used in dental fixed prosthodontics. *Tanta Dent J.* 2014;150-9.
16. Schmalz G, Arenholt BD. Biocompatibility of Dental Materials. Berlin: Springer, 2009.
17. Bailey LF, Bennett RJ. DICOR surface treatments for enhanced bonding. *J Dent Res.* 1988;67:925-31
18. Baran GR. Phase changes in base metal alloys along metal-porcelain interfaces. *J Dent Res.* 1979;58:2095-104.

19. Phillips RW, Skinner EW. Skinner's Science of Dental Materials: Saunders; 1991.
20. Naylor WP, King AH. Introduction to metal-ceramic technology. Quintessence Pub Company; 1992.
21. Yamamoto M. Metal-Ceramics. Illinois. Quintessence Pub Co. 1985.
22. McCabe JF, Anderson JN. Anderson's Applied Dental Materials Blackwell Scientific Publications. 1985;6.
23. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Quintessence Pub Co. 1980;2.
24. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials e-book: Elsevier Health Sciences; 2012.
25. Naylor WP, King A. Metal-ceramic technology. Quintessence Pub Co. 2009;106-13.
26. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. J Prosthodont. 2009;18:188-94.
27. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials: 11th ed. 2003;570-94
28. Naylor WP. Introduction to Metal-Ceramic Technology 2nd ed. 2009;41-48.
29. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Quintessence Pub Co. 2008;4:168-240.
30. Wataha JC. Casting alloys. Dent Clin North Am. 2004;48:499-512.
31. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Quintessence Pub Co. 2002;3.
32. Al Jabbari YS. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. J Adv Prosthodont. 2014;6:138-45.
33. Kocaağaoğlu H, Kılınç H, Albayrak H, Kara M. In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. J Prosthet Dent. 2016;116:368-74.
34. Eroğlu Z, Gürbulak AG. Investigation of fracture strength of galvano ceramic, metal ceramic three unit bridges. Journal of Health Sciences. 2011;20:92-8.
35. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. International Journal of Computerized Dentistry. 1999;2:9-35.
36. Jedyrakiewicz NM. Cerec science, research and clinical application. Compend Contin Educ Dent. 2001;22:7-13.
37. van Noort R. The future of dental devices is digital. Dent Mater. 2012;28:3-12.
38. Bilgin MS, Baytaroglu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. Eur J Dent. 2016;10:286-91.
39. Samra APB, Morais ECCd, Mazur R, Vieira S, Rached R, editors. CAD/CAM in dentistry a critical review. Revista Odonto Ciência. 2016.

40. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dental J.* 2008;204:505-11.
41. Burhanoğlu Ş. Farklı Tekniklerle Hazırlanmış Metal Alaşım Altyapıların Porselen Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi. *SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü.* 2015.
42. Mehl C, Harder S, Byrne A, Kern M. Prosthodontics in digital times: a case report. *Quintessence Int.* 2013;44:29-36.
43. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comput Dent.* 2013;16:173-81.
44. Santos EC SM, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools and Manufacture.* 2006;46:1459-68.
45. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28:3-12.
46. Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont.* 2012;21:641-4.
47. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology.* 2006;29:317-35.
48. Kruth JP, Wang X, Laoui T, Froyen L. Lasers and materials in selective laser sintering. *Assembly Automation.* 2003;23:357-371.
49. Chua CK, Leong KF, Lim CS. Rapid prototyping: principles and applications. *World Scientific Publishing Company.* 2010.
50. Işık E, Aladağ A, Toksavul S. Farklı Yöntemlerle Üretilen Co-Cr Altyapıların Porselen Bağ Dayanımlarının Değerlendirilmesi. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2018;39:111-117.
51. Daftary F, Donovan T. Effect of four pretreatment techniques on porcelain-to-metal bond strength. *J Prosthet Dent.* 1986;56:535-9.
52. Rhoads JE, Rudd KD, Morrow RM. *Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures.* Toronto: Mosby Company. 1980.
53. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc.* 1989;118:703-7.
54. Pask JA. Oxidation and ceramic coatings on Ni-Cr alloys. *J Prosthet Dent.* 1998;97:1164-71.
55. Bagby M, Marshall S, Marshall Jr G. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1990;63:21-5.
56. Bowers JE, Vermilyea SG, Griswold WH. Effect of metal conditioners on porcelain-alloy bond strength. *J Prosthet Dent.* 1985;54:201-3.
57. Akın E. *Dişhekimliğinde Porselen: İstanbul: İ.Ü. Basım Evi;* 1999.
58. Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1983;49:363-70.

