SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ SAĞLIK UYGULAMA VE ARAŞTIRMA MERKEZİ

DEĞİŞEN KALINLIKLARDA Co-Cr DENTAL METAL ALTYAPILARDA ÜRETİM YÖNTEMİ, BAĞLANTI AJANI KULLANIMI VE FARKLI SOĞUTMA PROTOKOLLERİNİN SERAMİK BAĞLANTISINA ETKİSİ

Dt. Emine İKİZ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ANKARA/2022

SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ SAĞLIK UYGULAMA VE ARAŞTIRMA MERKEZİ

DEĞİŞEN KALINLIKLARDA Co-Cr DENTAL METAL ALTYAPILARDA ÜRETİM YÖNTEMİ, BAĞLANTI AJANI KULLANIMI VE FARKLI SOĞUTMA PROTOKOLLERİNİN SERAMİK BAĞLANTISINA ETKİSİ

Dt. Emine İKİZ

TEZ DANIŞMANI: Prof.Dr. Simel AYYILDIZ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

ANKARA/2022

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER i
TEŞEKKÜR iv
KISALTMALAR v
TABLO LİSTESİ vii
ŞEKİL LİSTESİ viii
ÖZET x
ABSTRACT xi
GİRİŞ VE AMAÇ 1
GENEL BİLGİLER 2
METAL DESTEKLİ RESTORASYONLAR 2
Diş Hekimliğinde Metal Kullanım Tarihçesi: 3
Metal Alaşımların Yapısı ve Özellikleri: 4
Dental Alaşımlar: 8
1. Dental alaşımların sınıflandırılması: 9
Metal seramik alaşımlar: 10
Altın içeren alaşımlar: 11
Palladyum içeren alaşımlar : 12
Temel metal alaşımları : 12
METAL DESTEKLİ RESTORASYONLARDA KULLANILAN DENTAL ALAŞIMLARIN ÜRETİM YÖNTEMLERİ 15
Döküm Yöntemi: 15
Bilgisayar Destekli Üretim ve Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD/CAM) 16
Manuel Tasarım ve Üretim (MAD/MAM) 19
DENTAL SERAMİKLER 19
Dental Seramiklerin Yapısı 19
Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 21
1. Fırınlama derecelerine göre seramiklerin sınıflandırılması: 21
A. Yüksek ısı seramikleri: 21

B. Orta ısı seramikleri: 21
C. Düşük ısı seramikleri: 21
Seramik Yapım Teknikleri: 22
1. Geleneksel yöntemler: 22
Tabakalama yöntemi: 22
Kondenzasyon yöntemi: 22
Fırınlama: 23
Soğutma: 23
2. "Slip-cast"/İnfiltrasyon tekniği: 23
3. Sıcak presleme tekniği (HİP): 24
4. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM-BDT/BDÜ): 24
Metal-Porselen Bağlantısı 25
1. Mekanik bağlanma: 25
2. Kimyasal bağlanma: 26
3. Sıkıştırma bağlanma mekanizması: 27
4. Van der Waals kuvvetleri: 27
Metal-seramik bağlantısında başarıyı etkileyen faktörler 27
Metal altyapıya bağlı faktörler: 28
Porselen üst yapıya bağlı faktörler: 29
Metal-seramik bağlantısında başarısızlık tipleri: 29
Metal seramik bağlantısını incelemede kullanılan testler: 31
GEREÇ VE YÖNTEM 34
ÇALIŞMADA KULLANILAN ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI 37
Döküm Co-Cr Örneklerin Hazırlanması 37
DMLS Örneklerin Hazırlanması 39
Örneklere Seramik Uygulaması 41
1. Seramik uygulaması için hazırlanan kalıplar 41

2. Örneklerin seramik uygulaması için hazırlanması: 42
3. Co-Cr DMLS numunelere bağlantı ajanı uygulanması 43
4. Co-Cr DMLS, Co-Cr döküm örneklere seramik uygulaması:..... 44
Porselen fırınlaması ve soğutma protokolü:..... 49
BAĞLANMA DİRENCİ TESTİ..... 50
ÖRNEKLERİN HASSAS KESİT ALMA CİHAZIYLA KESİLMESİ 50
TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) VE ENERJİ DİSPERSİV SPEKTRUM (EDS) İLE İNCELENMESİ..... 51
İSTATİSTİKSEL ANALİZ..... 52
BULGULAR..... 52
MAKASLAMA BAĞLANTI DİRENCİ TESTİ BULGULARI 53
STEREOMİKROSKOP BULGULARI 55
TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) VE ENERJİ DİSPERSİV SPEKTRUM (EDS) SONUÇLARI..... 59
TARTIŞMA 88
SONUÇLAR 105
KAYNAKÇA..... 108

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve yürüttüğüm tez çalışmamda bilgi, deneyim ve yardımını esirgemeyen tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Simel AYYILDIZ'a ve tezimin jüri üyeleri Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Osman Cumhur Sipahi'ye ve Doç. Dr. Cem ŞAHİN'e teşekkür ederim.

Araştırmamın laboratuvar aşamasında bana her türlü yardım ve desteği sağlayan SBÜ Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvar çalışanlarına,

Uzmanlık eğitimim boyunca benden bilgi, deneyim ve yardımını esirgemeyen H.Alper UYAR ve Nurten BAYSAL'a

Araştırmam boyunca klinikte yanımda olan Uzmanlık eğitimimi tamamlamamda katkısı olan SBÜ Gülhane Diş Hekimliği Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi Protetik Diş Tedavisi öğretim üyelerine, uzman ve asistan arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitimimi mümkün kılan ve her koşulda yanımda olan annem Serpil İKİZ, babam İbrahim İKİZ'e ve kardeşlerime

Bu süreç boyunca beni yalnız bırakmayan canım arkadaşım Burçe ÇIRAKMAN'a, kedim Afro'ya, benden şefkatini esirgemeyen Ayza KARAKOÇ ve Ayşe ÖZDENİZ'e teşekkürü bir borç bilirim.

KISALTMALAR

Al_2O_3 : Alüminyum oksit

Au: Altın

Au-Pd: Altın-palladyum

Au-Pd-Ag: Altın-palladyum-gümüş

Au-Pt-Pd: Altın-platin-palladyum

BDT/BDÜ: Bilgisayar Destekli Tasarım/Üretim

C: Karbon

Co-Cr: Kobalt-Krom

Co-Cr-Ni: Kobalt-krom-nikel

DMLS: Direkt metal lazer sinterleme

EBM: Elektron ışın ile eritme

EDS: Enerji Dispersiv X-ray spektroskopisi

Fe-Pt: Demir-platin

$K_2OAl_2O_36SİO_2$: Potasyum alümina silikat

$Na_2OAl_2O_36SiO_2$:

MLS: Metal lazer sinterleme

M.Ö: Milattan Önce

MPa: Megapaskal

$Na_2OAl_2O_36SiO_2$: Sodyum alümina silikat

Ni-Cr: Nikel-krom

Pd-Cu: Palladyum-bakır

Pd-Ag: Palladyum-gümüş

Pd-Co: Palladyum-kobalt

SEM: Taramalı Elektron Mikroskopisi

SLS: Seçici lazer sinterleme

SLM: Seçici lazer eritme

Si: Silisyum

Stl: stereolitografi

Yb: Ytterbium

µm: Mikrometre

°C: Santigrat derece

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan dental metal alt yapı materyalleri ve üretim yöntemleri 35
Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan seramik materyalleri ve bağlantı ajanı 36
Tablo 3.3: DMLS için oluşturulan deneysel gruplar ve örnek sayıları 37
Tablo 3.4: Bağlantı ajanı fırınlama tablosu 44
Tablo 3.4: Seramik fırınlama dereceleri 45
Tablo 4.1: Deney gruplarında kullanılan kısaltmalar 52
Tablo 4.2: Ölçümlerin gruplara göre karşılaştırma sonuçları 53

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 : Anterior bölgeye yerleştirilmiş implantlar 4
Şekil 2.2: a) Metal kristalizayonunun şematik gösterimi, odaklar b) Dendritik yapı c) Gren oluşumu 6
Şekil 2.3: a) Basit Kübik b) Hacim Merkezli Kübik c) Yüzey Merkezli Kübik Yapı 6
Şekil 2.4: Silika ile dört oksijen atomunun bağı 20
Şekil 2.5: Metal-seramik bağlantısında gerçekleşen başarısızlık tipleri 30
Şekil 2.6: Materyal yoğunluğu ve gerçekleşen kopma tipleri arasındaki ilişki 31
Şekil 3.1: konvansiyonel döküm örnekler için yapılan silikon kalıp 38
Şekil 3.2: Mum modelajlar ve mum örneklerin rövetmana alınma hazırlığı . 38
Şekil 3.3: Kullanılan döküm çekirdekleri 39
Şekil 3.4: DMLS cihazı 40
Şekil3.6: 2mm, 3mm ve 4 mm kalınlığında üretilen DMLS örnekler 41
Şekil 3.7: Seramik uygulaması için üretilen model ve silikon kalıp 42
Şekil 3.8: Örneklerin ultrasonik cihazında temizlenmesi 42
Şekil 3.9: Örneklerin temizlenmesinde kullanılan isopropil alkol 43
Şekil 3.10: Uygulanan bağlantı ajanı 44
Şekil 3.11: Bağlantı ajanı uygulanan örnekler 44
Şekil 3.12: Uygulanan baz pasta 45
Şekil 3.13: Uygulanan pasta opak 46
Şekil 3.14: Baz pasta uygulanmış 2,3,4 mm kalınlığındaki örnekler 46
Şekil 3.15: Pasta opak uygulanmış 2,3,4 mm'lik örnekler 47
Şekil 3.16: Uygulanan dentin seramiği 48
Şekil 3.17: Seramik pişimleri bitmiş DMLS örnekler 48
Şekil 3.18: Seramik pişimleri bitmiş döküm örnekler 49
Şekil 3.19: Kullanılan seramik fırını 49
Şekil 3.20: Makaslama bağlantı testine tabii tutulan örnekler 50
Şekil 3.21: Örneklerin hassas kesit alma cihazına yerleştirilmesi 51
Şekil 3.22: Hassas kesit alınan örneklerin yüzeylerinin temizlenmesi 51
Şekil 4.1: Grupların normallik dağılım grafiği 53

Şekil 4.2: CoCr_L2s stereomikroskop görüntüsü 55
Şekil 4.3: CoCr_L2c stereomikroskop görüntüsü 55
Şekil 4.4: CoCr_L2bs stereomikroskop görüntüsü 55
Şekil 4.5: CoCr_L2bc stereomikroskop görüntüsü 56
Şekil 4.6: CoCr_L3s stereomikroskop görüntüsü 56
Şekil 4.7: CoCr_L3c stereomikroskop görüntüsü 56
Şekil 4.8: CoCr_L3bs stereomikroskop görüntüsü……65
Şekil 4.9: CoCr_L3bc stereomikroskop görüntüsü 57
Şekil 4.10: CoCr_L4s stereomikroskop görüntüsü 57
Şekil 4.11: CoCr_L4c stereomikroskop görüntüsü 57
Şekil 4.12: CoCr_L4bs stereomikroskop görüntüsü 58
Şekil 4.13: CoCr_L4bc stereomikroskop görüntüsü 58
Şekil 4.14: CoCr_C stereomikroskop görüntüsü..... 58
Şekil 4.13: CoCr_L2s grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi 60
Şekil 4.14: CoCr_L2b grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi..... 62
Şekil 4.15: CoCr_L2bs grubunun SEM görüntüleri ve EDS analizi..... 64
Şekil 4.16: CoCr_L2bc grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi 66
Şekil 4.17: CoCr_L3s grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi 68
Şekil 4.18: CoCr_L3c grubunun SEM görüntüleri ve EDS analizi 70
Şekil 4.19: CoCr_L3bs grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi 72
Şekil 4.20: CoCr_L3bc grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi 74
Şekil 4.21: CoCr_L4s grubunun SEM görüntüleri ve EDS analizi..... 76
Şekil 4.22 :CoCr_L4c grubunun SEM görüntüleri ve EDS analizi 78
Şekil 4.23: CoCr_L4bs grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi 80
Şekil 4.24: CoCr_L4bc grubunun SEM görüntüleri ve EDS analizi 82
Şekil 4.25: CoCr_C grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi..... 84
Şekil 4.26: DMLS yöntemiyle üretilen ve porselen pişirilmemiş Co-Cr altyapının SEM görüntüsü ve EDS analizi 85
Şekil 4.27: Bağlantı ajanı uygulanmış DMLS Co-Cr altyapının SEM görüntüsü ve EDS analizi..... 86

ÖZET

AMAÇ: Bu çalışmanın amacı; Co-Cr dental metal altyapı materyalinin üretim yöntemi, kalınlığı, seramik uygulaması öncesi bağlantı ajanlarının kullanımı ve soğutma protokollerinin seramik bağlantısına olan etkisinin incelenmesidir.