59. Bertolotti RL. Calculation of interfacial stress in porcelain-fused-to-metal systems. *J Dent Res*. 1980;59:1972-7.
60. Fairhurst CW, Anusavice KJ, Ringle RD, Twigg SW. Porcelain-metal thermal compatibility. *J Dent Res*. 1981;60:815-9.
61. Bertolotti RL, Fukui H. Measurement of Softening Temperatures in Dental Bake-on Porcelains. *Journal of Dental Research*. 1982;61:480-3.
62. Fairhurst CW, Anusavice KJ, Hashinger DT, Ringle RD, Warren Twigg S. Thermal expansion of dental alloys and porcelains. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1980;14:435-46.
63. Dorsch P. Thermal Compatibility of Materials for Porcelain Fused to Metal (PFM) Restorations, 1982;3.
64. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *J Prosthet Dent*. 1996;75:602-8.
65. Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. *J Prosthet Dent*. 1973;30:424-31.
66. Moffa JP, Guckes AD, Okawa MT, Lilly GE. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *J Prosthet Dent*. 1973;30:432-41.
67. Özcan M, Van Der Sleen JM, Kurunmäki H, Vallittu PK. Comparison of repair methods for ceramic fused to metal crowns. *J Prosthodont*. 2006;15:283-8.
68. Korkmaz T, Asar V. Comparative evaluation of bond strength of various metal–ceramic restorations. *Materials & Design*. 2009;30:445-51.
69. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. *Craig's restorative dental materials*/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers: Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; 2012.
70. O'Brien WJ. High expansion feldspar porcelain and magnesia core materials. *Ceramic Engineering and Science Proceedings* 1985;6:1-18.
71. Ekren O, Ozkomur A, Ucar Y. Effect of layered manufacturing techniques, alloy powders, and layer thickness on metal-ceramic bond strength. *J Prosthet Dent*. 2018;119:481-7.
72. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent*. 2011;106:29-37.
73. Çapa N, Kazazoğlu E. Ağız içi Porselen Tamir Sistemleri. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg*. 2006;16:34-40.
74. Hickel R, Brühaver K, Ilie N. Repair of restorations--criteria for decision making and clinical recommendations. *Dental Mater*. 2013;29:28-50.
75. Richter-Snapp K, Aquilino SA, Svare CW, Turner KA. Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*. 1988;60:435-9.