GEREÇ VE YÖNTEM: Çalışmada test grubu için direkt metal lazer sinterleme (DMLS) tekniği kullanılarak 20x5 mm boyutlarında ve 2,3,4 mm değişen kalınlıklarda dikdörtgen Co-Cr altyapılar (n=120) üretildi. Kontrol grubu için döküm tekniği ile 20x5x3 mm boyutlarında örnekler (n=10) üretildi. Her bir örneğin üzerine 8x3x1 mm boyutlarında feldispatik porselen pişirildi. Seramik uygulaması öncesinde örneklerin yarısına bağlantı ajanı uygulandı. Örneklere seramik pişimi sonrasında 2 farklı soğutma protokolü uygulandı. Bağlantı direnci; makaslama bağlantı direnci testi ile ölçüldü. Metal-seramik ara yüzeyi, oksit tabakasının kalınlığını inceleyebilmek ve bağlantı özelliklerini anlayabilmek için optik mikroskop ve taramalı elektron mikroskobu ile görüntülendi. Bağlantı ajanı ve örneklerin elemental içeriği Enerji Dispersiv X-ray spektroskopisi ile belirlendi.

BULGULAR: Bağlantı ajanı uygulanan örneklerde koheziv fraktürler gözlemlenirken, metal-seramik bağlantı değerleri ve fraktür çeşitliliği arasında bir korelasyon bulunamamıştır. Bağlantı ajanı ve yavaş soğutma protokolünün uygulanması 2-3 mm kalınlığındaki örneklerde bağlantı değerlerini düşürmüştür, bu durum TiO_2 bakımından zengin bağlayıcı ajan ile Co-Cr alaşımın reaksiyona girememesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. 4 mm örneklerde bağlantı değerleri arasında farklı gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. En yüksek bağlantı değerleri sırasıyla; Co-Cr_L2c (28,58 MPa), Co-Cr_C (25,84 MPa), Co-Cr_L4bc (23,99 MPa)'dır.

SONUÇ: Altyapı kalınlığı ile bağlantı direnci değerleri arasında pozitif korelasyon gözlenmiştir; ancak yavaş soğutma protokolü ve Ti-zengin bağlantı ajanı kullanımı metal-seramik bağlantı direncini düşürmüştür.

Anahtar kelimeler: üretim yöntemi, altyapı kalınlığı, bağlantı direnci

ABSTRACT

AIM: The aim of this study is to examine the effect of manufacturing technique, thickness, use of bonding agent before ceramic firing and cooling protocols on the ceramic bond of CoCr dental metal substructure.

MATERIAL AND METHOD: In the study, rectangular Co-Cr substructures (n=120) with dimensions of 20x5 mm and varying thicknesses of 2,3,4 mm were produced using the direct metal laser sintering (DMLS) technique for the test group. For the control group, 20x5x3 mm samples (n=10) were produced by casting technique. 8x3x1 mm feldspathic porcelain was fired on each sample. Before the ceramic application, the bonding agent was applied to half of the samples. Two different cooling protocols were applied to the samples after ceramic firing. Bond strength was determined by shear bond strength test. The metal-ceramic interface was visualized with an optical microscope and a scanning electron microscope (SEM) to examine the thickness of the oxide layer and to understand the bonding properties. The bonding agent and elemental content of the samples were determined by Energy Dispersive X-ray spectroscopy (EDS).

RESULTS: Cohesive fracture occurred in specimens treated with bonding agent but no correlation between fracture types and bond strength values. The application of the bonding agent and slow cooling protocol decreased the average bonding strength in 2 and 3 mm thick samples, attributed to the nonexistent reaction between the TiO_2-rich bonding agent and the Co-Cr alloy. The bond strength was not significantly different in 4 mm thick samples. The highest bond strength values Co-Cr_L2c (28,58 MPa), Co-Cr_C (25,84 MPa), Co-Cr_L4bc (23,99 MPa) respectively.

CONCLUSION: There was positive correlation between core thickness and bond strength values but slow cooling protocol and application Ti-rich bonding agent decrease the bond strength. The production method did not affect the metal-ceramic bond.

Key words: production method, core thickness, bond strength

GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik diş tedavisi kaybedilen dişler ve ağız içi çevre dokuların yeniden oluşturulup hastaya kaybettiği estetik, fonasyon ve fonksiyonun tekrar kazandırıldığı bir bilim dalıdır. Ağızda eksik olan dişin konumuna göre tedavi şekillenmekte olup sabit, hareketli veya implant destekli restorasyonlarla tedavi tamamlanır. Bu tedavi yöntemlerinde birçok altyapı materyali kullanılabilmektedir. Özellikle baz-metal alaşımlar yüksek korozyon direnci, düşük maliyet sebebiyle altyapı materyali seçiminde ön planda olmaktadır.

Metal destekli seramik restorasyonlar sabit protetik tedavilerde ve hareketli bölümlü protezlerde dayanak dişlerin restorasyonunda çoğunlukla tercih edilir. Bu amaçla kıymetli, yarı kıymetli ve baz metal alaşımları kullanılabilirken günümüzde baz metal alaşımları en çok tercih edilenidir. Bunların içerisinde; kobalt-krom (Co-Cr) baz-metal alaşımlar düşük maliyet, korozyon direnci, nikel-krom (Ni-Cr) alaşımların aksine allerjik reaksiyona sebep olmamaları sebebiyle en çok kullanılan altyapı materyalidir; ancak sahip oldukları yüksek ergime dereceleri döküm aşamasında oksidasyona uğramaları, işlenme zorlukları gibi fiziksel özellikleri konvansiyonel döküm yöntemlerinde karşılaşılan zorluklar arasındadır. Konvansiyonel döküm yöntemleri günümüzde hala altın standart olarak kabul edilse bile, döküm zorlukları ve teknolojideki ilerlemeler sebebiyle yerini dijital teknolojilere bırakmaya başlamıştır. Direkt lazer metal sinterleme (DMLS) teknolojisi üretim kolaylığı, malzeme israfına sebep olmaması, gelişmiş mekanik özellikler ve karmaşık üretimlerde detaylı çalışma fırsatı vermesi sebebiyle konvansiyonel döküm yöntemlerinin yerini alabilecek güncel bir teknolojidir.

Sabit protetik restorasyonlarda, altyapı materyali ile seramik bağlantısı restorasyonların uzun dönem başarısında büyük önem taşımaktadır. Metal-seramik bağlantısındaki başarısızlıklar için alt yapı materyali ile seramik arasındaki termal genleşme katsayısının uyumsuzluğu, seramiğin alt yapıyı tam olarak ıslatamaması, yanlış tasarlanmış alt yapılar ve uygun olmayan pişirme koşulları gibi faktörler etken olarak bildirilmiştir. Porselen ile alt yapı materyalleri arasındaki bağlantı mekanik kuvvetler, Van der Waals kuvvetleri, sıkıştırma bağlanma kuvvetleri ve kimyasal bağlantı ile sağlanmaktadır. Çeşitli yüzey işlemleri, seramik soğutma protokolleri ile bu bağlantıların metal-seramik bağlantısındaki etkileri değiştirilebilmektedir.

Metal-seramik bağlantı direnci makaslama, germe, makaslama ve germe, eğilme ve bükme kuvvetleri ile ölçülebilir. Literatür incelendiğinde makaslama bağlantı direnci testi ve 3 nokta bükme testi metal seramik bağlantısını incelemede kullanılmıştır. Çalışma örneklerinin kolay hazırlanabilmesi ve test cihazının kolay kullanılabilirliği, uygun test yöntemini seçmede önemlidir.

Diş destekli metal altyapılı sabit protezlerde kısa klinik kron boyu, köprü restorasyonlarında gövdelerde ya da implant destekli metal altyapılı sabit protezlerde seçilen dayanak boyunun kısa kalmasına bağlı olarak değişen oranlarda metal altyapı/seramik kalınlıkları kullanılır. Altyapı kalınlığındaki artış porselendeki çatlak uzunluğunu arttırırken; azalan altyapı kalınlığı ise desteksiz ve kırılmaya yatkın seramik kütlesiyle sonuçlanacaktır. Klinik uygulamalarda değişen metal altyapı/seramik oranı kullanmak kaçınılmazdır.

Değişen altyapı/seramik oranının sebep olduğu başarısızlıkların önüne metal-seramik bağlantısını arttırarak ya da fırınlama sonrası farklı soğutma protokolleri uygulanıp, oluşan rezidüel gerilmeler azaltılarak geçilebilir. Günümüzde kullanılan bağlantı ajanları sayesinde metal ve porselen arasındaki termal genleşme katsayısı farkı kompanse edilip, metal üzerinde bağlanmayı etkileyen oksit tabakası kontrol edilebilmektedir.

Literatür incelendiğinde değişen altyapı kalınlığının, bağlantı ajanı kullanımının ve soğutma protokollerinin, tek tek bağlantıya olan etkisini inceleyen çalışmalar bulunmaktadır; ancak birden çok parametrenin kullanıldığı çalışma literatürde mevcut değildir.

Çalışmada metal-seramik bağlantısına değişen altyapı kalınlıkları, bağlantı ajanı kullanımı ve 2 farklı soğutma protokolünün etkisi makaslama bağlantı direnci testiyle ölçülmüştür. Elde edilen sonuçlarla ; hem doğal diş destekli hem de implant destekli restorasyonların prognozunun hekim tarafından öngörülebilmesi amaçlanmaktadır

GENEL BİLGİLER

METAL DESTEKLİ RESTORASYONLAR

Sabit protetik restorasyonların yapımında birçok farklı materyal ve yapım tekniği kullanılmaktadır. Metal destekli porselen restorasyonlar altın standart olarak kabul edilse de estetik ihtiyacın karşılanmadığı durumlarda tam seramik sistemler kullanılabilmektedir. Bu durum tam seramik restorasyonların mekanik özelliklerinin

iyileştirilmesini sağlamıştır; ancak metal destekli restorasyonlarda kullanılan dental alaşımlar dayanıklılık, korozyon direnci ve biyouyumluluk gibi daha üstün mekanik özelliklere sahiptir.

Diş Hekimliğinde Metal Kullanım Tarihçesi:

Diş hekimliğinin bir uzmanlık alanı olarak milattan önce (M.Ö.) 3000 yılında başladığı düşünülmektedir. M.Ö. 2500'lerde Fenikeliler, ağızda eksik dişleri yerine koyabilmek için altın şeritler ve teller, Etrüskler ise M.Ö. 700 civarında doğal dişlere, altın teller veya bantlarla sabitlenen bölümlü protez dişlerin yapımı için fildişi veya kemik kullanmışlardır. Mayalar ise M.S. 600'lerde anterior bölgedeki diş eksikliklerini restore edebilmek için implant yerleşimine benzer şekilde deniz kabuklarını, işlenmiş altın, taş gibi materyalleri kullanmışlar, ayrıca mineral inleylerinde estetik amaçlı kullanıldığı bilinmektedir (Şekil 2.1) (1)(2).

Dişlerdeki kaviteler antik zamanlardan 18. yy'a kadar çeşitli taşlar, fildişi, terebentin reçinesi, mantar, dişeti ve metal folyolarla restore edilmiştir. Günümüzde, güta perka, simanlar, kompozitler, çeşitli metal alaşımlar, seramikler restorasyonlarda kullanılmaktadır.

Modern diş hekimliği Pierre Fauchard ile başlamıştır. Pierre Fauchard diş kavitelerini restore etmek için kalay folyo ve kurşun silindirler kullanmıştır. Pierre Fauchard 1728 yılında kullanılan çeşitli restorasyonların tanımını ve üretimini açıkladığı bir inceleme yayınlamıştır (3).

1816 yılında Taveau cıva ve gümüşü karıştırarak ilk kez dental amalgamı tanımlamıştır. 1895 yılında ise Black, dental amalgam kullanımında standardize kavite preparasyonları ve üretim sürecini yayınlamıştır (1).

1907'de Taggert tarafından "kayıp mum tekniği" bulunmuş ve günümüzde hala döküm restorasyonların üretimi bu teknikle yapılmaktadır. 20. YY öncesinde, yetersiz teknoloji ve elektrik kullanımının yetersizliği sebebiyle restorasyonlar istenilen kalitede üretilememiştir (1) (4).

Günümüzde sabit ve hareketli protetik tedavilerin yapımında saf titanyum, soy alaşımlar ve nikel-krom, kobalt-krom gibi temel metal alaşımlar kullanılabilmektedir. Teknolojinin ilerlemesiyle dental materyallerin üretimi döküm tekniklerinin yerine bilgisayar destekli tasarım- üretim (CAD/CAM) yöntemlerine bırakmıştır (5).

Yakın zamana kadar dental restoratif materyaller hakkında bilimsel veriler sınırlıydı ve bu malzemelerin kullanımı tamamen deneme yanılmaya dayalıydı, malzemeler laboratuvar testlerine tabii tutulmadan hasta ağzında değerlendirilirdi. Güncel teknolojilerle materyaller laboratuvar ortamında test edilebilmektedir. Bu sayede kullanılan materyal hakkında klinisyenin öngörüsü oluşmaktadır (1)(4).



Şekil 2.1 : Anterior bölgeye yerleştirilmiş implantlar

Metal Alaşımların Yapısı ve Özellikleri:

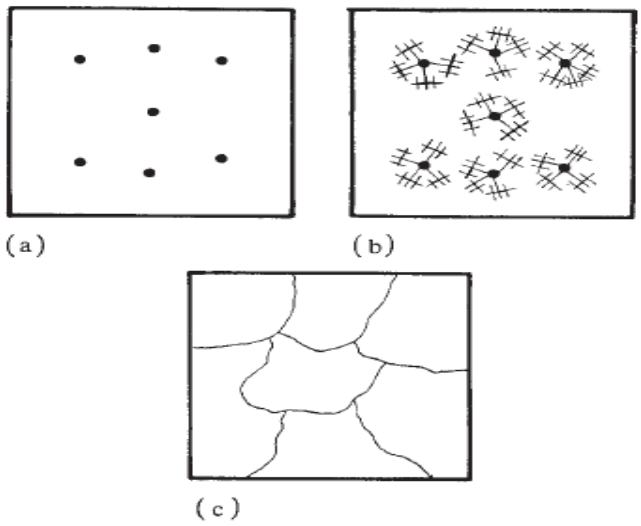
Metaller genellikle iyi bir termal ve elektrik iletkenleridir. Metaller kullanımları ve görünümü itibariyle çeşitli özelliklere sahiptir. Şu anda periyodik tabloda listelenen 118 elementten yaklaşık 88'i metal olarak sınıflandırılabilir. Saf metaller, diğer elementlerle ortak olarak, belirli ergime noktaları ve temel fiziksel, kimyasal özellikleri ile tanımlanabilir. Saf metaller uygulanan kuvvet altında oluşacak deformasyona direnemeyecek kadar yumuşaktırlar; bu sebeple diş hekimliği ve mühendislik uygulamalarında sınırlı kullanımları vardır. İki veya daha fazla metalik elementin karışımlarının ya da metalik olmayan elementlerin karışımlarından oluşan kristalin yapıya alaşım denir. Alaşımlar saf metallere göre daha iyi mekanik özellikler gösterir. Alaşımlar genellikle ergime noktalarının üzerindeki elementlerin füzyonu ile hazırlanır (1).

Metaller genellikle sert ve parlaktır ve atomların birbirine yakın bir şekilde paketlendiği kristal yapılara sahiptir. Erimiş bir metal veya alaşım soğutulduğunda, katılaşma süreci bir kristalleşme sürecidir ve çekirdek adı verilen belirli bölgelerde başlatılır. Çekirdekler genellikle erimiş kitle içindeki yabancı maddelerden oluşur.

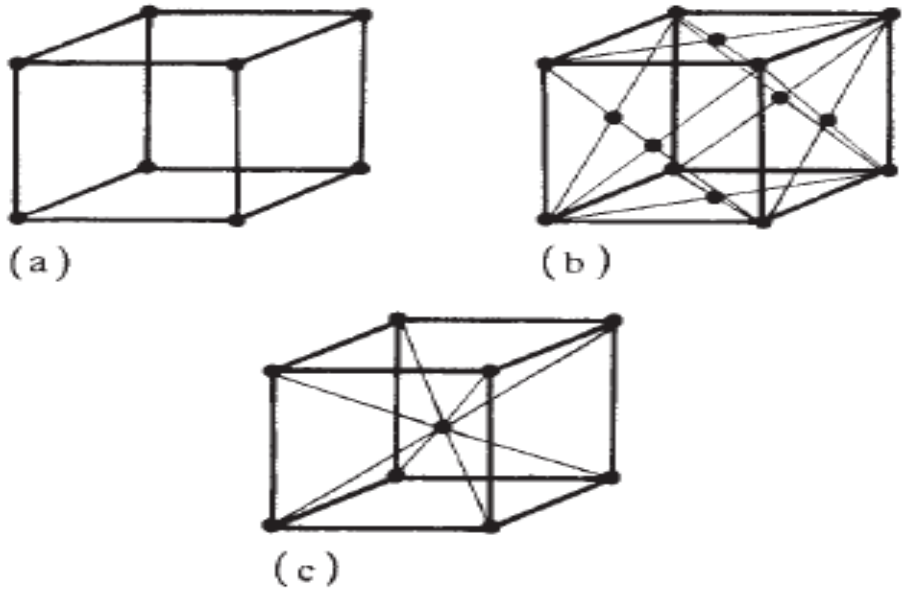
Kristaller, dendritler veya sferülitler halinde büyürler ve merkezi çekirdekten çıkan üç boyutlu dallı yapılar haline gelirler. Kristal büyümesi, tüm kütle katılaşana ve tüm dendritik veya küresel kristaller temas edene kadar devam eder (Şekil 2.2). Her bir kristal; gren (tane) olarak adlandırılır ve birbiri ile temas eden her iki gren arasındaki alana da gren sınırı denir (6).

Gren yapısı ve boyutu alaşımın fiziksel ve klinik özelliklerini etkiler. Gren boyutu, alaşımın katılaşma sürecindeki soğuma hızı ve alaşımda kullanılan gren inceltici elementlerin varlığı gibi bir dizi değişkenle belirlenir. Birçok üretici altın alaşımlarda gren inceltici olarak eser miktarda iridyum ve ruthenium kullanmaktadır. Bu elementler yüksek ergime dereceleri sayesinde alaşım soğurken grenlerin etrafında kümelendiği çekirdek görevi görürler. Gren boyutu 10 μm'den 100 μm'ye kadar değişebilir; ancak dental alaşımlarda gren boyutu genellikle 30 μm ya da altındadır. Normal şartlar altında gren yapılarını görmek mümkün değildir. Özel bir asitleme yöntemi ve büyütmeyle gren yapıları izlenebilir (7).

Her bir gren içindeki atomlar üç boyutlu kafes şeklinde dizilmiştir. Atomlar basit kübik, hacim merkezli kübik ve yüzey merkezli kübik gibi farklı dizilimlerde olabilir (şekil 2.3). Her bir kristalin konumlanması atom yarıçapı ve atomlar üzerindeki yük dağılımı gibi özel faktörlere bağlıdır. Genellikle düzgün bir kristal yapı oluşmasına rağmen, bazen dizilimde kusurlar oluşabilir. Bu tür kusurlar normal dislokasyon olarak adlandırılır ve dislokasyonların varlığı metal ve alaşımların esnekliğini etkiler. Malzeme yeterince yüksek bir gerilim altına yerleştirildiğinde, dislokasyon kafes içerisinde gren sınırlarına kadar ulaşabilir. Dislokasyonun hareket ettiği düzleme kayma düzlemi ve hareketi başlatmak için gereken gerilime ise elastik limit denir (6).



Şekil 2.2: a) Metal kristalizayonunun şematik gösterimi, odaklar b) Dendritik yapı c) Gren oluşumu



Şekil 2.3: a) Basit Kübik b) Hacim Merkezli Kübik c) Yüzey Merkezli Kübik Yapı

Alaşımın klinik performansında faz yapısı da etkilidir. Alaşımlar tek ya da çoklu fazda olabilir. Tek fazlı alaşımlar aynı bileşime sahipken, çok fazlı alaşımlar mikro yapısal yerleşime göre farklılık gösteren birden çok bileşene sahiptir. Alaşımın faz yapısı bileşiminde bulunan elementlerin çözünürlüğüne bağlıdır. Alaşımın elementleri birbiri içerisinde çözünüyorsa alaşım tek fazlıdır; ancak bazı elementler birbiri içinde çözünmüyorsa alaşım çok fazlı olarak adlandırılır. Tek fazlı alaşımların

işlenebilirliği daha kolaydır, çok fazlı alaşımlara göre korozyon dirençleri yüksektir, çok fazlı alaşımlar ise asitle pürüzlendirilebilir ve oluşturulan düzensiz yüzeyle bağlantı direnci arttırılabilir (7).

Metaller alaşımı meydana getirmek için birbirileri içerisinde çözünürler. Erimiş haldeki yapı erime sıcaklığının altında soğutulursa 4 tip olay meydana gelir.

1. Alaşımı oluşturan metaller, birbiri içinde çözünür halde katı bir çözelti oluşturabilirler. Katı çözelti olası 3 formdan birini alabilir. Alaşımın bileşenleri ortak bir kristal matrikste rastgele konumlanabilir. Diğer bir olasılık, bileşenler ortak bir kafeste bir düzen içinde yerleşim gösterir. Üçüncü olası form ise; ikili alaşımlarda bileşeni oluşturan metallerden biri kristal kafeste yerleşim gösterirken, ikinci bileşenin atomları kristal kafes yerine, kafesin boşluklarını doldurur. Bu durumda çözelti "ara yer çözeltisi" olarak adlandırılır. Üçüncü form bir bileşenin atom yarıçapının diğerinden çok daha küçük olduğu durumlarda oluşur. Katı çözeltiler genellikle daha sert, daha güçlüdür ve saf metallerden daha iyi mekanik özellikler gösterirler.

2. Alaşımı oluşturan metaller, oluşan katı çözeltide birbiriyle çözünmeyebilir. A ve B adlı iki metalden oluşan bir alaşım incelendiğinde, bazı alanlar sadece saf A metalinden oluşurken bazı alanların saf B metalinden oluştuğu gözlemlenmiştir. Bu tür alaşımlarda bileşen metaller farklı elektrokimyasal potansiyelleri gösteriyorsa, elektrolitik korozyona karşı hassastır. Bu tür alaşımlar nadiren oluşur.

3. Alaşımı oluşturan iki metal birbiri içerisinde kısmen çözünür. A ve B adlı iki metalden oluşan alaşım incelendiğinde bazı bölgeler saf A metalinden, bazı bölgeler saf B metalinden oluşurken, alaşımın bir kısmı iki metalin çözünürlük gösterdiği bölgelerden oluşur. Metallerin birbiri içinde çözünürlük yüzdesi sıcaklığa bağlıdır.

4. İki metal birbirine özel bir afinite gösteriyorsa, nihai kimyasal formülasyona sahip yeni bir bileşik oluşturabilirler. Bu bileşiklerin işlenebilirliği zordur ve sert, kırılgan olma eğilimindedir (6).

Dental Alaşımlar:

Dental alaşımlar dental restorasyonlarda önemli bir rol oynamaktadır. Son yıllarda tam seramik sistemlerin mekanik özellikleri geliştirilmiş olsa dahi özellikle sabit protetik tedavilerde dental alaşımların yerini alamamıştır. Dental alaşımlar dayanıklılık, korozyon direnci, biyouyumluk ve klinik olarak uzun dönem başarıları sebebiyle protetik tedavilerde hala en çok tercih edilen altyapı materyalidir (7).Çelik alaşımlar, diş hekimliğinde kullanılan aletlerin ve ortodonti için tellerin yapımında kullanılırken, cıva içeren bir alaşım olan dental amalgam ise diş kavitelerinde kullanılan yaygın bir dolgu malzemesidir (6).

Protetik tedavilerde saf metaller yerine iyileştirilmiş mekanik özellikleri sebebiyle alaşımlar tercih edilir. Saf altının gerilme dayanımı 105 MPa iken, %10 bakır ilavesiyle gerilme dayanımı 395 MPa ulaşır. Uygun elementlerin kullanımıyla dayanıklılık 500 MPa kadar yükselebilir. Dental alaşımlar uzun dönem başarıyı sağlayabilecek biyolojik ve fiziksel özelliklere sahiptir.

Diş hekimi ve dental teknisyenin uygun alaşımı seçmesine yardımcı olacak birkaç metalürjik özellik vardır. Bunlardan bazıları; alaşımın gren boyutu, faz yapısı, mekanik özellikler, renk, korozyon direnci ve seramik metal bağlantısıdır (8).

Alaşımların rengi genellikle sarı, beyaz, kırmızımsı, kahverengimsi ve yeşilimsi tonları kapsar. Genel bir önyargı olarak sarı renkteki alaşımların korozyon direnci ve biyouyumluluğunun daha yüksek olduğu düşünülür; ancak renk mekanik ve kimyasal özellikleri belirleyen bir parametre değildir. Bu nedenle, bir alaşımın rengi hasta için önemli bir sosyal veya estetik düşünce olsa da, rengin klinik maliyet veya performans üzerindeki etkisi önemsizdir.

Alaşımın faz yapısı ve tane boyutu mekanik özellikleri belirler. Faz yapısı ve tane boyutu gözle görülmez; ancak diş hekimi ve dental teknisyen kullanılan alaşımın faz yapısı ve tane boyutu hakkında fikir sahibi olmalıdır.

Alaşımın gerilme dayanımı, 300 MPa üzerinde olmalıdır. Bu sayede çok üyeli sabit bölümlü protezlerde pontik gibi stres birikiminin fazla olduğu bölgelerde kırılmaların önüne geçilebilir. Alaşım karşıt dişlerden veya restorasyonlardan kaynaklanan aşınmaya dayanacak kadar sert olmalı ve mineyi ve seramik gibi diğer malzemeleri aşındırmamalıdır. Alaşımın mekanik özelliklerine dair bilgiler üreticiden alınabilir.

Korozyon direnci alaşımın uzun dönem başarısında önemlidir. Oksitlenmiş bileşenlerin salınımı restorasyonun ve dişetinin rengini değiştirir. Hasta metalik bir tat hissedebilir. Korozyon direnci alaşımın biyouyumluluğu ile ilişkilidir.

Biyouyumluluk alaşımın çevre dokularla olan etkileşimidir. Alaşımın korozyona uğraması yani element salınımıyla ilişkilidir. Biyouyumlu olmayan materyaller kullanıldığında enfeksiyon, kötü tat ve çevre dokularda renk değişimi gözlemlenebilir. Diş hekimi bu konuda dikkatli olmalıdır (7)(8).