76. Gemalmaz D, Berksun S, Alkumru HN, Kasapoglu C. Thermal cycling distortion of porcelain fused to metal fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1998;80:654-60.
77. Pameijer CH, Louw NP, Fischer D. Repairing fractured porcelain: how surface preparation affects shear force resistance. *J Am Dent Assoc.* 1996;127:203-9.
78. Kimmich M, Stappert CF. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc.* 2013;144:31-44.
79. Raposo L, Neiva N, Silva G, Carlo H, Mota A, Prado C, et al. Ceramic restoration repair: report of two cases. *Journal of applied oral science : revista FOB.* 2009;17:140-4.
80. Bagis B, Ustaomer S, Lassila LV, Vallittu PK. Provisional repair of a zirconia fixed partial denture with fibre-reinforced restorative composite: a clinical report. *J Can Dent Assoc.* 2009;75:133-7.
81. Moffa JP, Guckes AD, Okawa MT, Lilly GE. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *J Prosthet Dent.* 1973;30:432-41.
82. Suliman A-HA, Swift Jr EJ, Perdigao J. Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *J Prosthet Dent.* 1993;70:118-20.
83. Bardwell DN. Adhesion: The Silent Revolution in Dentistry. *J Prosthodont.* 2001;10:22:369.
84. Matsumura H, Yanagida H, Tanoue N, Atsuta M, Shimoe S. Shear bond strength of resin composite veneering material to gold alloy with varying metal surface preparations. *J Prosthet Dent.* 2001;86:315-9.
85. Ozcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont.* 2002;15:299-302.
86. Tylka DF, Stewart GP. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. *J Prosthet Dent.* 1994;72:121-7.
87. Shen C, Oh WS, Williams JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent.* 2004;91:453-8.
88. Kupiec KA, Wuertz KM, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *J Prosthet Dent.* 1996;76:119-24.
89. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res.* 2009;88:817-22.
90. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2006;34:195-206.
91. Attia A, Kern M. Effect of cleaning methods after reduced-pressure air abrasion on bonding to zirconia ceramic. *J Adhes Dent.* 2011;13:561-7.

92. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dental Mater.* 2010;26:44-50.
93. Saraç Ş, Külünk T, Kurt M. Porselen tamirinde kullanılan bir kompozitin kesme dayancı üzerinde farklı ışık kaynağı ve yüzey işlemlerinin etkisi. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2005;22:31-6.
94. Kümbüloğlu Ö, Toksavul S, Aksoy S. Porselen restorasyonların tamirinde kullanılan farklı ağız içi tamir materyallerinin çeşitli yüzeypreparasyonları uygulanarak kırılma dirençlerinin invitro olarak karşılaştırılması. *İÜ Diş Hek Fak Derg.* 2007;41:59-71.
95. Gourav R, Ariga P, Jain AR, Philip JM. Effect of four different surface treatments on shear bond strength of three porcelain repair systems: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2013;16:208-212.
96. Şen D. NE. Yüzey hazırlığının porselen tamir materyallerinin bağlantı kuvveti üzerine etkisi. *İÜ Diş Hek Fak Derg.* 1997;31:69-75.
97. Denehy G, Bouschlicher M, Vargas M. Intraoral repair of cosmetic restorations. *Dent Clin North Am.* 1998;42:719-37.
98. Guinn JW, Griswold WH, Vermilyea SG. The effect of cooling rate on the apparent bond strength of porcelain-metal couples. *J Prosthet Dent.* 1982;48:551-4.
99. Quinn F, McConnell RJ, Byrne D. Porcelain laminates: a review. *Br Dent J.* 1986;161:61-5.
100. Margeas RC. Salvaging a porcelain-fused-to-metal bridge with intraoral ceramic repair. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23:952-6.
101. Tarozzo L, Mattos MG, Ribeiro R, Semprini M. Comparison of retentive systems for composites used as alternatives to porcelain in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2003;89:572-8.
102. Demirel F, Muhtarogullari M, Yüksel G, Cekiç C. Microleakage study of 3 porcelain repair materials by autoradiography. *Quintessence Int.* 2007;38:285-90.
103. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2011;4:49-56.
104. al-Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int.* 1997;28:717-23.
105. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dental Mater.* 2010;2:38-49.
106. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Mater.* 1995;11:117-25.
107. Ikemura K, Tanaka H, Fujii T, Deguchi M, Negoro N, Endo T, et al. Design of a new, multi-purpose, light-curing adhesive comprising a silane coupling agent, acidic adhesive monomers and dithiooctanoate monomers for bonding to varied metal and dental ceramic materials. *Dental Mater J.* 2011;30:493-500.

108. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental Mater.* 1998;14:212-21.
109. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW, Jr. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1990;63:21-5.
110. Oyafuso DK, Ozcan M, Bottino MA, Itinchoe MK. Influence of thermal and mechanical cycling on the flexural strength of ceramics with titanium or gold alloy frameworks. *Dent Mater.* 2008;24:351-6.
111. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent.* 2004;91:247-52.
112. Yavuzylmaz H, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II: Gazi Üni Diş Hek Fak Derg; 2005;22:49-60.
113. Farzin M, Khaledi AA, Malekpour B, Naseri MH. Evaluation of Bond Strength of Pressed and Layered Veneering Ceramics to Nickel-Chromium Alloy. *J Dent (Shiraz).* 2015;16:230-6.
114. Ural Ç. All Ceramic and Cad-Cam Applications in Dental Practice. *Dirim Tıp Gazetesi.* 2011;86:27-38.
115. Wohlwend A, Strub JR, Schärer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont.* 1989;2:13-26.
116. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chairside computer aided design/computer aided machining restorations. *Dent Clin North Am.* 2002;46:405-26.
117. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:1289-96.
118. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005;36:105-13.
119. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent.* 1998;80:311-8.
120. Fan PL. Porcelain repair materials. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. *J Am Dent Assoc.* 1991;122:8-30.
121. Oh WS, Shen C. Effect of surface topography on the bond strength of a composite to three different types of ceramic. *J Prosthet Dent.* 2003;90:241-6.
122. Ozcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003;30:194-203.
123. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2005;21:984-91.
124. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials.* 2002;23:3603-8.

125. Shahdad SA, Kennedy JG. Bond strength of repaired anterior composite resins: an in vitro study. *J Dent.* 1998;26:685-94.
126. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Mater.* 2002;18:269-75.
127. Kruth JP, Levy G, Klocke F, Childs T. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals.* 2007;56:730-59.
128. Ozcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GA, Bottino MA. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental Mater.* 2007; 23:1276-82.
129. Sindel J, Gehrlicher S, Petschelt A. Untersuchungen zur Haftung von Komposit an VMK-Keramik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift.* 1996;51:712.
130. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent.* 1994;72:355-9.
131. Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach: Quintessence Pub Co; 2002.
132. Chung KH, Hwang YC. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent.* 1997;78:267-74.
133. Asvesti C, Guadagni F, Anastasiadis G, Zakopoulou N, Danopoulou I, Zographakis L. Hydrofluoric acid burns. *Cutis.* 1997;59:306-8.
134. Tylka DF, Stewart GP. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. *J Prosthet Dent.* 1994;72:121-7.
135. Schneider W, Powers JM, Pierpont HP. Bond strength of composites to etched and silica-coated porcelain fusing alloys. *Dental Mater.* 1992;8:211-5.
136. Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. *Dental Mater.* 1992;8:158-61.
137. Swift EJ, Jr. New adhesive resins. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 1989;2:258-60.
138. Ozcan M, Valandro LF, Pereira SM, Amaral R, Bottino MA, Pekkan G. Effect of surface conditioning modalities on the repair bond strength of resin composite to the zirconia core / veneering ceramic complex. *J Adhes Dent.* 2013;15:207-10.
139. Jain S, Parkash H, Gupta S, Bhargava A. To evaluate the effect of various surface treatments on the shear bond strength of three different intraoral ceramic repair systems: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13:315-20.