Metal destekli seramiklerin başarısında metal-porselen arasındaki bağlantı direnci önemli rol oynar. Altyapı materyali ile porselen arasındaki termal genleşme katsayısının uyumsuzluğu, kaplama seramiğinin altyapıyı tam olarak ıslatamaması, yanlış tasarlanmış alt yapılar ve uygun olmayan pişirme koşulları sebebiyle metal porselen bağlantısında başarısızlıklar bildirilmiştir. Metal-seramik restorasyonda seramiğin başarısızlığı sıklıkla ortaya çıkan, çoğu zaman restorasyonun değişimini gerektiren, pahalı, zaman alıcı ve onarımı zor olan bir klinik problemdir (9).

1. Dental alaşımların sınıflandırılması:

Günümüzde protetik restorasyonlar için birçok alaşım seçeneği bulunmaktadır. Dental alaşımlar genel olarak altın, paladyum, gümüş, nikel, kobalt ve titanyum gibi birden fazla metal içerir (8).

Dental alaşımlar 3 farklı şekilde;

1. Fiziksel özelliklerine göre (ANSI/ADA; tip1-4),
2. Soy metal içeriklerine göre (ANSI/ADA; soy, yarı soy, soy olmayan-baz)
3. Maliyetlerine göre (kıymetli, yarı kıymetli ve kıymetsiz) sınıflandırılabilir (10)(7,8)(11).

ANSI/ADA no 5 sınıflamasına göre 4 tip döküm alaşımı tanımlanmıştır.

Tip I alaşımlar; nispeten zayıf ve parlatılabilir ve %25 ‘i aşan uzama değerlerine sahiptir. Bu alaşım çeşidi okluzal temasların az olduğu inley yapımlarında kullanılabilir.

Tip II alaşımlar; tip I alaşımlara göre daha dayanıklıdır ve daha iyi uzama yüzdesi değerlerine sahiptir. Bu sebeple okluzal temasların daha fazla olduğu onley restorasyonlarda kullanılabilir.

Tip III alaşımlar; daha düşük esnekliğe sahiptir, ancak tip I alaşımlara kıyasla iki kat daha dayanıklıdır. Bu sebeple tam kronlarda ve bölümlü sabit protezlerde kullanılabilir.

ADA' nın yaptığı bu sınıflandırmada tüm bu alaşımlar altın bazlıdır ve büyük ölçüde bakır, gümüş ve paladyum içerir, alaşımların bileşimleri arasında farklılıklar vardır. Tip III alaşımlar %75 altın, %10 gümüş, %10 bakır, %3 paladyum ve %2 çinko bileşimine sahiptir. Tip IV altın alaşımları, alaşımın mukavemetini sağlamak için palladyum ve bakır içerir. Bu sınıflama alaşımın bileşim içeriklerine ve fiziksel özelliklerine dayanır (7)(8).

Protetik uygulamalar için alaşımların çoğu, 1975 öncesi dönemde altın bazlı olduğundan, alaşımların isimlendirilmesi genellikle "kıymetli" alaşımlar olarak adlandırılan altın bazlı alaşımlardan ya da benzer şekilde "kıymetsiz" olarak adlandırılan baz metal alaşımlarından yapılmıştır. Altın fiyatı arttıkça, paladyum bazlı ve azaltılmış altın bazlı alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır ve "yarı kıymetli" olarak adlandırılan üçüncü bir kategori eklenmiştir. Bu alaşım sınıflamasının kullanımı artık önerilmemektedir; çünkü bileşen metallerinin maliyetine göre tanımlamaktadır ve bu terimler alaşımların elektrokimyasal davranışlarını iyi tanımlamaz (7)(10).

Alaşımlar artık yalnızca altın bazlı olmadığından, 1984 yılında ADA 36 tarafından yeni alaşımları da içeren daha geniş bir sınıflandırma şeması geliştirilmiştir.

ADA sistemi, döküm alaşımlarını 3 gruba ayırır. Bu sınıflamaya göre;

Yüksek oranda soy alaşımlar; soy metal içeriği (altın, palladyum ve platin toplamı) ağırlıkça en az %60 ve altın içeriği en az ağırlıkça %40 olanlardır.

Soy alaşımlar; ağırlıkça en az %25 soy metal içermelidir, ancak altın içeriği olmak zorunda değildir.

Baz metal alaşımlar; ağırlıkça %25'ten daha az soy metal içerir.

O'Brien tarafından yapılan daha kapsamlı sınıflama ise şöyledir;

Metal seramik alaşımlar:

Soy metal alaşımları

Altın içeren alaşımlar:

Altın-platin-palladyum (Au-Pt-Pd)

Altın-palladyum-gümüş (Au-Pd-Ag)

Altın-palladyum (Au-Pd)

Palladyum içeren alaşımlar:

Palladyum-gümüş (Pd-Ag)

Palladyum-bakır (Pd-Cu)

Palladyum-kobalt (Pd-Co)

Baz metal alaşımlar:

Kobalt-krom (Co-Cr)

Nikel-krom (Ni-Cr)

Kobalt-krom-nikel (Co-Cr-Ni)

Titanyum ve alaşımları

Altın içeren alaşımlar:

Altın-platin-palladyum (Au-Pt-Pd)

Dental seramik ile bağlantı oluşturmak için üretilmiş ilk döküm alaşımlarıdır. Alaşım bileşenleri %75 -88 altın, %11 palladyum, %8 platin ve bazen %5 gümüştür. Tam metal restorasyonlarda yüksek soy döküm alaşımlarını güçlendirmek için kullanılan bakır porselende renk değişikliğine sebep olduğu için demir-platin (Fe-Pt) bileşiği ile güçlendirilmiştir. Seramik bağlantısı, demirden gelen katkıya ek olarak, alaşıma eser miktarda kalay ve indiyum bileşenlerinin eklenmesiyle sağlanmıştır. Bu bileşenler metal yüzeyinde oksit tabakası oluşumunu sağlamış ve kimyasal bağlanma ile seramik bağlantısını güçlendirmiştir. Altın-platinum-palladyum alaşımları yüksek korozyon direnci gösterir fakat porselen fırınlaması esnasında boyutsal değişiklik gösterirler, bu sebeple uzun köprülerde kullanımları önerilmez.

Altın- palladyum -gümüş (Au-Pd-Ag)

Altın-paladyum-gümüş alaşımları 1970'lerde üretilen altın oranı azaltılmış ilk alternatif alaşım sistemidir. Bu alaşım ağırlıkça %10 ila %15 gümüş ve %20 ila %30 oranında palladyum bileşenlerinden oluşur (7).Bu alaşım sisteminde altın oranı %50 azaltılmış ve platinum çıkarılmıştır. Bu sayede maliyeti altın-platinum alaşımlara göre daha düşüktür. Altın-platinum alaşım sistemlerine göre yüksek elastikiyet modülü ve seramik fırınlaması sırasında daha az boyutsal değişiklik gösterirler. Korozyon direnci ve seramik bağlantısı iyidir ancak bu alaşımların başlıca dezavantajı, gümüş içerikleri nedeniyle seramikte renk değişikliğine neden olmalarıdır. Altın-paladyum-gümüş grubunun yerini büyük ölçüde gümüş içermeyen altın-paladyum alaşımları almıştır, bu da seramik renk değişikliği sorunlarını ortadan kaldırmıştır (10).

Altın- palladyum alaşımları

Gümüşsüz olan altın-paladyum alaşımları 1970'lerin sonlarında geliştirilmiştir. Au-Pd alaşımları, Au-Pd-Ag alaşımlarında olduğu gibi seramikte yeşil renk değişikliğine sebep olmaz ve mükemmel mekanik özelliklere sahiptir ve yüksek sıcaklıkta seramikle kabul edilebilir bir bağlantı oluşturur (12). Bu alaşımlar orta derecede dayanıklılığa, elastik modüle, sertliğe ve nispeten yüksek bir erime sıcaklığına sahiptir. Au-Pd alaşımları tek fazlı alaşımlardır ve Pd konsantrasyonları ağırlıkça %10'dan fazla olduğu için genellikle beyaz renktedir. Bu alaşımların düşük ph'lı biyolojik ortamlarda ve diş fırçalama esnasında korozyonları düşüktür (7).

Palladyum içeren alaşımlar :

Palladyum-gümüş alaşımları

İlk paladyum-gümüş alaşımı diş hekimliğine 1970'lerde tanıtılmıştır. Paladyum-gümüş alaşımları genellikle %50 ila %60 arasında palladyum, %30 ila 35 arasında gümüş içermektedir. Paladyum-gümüş Alaşımları Au-Pd-Ag ve Au-Pd alaşımlarıyla karşılaştırıldığında, Pd-Ag alaşımları benzer dayanıklılık, elastikiyet modülü ve daha düşük yoğunluk gösterir. %50 ila %60 soy alaşım içeriği, tatmin edici derecede kararma, korozyon direnci ve iyi klinik çalışma özellikleri sağlar. En büyük dezavantajı yüksek gümüş içeriğine bağlı olarak seramikte renklenmeye sebep olmasıdır (10) (12).

Palladyum-bakır alaşımları

Paladyum-bakır alaşımları ilk kez 1982 yılında tanıtılmıştır. Paladyum-bakır alaşımları ağırlıkça %70 ila %80 paladyum, %15'e kadar bakır, yaklaşık %9 galyum ve eser miktarda altın içerir. Ara yüzeyde kalın bir oksit tabakası oluşturması ve seramik fırınlaması sırasında oluşan plastik deformasyon en büyük dezavantajlarıdır. Kullanımları bu sebeple kısıtlıdır(10).

Palladyum-kobalt alaşımları

Ağırlıkça yaklaşık %88 paladyum ve %4 ila %5 kobalt içerirler. Bu alaşımlar yüksek termal genleşme katsayısına sahip porselenlerle uyumludur. En büyük dezavantajları yüzeyde maskelenmesi zor bir oksit tabakası oluştururlar. Kullanımları sınırlıdır (10).

Temel metal alaşımları :

1970'lerin başında geliştirilen baz metal alaşımlarının çoğu nikel ve krom bazlıdır, Ni-Cr-Be, Ni-Cr, Ni-yüsek Cr ve Co-Cr olmak üzere 4 gruba ayrılır. Asil metaller olmadıkları için korozyon dirençleri diğer kimyasal özelliklere bağlıdır.

Porselen uygulaması açısından bu alaşımların tamamı soy ve yüksek soy alaşım gruplarındaki alaşımlara göre estetik olarak yönetilmesi daha zor olan ağır, koyu oksit katmanları oluşturur ancak metalin yüzeyinde oluşan oksit tabakası aynı zamanda korozyonu önler. Bu alaşımlar eser miktarda (ağırlıkça %0.1) karbon ilavesi ya da ilave yapılmadan üretilebilir. Döküm restorasyonlar için kullanıldıklarında bu alaşımlar genellikle karbon içermez ancak hareketli bölümlü protezlerin iskeletinin üretiminde sertliği ve esneme dayanımını arttırmak için karbon ilave edilir. Değerli olmayan alaşımlar, soy metal alaşımlarından farklı fiziksel özelliklere sahiptir. Bunların en önemlileri yüksek sertlik, yüksek esneme dayanımı ve yüksek elastik modüldür (7)(10).

Nikel-Krom (Ni-Cr) alaşımları

Sabit protetik restorasyonlarda sıklıkla kullanılan temel metal alaşımlardır. Nikel-krom alaşımlar berilyum ilavesi yapılarak da üretilebilir. Alaşıma yapılan berilyum ilavesi laboratuvarda işlenebilirliğini ve dökülebilirliğini arttırır ancak berilyum ilavesi yapılmayan nikel krom alaşımlara göre korozyon direnci düşüktür (7)(10). Berilyum ilavesi seramik pişimi sırasında oksit tabakasının modifiye edilmesini sağlar ve seramik metal ara yüzeyinde bağlanmanın artmasını sağlar (12).

Esneklik mukavemeti, sertlik ve elastikiyet modülü gibi fiziksel özellikler bileşenlerin ağırlık yüzdelerinde küçük değişiklikler yapıldığında büyük oranda etkilenebilir. Ni-Cr alaşımların elastik modülü soy metal alaşımlardan daha yüksektir. Ni-Cr alaşımları kullanılarak üretilen uzun sabit bölümlü protezler, soy metal alaşımlarla üretilen benzer protezlere kıyasla daha az esnekliğe sahiptir, uzun sabit bölümlü protetik restorasyonlarda kullanımında kırılma ihtimali daha düşüktür; ancak Ni içeriği allerjenik reaksiyonlara sebep olabilmektedir (12)(13).

Kobalt-Krom (Co-Cr) alaşımları

Berilyum ve nikel içeren alaşımlarla ilgili ortaya çıkan sağlık sorunları, alternatif baz metal alaşımların geliştirilmesine sebep olmuştur (12). Kobalt-Krom (Co-Cr) alaşımları, baz metal alaşımları olarak sınıflandırılır. Ortopedi ve dental alanlardaki biyomedikal uygulamaları için yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde Co-Cr alaşımları, hareketli bölümlü protezlerin alt yapılarının üretiminde yaygın olarak kullanılır ve son zamanlarda metal destekli porselenlerin alt yapı üretiminde kullanılmaktadır. Dental uygulamalar için Co-Cr alaşımlarının

kullanımı son yıllarda artmasının sebebi; maliyetlerinin düşük olzması ve yeterli fiziko-mekanik özelliklere sahip olmasıdır. Baz metal alaşımları arasında, Co-Cr alaşımları birçok ülkede Nikel-Krom (Ni-Cr) alaşımlarının yerine daha sık kullanılmaktadır. Bu durum nikelin allerjik ve toksik bir element olmasıyla ilgilidir(14)(15).

Kobalt-krom alaşımların kullanımı özellikle 2008 küresel ekonomik krizinden sonra soy metallerde artan maliyet nedeniyle artmıştır. Co-Cr alaşımları diş hekimliğinde klinik başarısı yüksek, en iyi bilinen baz metal alaşımdır (15).

Co-Cr alaşımları genel olarak yüksek dayanıklılığa sahip alaşımlar olarak tanımlanabilir. Isıya dayanıklı ve manyetik olmayan bu alaşımlar aynı zamanda aşınmaya, korozyona ve kararmaya karşı dirençlidir. İyi bir biyouyumluluk gösterirler ve yüksek elastikiyet modülü (E) sayesinde yeterli dayanıklılığı gösterirler (15)(16)(17).

Alaşımdaki üç ana bileşen; kobalt (Co), krom (Cr) ve molibden (Mo) ağırlıkça değişkenlik gösterir. Co için bu oran %33.9 ile %60,2 arasında, Cr için %21.4 ile %30.1 arasında ve Mo ise ağırlıkça %12.7 ‘dir. Bu alaşımlara, akışkanlık sağlamak, termal genleşmeyi kontrol etmek ve oksidasyon özelliklerini değiştirerek metal seramik bağlantısını güçlendirmek için Ce, Ga ve Nb gibi yeni metalik bileşenler eklenebilmektedir (15).

Titanyum ve titanyum alaşımları

Titanyum alaşımlarının düşük yoğunluk, yüksek korozyon direnci ve mükemmel biyouyumluluk gibi üstün özellikleri nedeniyle, tıp ve diş hekimliği alanlarında uygulamasına büyük ilgi gösterilmiştir(18).Titanyum diş hekimliğinde ilk kez 1960’larda dental implant olarak kullanılmıştır. Dental implantların büyük çoğunluğu yüksek osseointegrasyon kapasitesi, biyouyumluluğu ve klinik başarısı nedeniyle titanyumdan yapılır. 1970'lerden bu yana döküm makinelerinin ve malzemelerinin geliştirilmesi sonucu, 1990'lardan beri hareketli protezlerin iskeletlerinde, kuronlar ve köprüler için titanyum alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca titanyumun sabit bölümlü protetik restorasyonlarda kullanımı, 1980'lerden beri bilgisayar destekli tasarım ve üretimin (CAD/CAM) gelişmesiyle büyük ölçüde kolaylaşmıştır (18).

Titanyum üstün mekanik özellikleri ve maliyetlerinin değerli metal alaşımlara göre düşük olması sebebiyle sabit protetik restorasyonların yapımında tercih edilmektedir. Ancak uygulaması tamamen yeni bir döküm sistemi gerektirir (12). Yüksek erime noktası ve oksidasyon reaktivitesi ve diğer metallerle reaksiyona girme eğilimleri, alt yapıların üretiminde zorluklar yaratır. Öncelikle diş hekimliğinde kullanılan geleneksel alaşımlardan daha yüksek bir erime noktasına sahiptir (18). Bu durum oldukça pahalı özel döküm sistemlerini gerektirmektedir. Argon ya da helyumla vakumlanmış ortamda ya da inert atmosferde dökümün yapılması gerekir(19) (20). Dökümü gerçekleştirebilmek için hem vakum/argon basıncı, santrifüj döküm makineleri geliştirilirken, titanyum ve alaşımlarını eritmek için argon ark eritme ve indüksiyon eritme işlemleri uygulanmıştır (12).

Sabit bölümlü protetik tedavilerde Amerikan Test ve Materyaller Derneği (ASTM) sınıflamasına göre %90 titanyum, %6 alüminyum ve %4 vanadyum içeren Sınıf 4 titanyum alaşımları kullanılır. (Ti-6Al-4V). Ti-6Al-4V alaşımı hem alfa hem beta fazları içeren çift yönlü mikro yapıya sahiptir ve saf titanyumdan çok daha güçlüdür (12).

METAL DESTEKLİ RESTORASYONLARDA KULLANILAN DENTAL ALAŞIMLARIN ÜRETİM YÖNTEMLERİ

Döküm Yöntemi:

Taggart tarafından bulunmuş olan “kayıp mum tekniği” 1907’den bu yana metal altyapıların hazırlanmasında kullanılmaktadır. Yüksek altın içerikli alaşımlar üstün biyolojik uyumları ve kolay dökülebilirlikleri sebebiyle, bu teknikte kullanılan ilk alaşımlardır. Ancak pahalı olmaları sebebiyle ülkemizde yaygın olarak kullanılamamaktadır. Alternatif olarak alaşımların altın içeriği düşürülmüş (Au-Pd) ya da hiç altın içermeyen (Pd-Ag) kıymetli alaşımlar üretilmiştir. Ancak yine de maliyeti daha düşük alaşım arayışı devam etmiştir.

Bu amaçla Co-Cr ve Ni-Cr gibi kıymetsiz metal alaşımlar diğer bir adıyla baz metal alaşımlar üretilmiştir. Soy metal alaşımların dökümüne kıyasla yüksek ergime dereceleri ve dökümleri sırasında oksidasyona uğramaları sebebiyle kıymetsiz alaşımların dökümü daha güçtür; ancak baz metal alaşımlar ekonomik, kolay ulaşılabilir olması ve yüksek mekanik özellikleri sebebiyle tercih edilmektedir. Kayıp mum tekniğinde kullanılan alaşımın dökülebilirliği ve biyolojik uyumluluğu son derece önem arz etmektedir. Kıymetsiz alaşımların dökümü sırasında pürüzlü,

delikli ya da poröz dökümler elde edilebilmektedir. Restorasyonda siman aralığının, metaldeki büzülmeye bağlı olarak ayarlanmasının zor olması ve marjinal aralığın kabul edilebilir sınırların üzerine çıkması da karşılaşılan sorunlar arasındadır.

Ayrıca, baz metal alaşımların tesviyeleri ve polisajlanmaları, yüksek sertlikleri sebebiyle zordur. Bu nedenle baz metal döküm alaşımlarının zorluklarını ortadan kaldıracak alternatif yöntemlere ihtiyaç duyulmuştur(4).

Bilgisayar Destekli Üretim ve Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD/CAM)

70 yılı aşkın süredir konvansiyonel döküm yöntemleri diğer bir adıyla kayıp mum tekniği metal altyapıların üretiminde birincil üretim şeklidir (21).Ancak baz metal alaşımların sahip olduğu yüksek ergime dereceleri (1260-1430 ^{0}C) döküm aşamasında oksidasyona uğramaları gibi fiziksel özellikleri konvansiyonel döküm yöntemlerinde karşılaşılan zorluklar arasındadır. Ayrıca baz metal alaşımlarının çok sert olmaları hem dökümlerini zorlaştırmakta hem de laboratuvarda çalışma sürelerini uzatmaktadır (12)(5).

1980'lerin başlarında bilgisayar destekli tasarım (CAD, computer aided design)/ bilgisayar destekli üretim (CAM, computer aided manufacturing) döküm yönteminin zorluklarını elimine etmek için diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM yöntemi; veri toplama, veri işleme ve üretim olarak 3 unsura dayanmaktadır. Bu 3 unsura dayanarak geliştirilen sistemler sayesinde ölçü almadan, konvansiyonel yöntemlerle ölçü dökmeden ve ardından günümüzde mevcut olan birçok lazer tarayıcıdan biriyle modeli dijitalleştirmeye gerek kalmadan doğrudan ağız boşluğunun 3 boyutlu bir modelini oluşturmak mümkündür. Restorasyon üretimi bu iş akışıyla yapılabilir (22).

Bilgisayar destekli üretimler eksiltmeli ya da eklemeli imalat ile yapılabilmektedir. Eksiltme yöntemi; prefabrike bir materyalin istenilen şekle gelene kadar eksiltilmesine dayanırken, ekleme yöntemi ise 3 boyutlu (3B) objeleri oluşturmak için katman katman malzemeleri birleştirme süreci olarak tanımlanır.

Eksiltme yöntemi genellikle presinterlenmiş veya sinterlenmiş malzemeden, tasarlanan 3 boyutlu şeklin ıslak ya da kuru olarak çalışan, 3, 4 veya 5 eksenli frezeleme sistemleriyle, eksenler üzerinde hareket eden bir freze makinesinin, bloğu eksiltilmesi yöntemini içerir. Frezeleme işlemi laboratuvarda veya hasta başında yapılabilir. Restorasyonu dijital olarak tasarlamak için dijital bir dosya olan stereolitografi (.stl) kullanılır, tasarımı üretmek için bu dosya freze sistemine

gönderilir. Eksiltme yönteminde mum, polimetilmetakrilat (PMMA), kompozit reçine, yüksek performanslı polimerler, metal ve seramik bloklar materyal olarak kullanılabilir (23).

İsraf edilen hammadde, frezeleme cihazlarının kısa bir zaman içinde aşınması, seramik gibi kırılgan malzemelerin işlenmesinde mikro çatlakların oluşması, mölleme frezlerinin boyutu ve CNC makinelerinin ekseni sebebiyle küçük, detay içeren ve şekillendirilmesi güç yapıların üretimindeki problemler, eksiltme yönteminin en büyük dezavantajlarıdır (21)(24)(25).

Eklemeli üretim ise, toz ya da likit materyalin, güçlü bir lazer ışını altında, tasarım nihai şeklini alana kadar katman katman eklenmesini tanımlar. Günümüzde konvansiyonel ve eksiltmeli üretim yöntemlerinin yerini alan ve sıklıkla kullanılan bir teknolojidir. Materyal israfının olmaması, nihai üretim esnasında hata payının az olması, karmaşık ve detay içeren tasarımların öngörülebilir bir maliyetle üretilebilmesi eklemeli üretimin avantajlarındandır (23).

2008 yılında ASTM Uluslararası Teknik Komitesi F42, eklemeli üretim teknolojilerini;

- stereolitografi (SLA),
- materyal jeti (material jetting),
- materyal ekstrüzyonu (material extrusion),
- yapıştırıcı ile katmanlı imalat (binder jetting),
- toz yatağı kaynaştırma (powder bed fusion-PBF),
- tabaka yığma tekniği (sheet lamination)
- doğrudan enerji biriktirme (direct energy deposition) olarak 7 gruba ayırmıştır. Diş hekimliğinde en çok toz yatağı kaynaştırma (PBF) teknolojisi 3B metal üretimi için kullanılmaktadır. PBF teknolojileri kendi içinde; seçici lazer sinterleme (SLS), seçici lazer eritme (SLM), ve elektron ışını ile eritme (EBM) olarak 3'e ayrılmaktadır (25).

SLS; Bilgisayar Destekli Tasarım (BDT) dosyalarıyla yönlendirilen, odaklanmış bir lazer ışınının ısısı altında, çeşitli malzemelerin (polimerler, seramikler ve metaller gibi) toz katmanlarını birleştirilerek 3B cisimlerin üretilmesi şeklini tanımlanır. SLS teknolojileri için bağlanma mekanizmalarına ya da sinterlenmiş materyal çeşidine bağlı olarak birçok sınıflama bulunmaktadır; ancak

dental alanda bu sınıflama henüz yeterli netlikte değildir. Bu sebeple SLS terminolojisi; metalik olmayan materyaller, seramik ve polimerler gibi materyallerin 3B üretimini tanımlarken, DMLS ya da SLM terimleri metalik materyallerin 3B üretimi için kullanılmaktadır (13).

DMLS teknolojisi; objelerin toz partikülleri ile üretilmesini sağlayan, Ytterbium (Yb)-fiber optik lazer kullanımı ile ince tabakalar halinde metal tozlarının eritilerek ve/veya sinterlenerek birbirine kaynaşması ile elde edilen bir metal üretim teknolojisidir(26)(27). Bu teknolojinin ilk denemeleri, gözenekli, zayıf yüzey bitimleri ve uygulanan kuvvetlere karşı dayanıksız materyallerle sonuçlanmıştır. DMLS ile Co-Cr materyalinde, konvansiyonel döküm tekniği kullanıldığında ortaya çıkan büzülme problemi ve materyalin sert olması sebebiyle frezeleme sırasında karşılaşılan problemlerin üstesinden gelinmiştir. Ayrıca malzeme israfının az olması bu teknolojiyi özellikle değerli alaşımlar arasında popüler hale getirmiştir(23). Güncel DMLS teknolojileri ile, konvansiyonel döküm yöntemine göre yüksek yüzey kalitesi ve mekanik özelliklere sahip, herhangi bir şekil ve geometride olan kişiye özel karmaşık parçalar ve diğer teknolojilerle üretilmesi zor olan malzemeler üretmek mümkündür (28)(29).