140. Turp V, Sen D, Tuncelli B, Goller G, Özcan M. Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Aus Dent J.* 2013;58:183-91.
141. Nejat AH, Lee J, Shah S, Lin CP, Kulkarni P, Chavali R, et al. Retention of CAD/CAM resin composite crowns following different bonding protocols. *Am J Dent.* 2018;31:97-102.
142. Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental Mater.* 2012;28:467-77.
143. Frankenberger R, Krämer N, Sindel J. Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent.* 2000;25:209-15.
144. Ozcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002;87:469-72.
145. Sindel J, Gehrlicher S, Petschelt A. Haftung von Komposit an VMK-keramik bei freiliegendem Metallgerüst. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift.* 1997;52:193.
146. Brandão CB, Contente MM, De Lima FA, Galo R, Corrêa-Afonso AM, Bachmann L, et al. Thermal alteration and morphological changes of sound and demineralized primary dentin after Er:YAG laser ablation. *Microsc Res Tech.* 2012;75:126-32.
147. Burnett LH, Jr., Shinkai RS, Eduardo Cde P. Tensile bond strength of a one-bottle adhesive system to indirect composites treated with Er:YAG laser, air abrasion, or fluoridric acid. *Photomed Laser Surg.* 2004;22:351-6.
148. Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nonaka T, Pécora JD, Palma Dibb RG. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *Lasers Surg Med.* 2002;31:164-70.
149. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, Matsumoto K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.* 2001;19:297-303.
150. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent.* 2003;90:24-30.
151. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo Cde P, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg.* 2007;25:291-6.
152. da Silva Ferreira S, Hanashiro FS, de Souza-Zaroni WC, Turbino ML, Youssef MN. Influence of aluminum oxide sandblasting associated with Nd:YAG or Er:YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomed Laser Surg.* 2010;28:471-5.
153. sadat Madani A, Astaneh PA, Shahabi S, Nakhaei MR, Bagheri HG, Chiniforush N. Influence of different power outputs of intraoral Nd:YAG

- laser on shear bond strength of a resin cement to nickel-chromium dental alloy. *Lasers Med Sci.* 2013;28:229-34.
154. Oskoe PA, Kachoei M, Rikhtegaran S, Fathalizadeh F, Navimipour EJ. Effect of surface treatment with sandblasting and Er,Cr:YSGG laser on bonding of stainless steel orthodontic brackets to silver amalgam. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012;17:e292-6.
155. Duran I, Ural Ç, Sarı M, Yüzbaşıoğlu E, Yılmaz B, Kavut d. Effect of Er-YAG laser application on shear bond strength of polymethyl methacrylate to Cr-Co Alloy. *Selcuk Dent J*, 2016; 3: 87-91.
156. Banerjee S, Engelmeier RL, O'Keefe KL, Powers JM. In vitro tensile bond strength of denture repair acrylic resins to primed base metal alloys using two different processing techniques. *J Prosthodont.* 2009;18:676-83.
157. Bertolotti R, editor Porcelain-to-metal bonding and compatibility. *Dental Ceramics, Proc 1 st Int Symp on Ceramics*, held in New Orleans, April 1982 McLean, J W, ed, Chicago, Quintessence Pub Co. 1983; 1982.
158. Borzangy S. Impact of surface treatment methods on bond strength of orthodontic brackets to indirect composite provisional restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2019;20:1412-6.
159. Küçükeşmen HC ,Önol A. Farklı Tiplerdeki Titanyum Altyapı Materyali ile Kompozit Rezin Tabakalama Materyalinin Bağlantı Dayanıklılığının İncelenmesi. *SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi.* 2019;9.
160. Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent.* 2000;28:441-5.
161. Pedrazzi H, Takeuchi CY, Cioffi SS, Galvão MR, De Andrade MF, Bezzon OL. Shear bond strength of repairs in porcelain conditioned with laser. *Microsc Res Tech.* 2012;75:1639-45.
162. Saraç D, Kaleli N, Saraç YS. Lazer Sinterleme ve Döküm Teknikleri ile Elde Edilen Metal Altyapıların Tamir Dayanıklılıklarının Karşılaştırılması. *Ondokuz Mayıs Üni Diş Hek Fak Derg.* 2012;13:7-13.
163. dos Santos JG, Fonseca RG, Adabo GL, dos Santos Cruz CA. Shear bond strength of metal-ceramic repair systems. *J Prosthet Dent.* 2006;96:165-73.
164. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jr. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. *J Prosthet Dent.* 2001;86:526-31.