Daha güçlü lazerlerin geliştirilmesi nedeniyle, SLS tekniğinde uygulanan kısmi eritme yerine tam eritme yöntemiyle metal sinterlenebilir. Bu yeni teknolojiler; metal lazer sinterleme (MLS) veya seçici lazer eritme (SLM) teknolojileri olarak adlandırılır. Üretim sırasında ortaya çıkan termal gradyanlar, üretilen materyalde yüksek iç gerilime sebep olur. Bu nedenle, üretim sonrası ikinci bir ısıl işlem gerektirir. SLM teknolojisinde metal tozlarını işlemek için kullanılan en yaygın fiber lazer 1 ya da 2 kW gücünde CO_2 lazerdir (25).

EBM teknolojileri; tozu eritmek veya sinterlemek için bir lazer ışını (60 kW) yerine, saflaştırılmış argon gazı ortamında toz katmanlarını eritmek için odaklanmış bir elektron ışını kullanır. Bu işlem sırasında, materyalde oluşacak gerilimi azaltmak için haznedeki sıcaklık 700°C' de korunur. Elektronların yayılımı için bir tungsten filament 3000°C'nin üzerinde ısıtılır. Ardından, bir katot ve anot kutupları arasında oluşan potansiyel fark sayesinde elektronlar hızlanır. Elektronları odaklamak için manyetik bobinler kullanılır ve toz yüzeyine çarpması sağlanır. Bu durumda

sürtünme yoluyla aktarılan kinetik enerji, metal tozunu eritmek için gerekli ısıyı yaratır(25).

Çeşitli PBF teknolojileri arasındaki farklar; erime sıcaklığı, enerji kaynağı, enerji gücü, lazer ışınının absorpsiyon /yansıma katsayıları, termal iletkenlik, oda koşulları ve ulaşılan sıcaklık, katman kalınlığını, materyal yönü ve tane boyutudur (25).

Manuel Tasarım ve Üretim (MAD/MAM)

Manuel Tasarım/ Manuel Üretim (MAD/MAM) en basit frezeleme işlemidir. Restorasyonun başlangıçta mum veya kompozitten modeli manuel olarak üretilir. Elde edilen model daha sonra frezeleme cihazına bağlı pantografik kolun bulunduğu makineye yerleştirilir, böylece aynı anda bir kol modeli okurken (kopyalama kolu), diğer kol (kesme kolu) restoratif materyal bloğunun frezelenmesini gerçekleştirir. Bu yöntem, yüksek hassasiyetli kopyalama olarak kabul edilir(30).

Dental laboratuvarlarda bilgisayar kullanılmadan manuel olarak yapılan bir işlemdir. MAD/MAM'in avantajları basit olması, düşük maliyet ve bilgisayar kullanımının elimine edilmesidir (31).

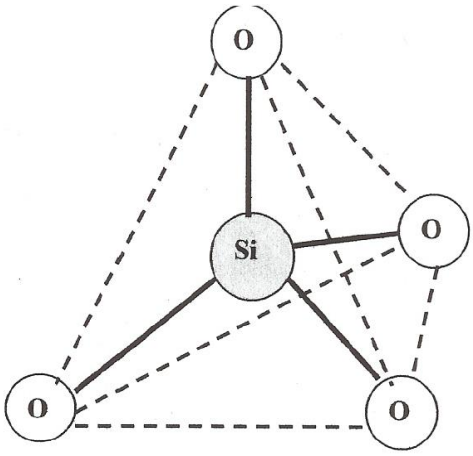
DENTAL SERAMİKLER

Dental Seramiklerin Yapısı

Diş hekimliğinde seramik, çürük, hasarlı ya da kaybedilen dişlerin rekonstrüksiyonunda kullanılan dört ana malzemeden biridir. Diğerleri metaller, polimerler ve kompozitlerdir.

Seramik kelimesi, kelimenin tam anlamıyla 'yanmış madde' anlamına gelir, yakılarak veya pişirilerek üretilen bir malzeme anlamına gelen Yunanca 'keramos' kelimesinden türetilmiştir (32).

Dental seramikler alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, zirkonyum ve titanyum gibi bir veya daha fazla metalik ya da yarı metalik elementin oksijen ile bağını içeren inorganik yapılardır (Şekil 2.4). Porselen, kaolin, kuvars ve feldisparın belli oranlarda bileşiminden oluşur.



Şekil 2.4: Silika ile dört oksijen atomunun bağı

Feldispar; porselenin cam matriks formunu sağlar. Seramiğin %80-85'ini oluşturur. Feldispar doğal bir mineraldir ve doğada 2 şekilde bulunur; potasyum alümina silikat (K_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$, lösit) yani potas formu, Soda aluminyum silikat (Na_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$, albit) ise soda formudur. Mevcut porselenlerin çoğu yarı saydamlık özelliği sebebiyle potas feldispardır. Potas, cam formunu oluşturmak için 1250 ℃'den 1500 ℃'ye ısıtıldığında kaolin ve kuartz ile birleşir (1)(32).

Feldispar; cam ve dental porselenin ham maddesidir. Düşük erime sıcaklığı sayesinde fırınlama sırasında ilk olarak feldispar erir, bu sayede matriks gibi davranır. Cam ve dental seramik arasındaki fark ise; dental seramikler lösit kristalleri içerir(1). Dental porselenin yapısında bulunan lösit kristalleri altyapı materyali ile seramik arasındaki termal uyumluluğu sağlar(33).Camsı faz porselene istenen translusensliği verirken, miktarının arttırılması porselenin kırılganlığının artmasıyla sonuçlanır. Lösit kristalleri porselenin iç yapısında oluşan çatlak oluşumlarının yönünü değiştirerek porselenin güçlendirilmesinde rol oynar(33).

Kuartz, seramiğin %15'ini oluşturur. Yüksek sıcaklıkta füzyona uğrar. Porselenin fırınlanması sırasında stabil kaldığı için porselen iskeletinin oluşmasını sağlar, porselende doldurucu görevi görür. Seramiğin pişimi sonrası büzülmeyi önler ve restorasyonun şeklinin korunmasını sağlar. Yapının bütünlüğünü ve seramik hamurunun işlenebilirliğini sağlar (1)(32).

Kaolin seramiğin %1-5'ini oluşturur. Porselene opaklığını kaolin verir ve seramiklerde sınırlı miktarda kullanılır (1)(32).

Porselen yapısında bulunan cam; yapısını, değiştiriciler; akışkanlığı arttırıp, yumuşama sıcaklığını düşürür. Renk pigmentleri ve fritler ise karakteristik gölgelendirmeler için kullanılır (32).

Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramiklerin sınıflandırılması farklı malzemelerin karşılaştırılmasında ve seramiğin anlaşılmasında faydalıdır. Klinisyen bu sayede başarıyı sağlamak adına en uygun materyal ve simantasyon protokolü hakkında karar verebilir. İdeal sınıflandırma sistemleri yeni malzemelerin kolayca eklenebileceği net gruplamalara sahip olmalıdır. Dental seramikler en kapsamlı şekilde endikasyonları ve klinik kullanımları, kompozisyonları, yapım teknikleri, fırınlama dereceleri, mikroyapıları, translusensliği, kırılma direnci, bükülme mukavemeti ve aşındırıcılıklarına göre sınıflandırılabilir (34). Sınıflandırma daraltılacak olursa; fırınlama sıcaklıkları, mikro yapıları ve yapım teknikleri olarak sıralanabilir.

1. Fırınlama derecelerine göre seramiklerin sınıflandırılması:

Üreticiler farklı ısı seramiklerini elde edebilmek için cam modifiye ediciler kullanır. Bu şekilde seramiğin fırınlama ısısı belirlenir. Seramik fırınlamasıyla ilgili birçok sınıflama mevcuttur. Ancak en çok kullanılan sınıflama; sinterleme sıcaklarına göre sınıflamadır. Seramikler fırınlama sıcaklıklarına göre; yüksek ısı, orta ısı, düşük ısı ve ultra düşük ısı seramikleri olarak sınıflandırılır (1).

A. Yüksek ısı seramikleri:

1315°C ile 1370°C arasındaki sıcaklık aralıkları 'Yüksek Eritme Seramikleri' olarak adlandırılır. Hareketli protezlerin takım dişlerinde bu porselen çeşidi kullanılmaktadır. Yüksek ısı porselenleri düşük ve orta ısı porselenlerine göre tekrarlayan fırınlamalara dayanıklıdır (35).

B. Orta ısı seramikleri:

1090°C ile 1260°C sıcaklık aralıkları 'Orta Eritme Seramikleri' olarak adlandırılır. Jaket kronlarda, köprülerde ve inleylerde kullanılır(35)(32).

C. Düşük ısı seramikleri:

870°C ile 1065°C sıcaklık aralıklarında fırınlanır, metal destekli restorasyonlarda kullanılır(35).

D. Ultra düşük ısı seramikleri:

Bu seramikler 650°C ile 850°C arasında fırınlanır. Titanyum ve alaşımlarının porselen pişiminde kullanılır (35)(32).

Seramik Yapım Teknikleri:

Seramik destekli restorasyonların başarısı fabrikasyon sürecindeki her bir aşamaya bağlıdır. Yapım aşamasında oluşan kusur ve mikro çatlaklar, ağız içi stresler sonucu seramikte kırılmalara sebep olabilir.

Feldispatik porselenler geleneksel metal destekli seramik restorasyonlarda, alümina porselenlerde (Vitadur-N, Vitadur Alpha, Hi-Ceram) ve saf alümina porselenlerde (Procera AllCeram) vibrasyonla kondanse edilip yüksek sıcaklıklarda sinterlenerek kullanılır.

Sıcakla preslenen porselenler ısıtılıp, basınç altında modele enjekte edilir ve sonrasında veneerlenir. Dicor gibi döküm porselenleri ise kayıp mum tekniği kullanılarak yapılır. Cam modelin içerisine dökülür, cam seramiğe ısıl işlem uygulanır ve gölgelendirmelerle renklendirilip, yüzey bitimi sağlanır(1)

1. Geleneksel yöntemler:

Seramik hamuru, seramik tozunun ve likitinin uygun bir kıvama gelene kadar spatül ile karıştırılması ile elde edilir (12).

Tabakalama yöntemi:

Tabakalama yönteminde seramik 3 tabaka şeklinde uygulanır. Birinci tabaka opaktır, altyapının renginin gizlenmesini sağlar. İkinci tabaka yarı şeffaf dentindir. Üçüncü tabaka ise mine seramiğidir ve şeffaftır (12).

Kondenzasyon yöntemi:

Seramik hamurunun altyapıya uygulanması sırasında su ya da likit ile karıştırılan seramik partiküllerinin mümkün olduğu kadar yoğun hale getirilmeye çalışılmasıdır.

Partiküllerin birbirine yaklaşması seramikte pişirme büzülmesini ve gözenekliliği azaltır. Tüm yüzeyde eşit bir büzülme sağlanır. Farklı boyutlarda gren (partikül) içeren tozlar, tek boyutlu gren içerenlere göre daha kolay kondanse edilir. Bu kondenzasyon vibrasyon, spatula ve fırça teknikleri ile sağlanabilir.

İlk yöntem olan vibrasyonda, seramik hamuru restorasyona uygulandıktan sonra hafifçe vibrasyon uygulanarak karışımdaki fazla suyun yüzeye çıkması sağlanır ve su kurutma kağıdı ile alınır.

İkinci yöntem olan spatula tekniğinde ise ıslak seramik hamuru bir spatula yardımıyla uygulanır ve düzleştirilir, porselende fazla su yüzeye çıkarılır.

Üçüncü teknik ise porselendeki fazla suyun kuru porselen tozları kullanılarak elimine edilmesidir. Kuru porselen tozları, ıslak porselenin üzerine serpilir ve bu sayede porselendeki fazla suyun kuru porselen tarafından emilmesi sağlanır.

Hangi teknik kullanılırsa kullanılsın porselen yığımında yüzey gerilimini su kontrol etmektedir. Bu sebeple yığma işlemi bitene kadar porselenin kurutulmamasına dikkat edilmelidir (1).

Fırınlama:

Seramik tozu bileşenlerindeki termokimyasal reaksiyonlar, tozun üretimi sırasında tamamlanmıştır. Fırınlamanın amacı; seramik tozlarını belirli bir zaman ve sıcaklıkta uygun şekilde sinterlemektir.

Seramikteki cam matriks içine gömülü lösit kristallerinde uzun süreli ve tekrarlanan fırınlamalarda değişiklik gözlenebilir. Lösit kristallerinin, cam matriksteki hacim oranı seramiğin termal büzülme katsayısını büyük ölçüde etkiler ve termal genleşme katsayısı uyumsuzluğuna sebep olabilir. Bu durum seramikte çatlak oluşumuna sebep olabilir (33).

Pişirme öncesi porselen hamuru ılık bir ortamda ön kurutmaya tabii tutulmalıdır. Islak hamur direkt olarak ısıya maruz kaldığında içindeki suyun aniden buharlaşması sebebiyle patlayabilir.

Pişirme fırınları vakumludur, bu sayede nihai restorasyondaki porözite azaltılır (1).

Soğutma:

Seramiğin pişirme sıcaklığından oda sıcaklığına kadar uygun şekilde soğutulması oldukça önemli bir konudur. Sıcaklıktaki ani değişikliklerle seramikte katastrofik kırıklar oluşur. Bu nedenle seramiğin soğutulması yavaş gerçekleştirilmelidir (1)(33).

2. “Slip-cast”/İnfiltrasyon tekniği:

Bu üretim yöntemi; poröz bir kor yapısının infiltrasyon ile üretilmesini tanımlar. Bu kor yapısı sinterlenip, lantan bazlı bir cam ile infiltre edilmiş, camsı faz ve bir kristal alt yapıdan oluşur. Kristal alt yapı, alümina (Al_2O_3), spinel ($MgAl_2O_4$) veya zirkonya-alümina (12Ce-tZP-Al_2O_3)’dan oluşabilir. Bu yöntemle üretilen restorasyonların, geleneksel üretimden daha az üretim kusurları bulunur. Bu sebeple daha dayanıklıdır(36).

Kor üzerine cam tozu uygulanır ve 3-4 saat aynı ısıda pişirilerek pöröz yapıya eriyen camın infiltre olması sağlanır. Şeffaf porselen nihai renk ve konturu sağlamak için fırınlama sonrasında kor üzerine uygulanır(1).

3. Sıcak presleme tekniği (HİP):

Kayıp mum tekniğini kullanarak, plastikleştirilmiş bir seramik ingotun ısıtılmış bir rövetman kalıba basınçla uygulanmasıdır. Bu işlem için başlangıçta yüksek miktarda lösit içeren veya optimal preslenebilir seramikler kullanılmıştır. 2006 yılında, lityum disilikat içerikli porselenler kullanılmaya başlanmıştır. Yaygın olarak kullanılan bir teknik, restorasyonun tam konturda mum modelajının yapılmasını ve ardından sıcak basınçla seramik ingotunun uygulanmasını içerir. Restorasyona son konturu vermek için çeşitli insizal seramikleri uygulanır. Pişirme döngüsü sırasında büzülme göz önünde bulundurularak seramik hacimli olarak şekillendirilir (36).

4. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM-BDT/BDÜ):

CAD/CAM teknolojisi, tam konturlu bir restorasyonun ya da tek veya çok üniteli bir restorasyonun bir bilgisayar tarafından taranmasına, tasarlanmasına ve frezelenmesine izin vererek işlenebilir. Üretimde iki yöntem mevcuttur.

İlk ve daha yaygın olarak kullanılan yöntem ise seramik bloğun frezelendiği eksiltmeli yöntemdir. Eksiltmeli CAD/CAM üretim yöntemleri için mevcut malzemeler arasında silika bazlı seramikler, infiltrasyon seramikleri, lityum disilikat seramikler ve oksit yüksek performanslı seramikler yer alır. Hazır bloklar halindeki seramikler bilgisayar kontrolünde işlenir. Seramik bloklar, yapılacak olan restorasyonun büyüklüğüne göre farklı boyutlarda seçilebilir. Zirkonya bloklar, kolay işlenebilmeleri için yarı-sinterlenmiş bloklar halinde kullanıldığında işlem sonunda sinterleme yapılır; tam sinterli zirkonya bloklarda ise işlem tekniği ve daha sık ekipman eskitmesi ve işleme sırasında faz değişimlerinin olması nedeniyle kullanılmamaktadır. Zirkonya bloklarlarda frezeleme işlemi sırasında gerçekleşen mikro çatlaklar restorasyon bitiminde kırıklarla sonuçlanabilir (1)(23)(37).

Diğer bir yöntem ise eklemeli üretimdir, ancak seramiklerin yüksek erime sıcaklığından kaynaklı bu üretim tekniği zordur ve seramikte artmış porözite ve çatlaklarla sonuçlanır. Bu teknik aynı zamanda hızlı prototipleme olarak da adlandırılır (23)(36). Zirkonya bloklarda kullanılan eksiltme yöntemi ile ortaya çıkan

mikro çatlakların önüne, zirkonya restorasyonların eklemeli imalat ile üretimi yapılarak önüne geçilmeye çalışılmıştır. Son yıllarda bu teknoloji kullanılarak zirkonya içerikli seramikler üretilmiş ve geleneksel üretimlerle karşılaştırılabilecek mekanik özellikler göstermiştir (23)(37).

Metal-Porselen Bağlantısı

Metal destekli seramik restorasyonlar, seramiğin estetik özellikleri ve metal altyapı materyalinin iyi mekanik özelliklerinin birleşimidir. Sabit protetik restorasyonların başarısında metal-seramik bağlantısı büyük önem taşımaktadır(38). Metal destekli seramik (MDP) restorasyonlarda porselende gerçekleşen kırılmalar hem klinikte hem de laboratuvarda maliyetli ve zaman alıcı bir problemdir. MDP'lerde seramikte yaşanan "chipping"oranı %2,3 ila %8,5-7 arasında değişir (39).

Seramik ve metal arasındaki bağlanma, mekanik kuvvetler, Van der Waals kuvvetleri, oksitlerin bağlanmasıyla gerçekleşen kimyasal bağlanma ve genleşme katsayılarının uyumsuzluğu ile sağlanan sıkıştırma bağlanma mekanizmaları ile gerçekleşir.

Metal ve seramik arasındaki bağ kuvvetini geliştirmek için, seramik tarafından metalin ıslanabilirliğini arttırmak ve ayrıca oksit tabakasını kontrol etmek amacıyla bir takım yüzey işlemleri uygulanabilir. Bu işlemlerden en çok uygulananlardan bazıları; seramik uygulamasından önce metalin ön oksidasyonu, bağlantı ajanlarının kullanımı, alüminyum partikülleri ile kumlama, ısıl işlem uygulanması, elmas ya da karbür frezlerle altyapının aşındırılmasıdır (40).

1. **Mekanik bağlanma:**

Mekanik bağlanma metal altyapıdaki düzensiz alanlara seramiğin tutunması ile sağlanır (38).Alaşım yüzeyindeki düzensiz alanlara seramik tutunur ve bu durum alaşımın reaksiyona girme özelliğini arttırırken aynı zamanda baz metal alaşımın seramik tarafından daha fazla ıslanmasını sağlar(41).

Mekanik bağlantıyı sağlamak için yüzey alüminyum partikülleri ya da frezlerle aşındırılır. Alüminyum partikülleri ile aşındırma en sık kullanılan yöntemdir. Yapılan aşındırma ile metaldeki oksit tabakasının kalınlığı değişir ve bu durum seramik-metal bağlantısını doğrudan etkiler. Oluşturulan düzensiz alanlara opak porseleni mekanik olarak kenetlenir. Opak dental seramiğin viskozitesi,

seramiğin fırınlama sıcaklığında oluşan bu mikroskobik çukurcuklara akabileceği kadar düşüktür (12)(42).

Dental seramik metale bağlanmak için pürüzlü yüzeylere ihtiyaç duymaz, iyi polisajlanmış yüzeylere de tutunabilir, ancak yüzey pürüzlülüğü tutunma kuvvetini arttırır (1). Mekanik bağlanma uygun metal altyapı tasarımı, altyapı üzerine pişirilen seramik kütlesi ve kalınlığından etkilenir(43).

2. Kimyasal bağlanma:

Metal alaşımdaki oksit formundaki bileşenlerin, metal yüzey üzerinde uygun kalınlıkta bir oksit tabakası oluşturup seramikle yaptığı bağlantı kimyasal bağlanma olarak tanımlanır. Bu bağlantı oksijen elektronlarının transferiyle oluşmaktadır. Kimyasal bağlar bağlanma direncinde en önemli rolü üstlenir.

Oluşan oksit tabakasının kalınlığı önemlidir, kalın bir oksit tabakası metal-seramik bağlantısında boşluklara sebep olacak ve bağlantıyı olumsuz etkileyecektir, oksidin kalitesi ve bu oksidin metal alt katmana yapışması en önemli faktörlerdendir (43)(1).

Metal-seramik arayüzünde oluşan oksit tabakası kontrol edilmeye çalışılmıştır. Örneğin Mclean ve ark. göre ara yüzde oluşan Cr_2O_3, Co-Cr ve seramik arasındaki bağlantıyı CTE değerini düşürerek kötü yönde etkilerken, Cr kalın bir oksit tabakasını engelleyerek bağlantı direncinin düşmemesini sağlar. Işıl ve ark. göre alaşım yüzeyini silisyum ile kaplama bağlantı direncini arttırmaktadır. Co içeren alaşıma Si ilavesiyle oksit oluşumu engellenir ve esas olarak Cr_2O_3'ten oluşan homojen bir oksit filminin oluşması ile sonuçlanır. Wang ve ark. yaptıkları çalışmada Si_3N_4 ve Cr kaplamasının oksit tabakasını kalınlığını azaltarak daha güçlü bir metal-seramik bağlantısıyla sonuçlandığını bulmuşlardır. Bu sebeple seramik üreticileri çeşitli içeriklerde bağlantı ajanları önermişlerdir. Bağlayıcı ajanlar, seramik ve metal arasında kimyasal bir köprü görevi görür. Metal ve seramik arasında oluşan boşluklara, bağlantı ajanı diffüze olur ve bağlantıyı arttırır(40) (43) (44).

Önerilen bağlantı ajanlarının içeriğinde genellikle silisyum (Si) ve titanyum (Ti) bulunur. Si ve Ti elementi metal yüzeyinde oksijen tutucu olarak davranır ve alaşım yüzeyinde kalın bir oksit tabakası birikimini engeller. Örneğin; Ti elementi ve seramikte bulunan Si elementi kimyasal bir reaksiyonla girer ve Ti_5Si_3O fazını oluşturarak seramik-metal arasında adhezyonu sağlar. Bu şekilde Ti metal-seramik bağlantısında kimyasal köprü görevi görür ve bağlantı direncini arttırır (43).

3. Sıkıştırma bağlanma mekanizması:

Veneer seramiğin likit fazının sinterlenmesi sırasında oluşan termal bileşenlerin etkisi ve altyapı materyali ile veneer seramik arasındaki termal ekspansiyon farkı sayesinde oluşur.

Genel olarak seramiğin termal genleşme katsayısı 13.0-14x$10^{-6}/^{0}$C iken kullanılan metalin 13.5-14.9x$10^{-6}/^{0}$C'dir. Altyapı materyalinin, veneer seramikten daha yüksek termal genleşme katsayısına sahip olması pozitif bir termal uyumsuzluk sağlar. Bu durumda oluşan sıkıştırıcı kuvvetler sayesinde çatlak oluşumu azaltılır ve yayılımı da engellenir. Ancak artan termal uyumsuzlukla seramikte oluşan stresler artarak seramikte başarısızlığa sebep olacaktır. Bu sebeple stres oluşumunun kontrolü önemlidir(45).

Değerli olmayan metal alaşımlar ve seramik arasındaki termal genleşme katsayısı farkı bağlantı ajanları kullanılarak dengelenebilir (43).

Gerilim profilini etkileyen ikinci parametre termal gradyanlardır. Termal gradyanlar soğutma hızı, materyal kalınlığı ve iletkenliğinden etkilenmektedir. Seramik kalınlığının çatlak uzunluğuna olan etkisi sınırlıyken, kor kalınlığının etkisinde anlamlı farklılık görülmektedir (43)(45)(46).

4. Van der Waals kuvvetleri:

Bağlantıyı sağlayan fiziksel çekim kuvvetleri Van der Waals kuvvetleri olarak adlandırılır. Birbirine yaklaşan iki atom arasında elektrostatik reaksiyon sayesinde moleküler çekimle oluşan bir bağlantıdır. Metal seramik arasındaki bağlantıda rolü azdır, daha çok kimyasal bağlantıyı destekler. Metal yüzeyinin seramikle ıslatılabilmesi sonucu oluşur. Bu bağlamda temas açısı önemlidir, temas açısının azalması ıslanabilirliği arttırır. Temas açısının kontrolü metal yüzeyinin hazırlanmasıyla sağlanabilir (1).

Metal-seramik bağlantısında başarıyı etkileyen faktörler

Metal destekli seramikte oluşan kırık, restorasyonun değişimine sebep olabilir. Ağız içi tamirin mümkün olmadığı kırıklarda, restorasyonun değişimi hekim ve teknisyen için zaman alıcı, hasta için çoğu zaman ekonomik olmayan bir yoldur.

Metal destekli restorasyonlarda, seramikte gerçekleşen çatlak oluşumu ve kırıkların 5 yıllık sağ kalımda %4 oranla gerçekleştiği gözlenmiştir (45). Bu başarısızlıklar; seramik kütlesine ya da metal altyapıya bağlı faktörler olabilir.

Metal altyapıya bağlı faktörler:

Co-Cr altyapı materyalinde üretim şekli, farklı seramik ve altyapı kalınlığı, soğutma protokolleri, uygulanan yüzey işlemlerinin metal-seramik bağlantısını etkilediği bilinmektedir (13)(33)(43).

Alt yapı materyali ile seramik arasındaki termal genleşme katsayısının uyumsuzluğu, kaplama seramiğinin alt yapıyı tam olarak ıslatamaması, yanlış tasarlanmış alt yapılar ve uygun olmayan pişirme koşulları sebebiyle metal-seramik bağlantısında başarısızlıklar bildirilmiştir (9). Çalışmalar üretim yönteminin, metal-seramik bağlantı direncini etkilemediğini gösterirken (13)(47)(48) (39)(49)(50);Kaleli ve arkadaşları DMLS ile üretilen numunelerde metal-seramik bağlantı direncini daha yüksek bulmuştur (51).

Konvansiyonel döküm yöntemiyle üretilmiş Co-Cr altyapılar üzerinde farklı seramik kalınlıkları uygulandığında seramik yüzeyinde oluşan rezidüel gerilmeler değişmemiştir.(46) Kıymetli metal alaşımlarda da toplam restorasyon kalınlığı ve kaplama seramik kalınlığı çatlak uzunluğunu etkilemezken, altyapı kalınlığının artmasıyla seramik içinde oluşan çatlak uzunlukları artar (45).

Altyapı materyalinin sinterleme süresindeki farklılıklar, metal ve seramikteki termal genleşme katsayılarındaki uyumsuzluk metal-seramik bağlantısını etkiler. Seramik pişimi sonrası soğuma sırasında metal orijinal boyutuna dönmeye çalışır, metalin genleşmesi porseleninkinden biraz daha fazla seçildiğinden metal daha çabuk büzülür ve sonuçta metal gerilim, seramik ise baskı altında kalır. Bu uyumsuzluk seramikte çatlak oluşumunu engeller. Ancak seramiğin termal genleşme katsayısı metalden çok daha fazla düşük olursa, metal-seramik ara yüzünde çatlaklar ve başarısızlıklar gözlemlenir(1)(33).

Seramik pişimi sonrası, kütlenin nasıl soğutulduğu da önemlidir. Yavaş soğutma protokolü ile seramiğin mekanik özellikleri iyileştirilir, bu sayede porselende oluşacak çatlak ve kırıkların önüne geçilir (33).

Metal altyapının seramikle daha iyi ıslanabilmesi için kumlama ya da frezlerle metal yüzeyinde aşındırma yapılabilir. Bu sayede metaldeki oksit

tabakasının kalınlığı değişir ve oluşturulan mikro çukurcuklarla metal- seramik bağlantısı arttırılır(42)(43).

Altyapı yüzeyinde oluşan oksit tabakasının kalınlığı bağlantıyı etkilemektedir. Seramik-metal bağlantısını olumsuz etkileyen oksit tabakası kontrol altında tutulmalıdır. Yapılan çalışmalar bağlantı ajanı kullanımının metal-seramik bağlantı direncini arttırdığını göstermiştir (43).

Porselen üst yapıya bağlı faktörler:

Seramik camsı faz içerisine gömülü lösit kristallerinden oluşmaktadır. Camsı faz translusentliği sağlarken, lösit kristalleri mekanik özelliklerin geliştirilmesine yardımcı olur. Lösit faz seramik ve metal arasındaki termal uyuma yardımcı olur. Lösit kristalleri seramiğin fırınlanması sonrası soğutma hızından etkilenmektedir. Soğutma protokolüne bağlı olarak seramikte oluşan gerilim kuvvetlerinin değiştiği gözlemlenmiştir. Literatür yavaş soğutma protokolünü önermektedir (33).

Seramik içinde bulunan çatlaklar, kopingin ıslanabilirliği ve seramikle altyapı arasındaki bağlanma, başarısızlıklarda önemlidir. En çok karşılaşılan sebep ise seramik içindeki çatlaklardır. Seramik yüzeyinde çok sayıda küçük çizik ve kusurlar bulunur. Bu yüzey kusurları, keskin çentikler gibi davranır ve seramiğin dayanıklılığını azaltır. Seramik düşük gerilim streslerine bile dayanamaz. Özellikle posteriorde çok üyeli metal destekli sabit restorasyonlarda bu çatlakların varlığı, restorasyonun başarısızlığı ile sonuçlanır. Seramik uygulamasında yapılan teknik hatalar da dayanıksız seramik kütlesine sebep olur (52).

Seramik içerisinde yapısal olarak bulunabilen bu mikro çatlaklar metal-seramik arasındaki termal genleşme katsayısı farklılıkları nedeniyle porselenin kondenzasyonu, erimesi ve sinterlenmesi sırasında da oluşabilmektedir (53).

Tekrarlanan fırınlamalar da seramiğin metale olan bağlantısını olumsuz yönde etkilemektedir. Tekrarlanan fırınlamalar ile seramiğin termal genleşme katsayısında artış gözlenir. Bu durum, oluşan lösit kristalleriyle bağlantılıdır. Yapılan in vitro testler tekrarlanan fırınlamaların metal-seramik bağlantısını etkilemediği yönünde olsa da teorik ve klinik anlamda olumsuz etkisi bilinmektedir (53).

Metal-seramik bağlantısında başarısızlık tipleri:

Chung ve Hwang (1997), metal destekli seramik restorasyonlarda kırıkları üç sınıfa ayırmıştır. Bunlar;

(1) kaplama seramiği içinde meydana gelen kırıklar,

(2) metal-seramik bağlantısında meydana gelen ve metal altyapının açığa çıktığı porselen kırıkları,

(3) metal-seramik bağlantısında meydana gelen ve büyük oranda metalin açığa çıktığı seramik kırıklarıdır.

O'Brien ise metal-porselen bağlantısındaki başarısızlıkları farklı şekilde sınıflamıştır (Şekil 2.5);

Tip I. Metal-seramik arasında gerçekleşen adeziv kırıklar,

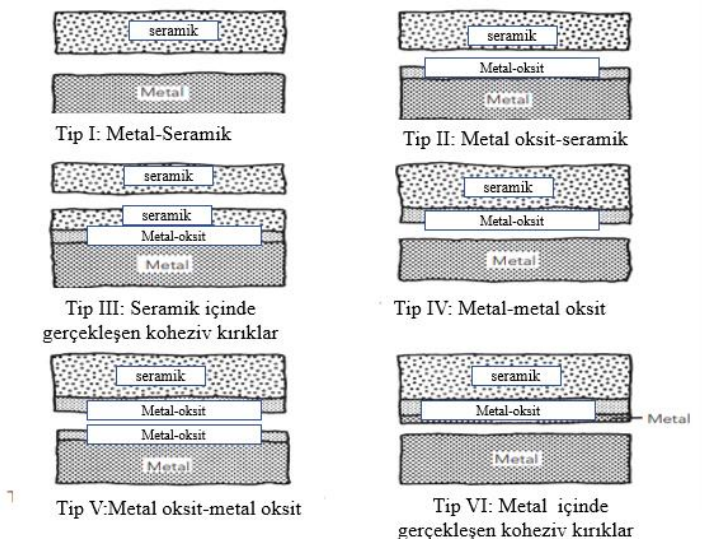
Tip II. Metal oksit tabakası-seramik arasında gerçekleşen kırıklar,

Tip III. Seramik yapı içindeki koheziv kırıklar,

Tip IV. Metal altyapı ve metal oksit arasında gerçekleşen kırıklar,

Tip V. Metal oksit tabakası içerisinde gerçekleşen kırıklar,

Tip VI. Metal içinde koheziv kırıklardır.

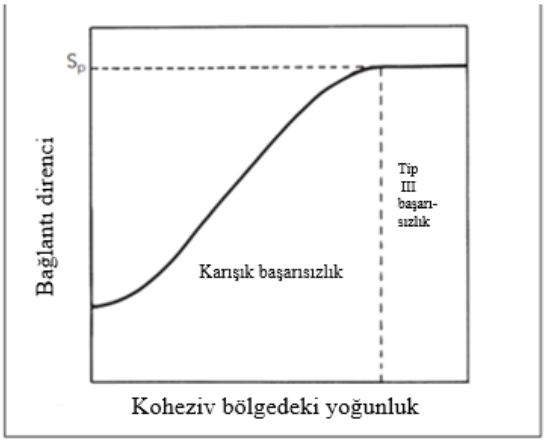


Şekil 2.5: Metal-seramik bağlantısında gerçekleşen başarısızlık tipleri

Tip I başarısızlık, alaşım yüzeyinde kalın, saf altın kaplama ajanı kullanıldığında görülebilir. Bu ajan, güçlü bağlantı için gerekli olan eser metal oksit tabakasının oluşumunu engeller. Tip V başarısızlık ise kalın bir oksit tabakası oluşumunda gözlemlenir, bu durumda ince bir bağlantı sınırı oluşur ve güçlü bir bağlantı oluşmaz. Oluşan başarısızlığın çeşidi kullanılan materyalin yoğunluğuna bağlıdır (Şekil 2.6). Seramik yoğunluğu bağlantı direncini aşana kadar karışık tipte kırıklar görülürken, aştığı zaman koheziv kırıklar gözlemlenir (10)(54).

Baz metal alaşımlar ve seramik bağlantısında genellikle karışık tipte başarısızlık görülür. Bazı çalışmalarda SLS yöntemiyle üretilen altyapılarda adeziv

kırılmaların olduğu karışık tipte kırıklar olduğunu bildirirken, bazılarında koheziv kırıklar yoğunluktadır. Adeziv kırıklar seramik-metal bağlantısının yüksek olduğu durumlarda görülür, koheziv kırıklarda ise seramik-metal bağlantısı nispeten düşüktür(47)(55).



Koheziv bağlantı bölgesindeki yoğunluk ve bağlantı direnci arasındaki ilişki

Şekil 2.6: Materyal yoğunluğu ve gerçekleşen kopma tipleri arasındaki ilişki

Metal seramik bağlantısını incelemede kullanılan testler:

İn vivo testler diş hekimliğinde önemli bir yere sahiptir; ancak bu yapılan testler, ağız içerisinde birçok farklı stres faktörünün bulunması sebebiyle doğru sonuca ulaşılamayabilir. Teknolojinin ilerlemesi ve güncel bağlayıcı ajanların hızlı gelişimi ve ideal ürün arayışının hala sürmesi sebebiyle in vitro bağlanma dayanımı testlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Ara yüzey bağlanma dayanımı kuvvetini ölçmede birçok test methodu kullanılabilir. Yapıştırılan alanın boyutları kullanılarak, bağlanma dayanımı testleri makro (4-28 mm^2) veya mikro (yaklaşık 1 mm^2) yapılabilir. Ara yüze çekme ya da makaslama kuvvetleri uygulanır (55).

Bu testler; Makro Makaslama (shear), Makro Çekme (tensile) , “Push-out”, Mikro Makaslama (micro shear), Mikro Çekme (micro tensile) olarak sınıflandırılır. Bu testler evrensel test cihazları (Universal Test Machine- Instron, Norwood, Massachusetts, ABD) kullanılarak yapılır.

Bu tanımlanan test yöntemleri arasında sıklıkla kullanılan Lenz ve ark. tarafından önerilen ISO 9693:1999’da önerilen 3 nokta bükme testidir. Bunun sebebi

numune hazırlanışının kolay olması, bağlantı direncinin kolay ölçülebilmesi ve basit bir test cihazının kullanılmasıdır (1).

3 nokta bükme testinde numunenin üst yarısı kompresif kuvvetlere maruz kalırken alt yarısı gerilim kuvvetlerine maruz kalır. ISO 9693'e benzer şekilde test düzeneği kullanılan bir diğer standart ise ANSI/ADA 38'dir (55)(56).

Bu test tekniğinde, metalin eğilme hareketiyle seramik ile metal arasındaki bağ kuvveti değerlendirilmektedir. ISO 9693 kriterlerine göre minimum kabul edilebilir seramik-metal bağlanım değeri 25 MPa 'dır; ancak bazı kaynaklar in vitro metal-seramik dayanımını azami sınırını 51 MPa olarak bildirmiştir (1).

Literatür incelendiğinde, farklı üretim yöntemleriyle üretilen altyapıların seramikle olan bağlantısını 3 nokta bükme testiyle değerlendiren bir çok çalışma mevcuttur; bazı çalışmaların sonuçları birbiri ile uyumludur ve bağlantı dirençleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ; ancak Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada SLS tekniğiyle üretilen altyapıların seramik bağlantısını daha yüksek bulunmuştur (13)(55)(49).

Seramik-metal bağlantı direncine makaslama bağlanma dayanım testi ile de bakılabilmektedir. Özellikle konnektor veya gövde gibi metal kalınlığının fazla olduğu bölgeler ve metal bükülmesinin en düşük seviyede olduğu alanlardır. Bu alanlarda metal-seramik ara yüzeyindeki bağlantı, makaslama bağlanma dayanımı testi ile değerlendirilebilmektedir (55).

Literatür incelendiğinde, makaslama bağlantı direnci kullanan araştırmalar görülmektedir(47)(55)(56) (50). Makaslama bağlantı direnci ölçümü için numuneler genellikle silindir şeklinde hazırlanır; ancak Tripathi ve arkadaşları ANSI/ADA 38'e benzer şekilde numune dizaynıyla, makaslama bağlantı direnci bakmışlardır.

Seramik-metal bağlantı direnci ölçümünde elde edilen değerler uygulanan test yöntemine göre farklılık gösterebilmektedir. Bu noktada uygun test yöntemini seçmek önemlidir(1)(55).

Bağlanma dayanımının test edildiği örneklerde meydana gelen kopma tipleri belirlenebilir. Test sonrasında oluşan başarısızlıklardaki kopma yüzeyleri görsel olarak ya da SEM mikroskobu kullanılarak incelenebilir. Kopma tipleri, meydana gelme şekillerine göre; adeziv, koheziv veya karışık başarısızlık olarak değerlendirilir.

Diş hekimliğinde yüzey incelemesi ışık mikroskobu ya da yüzeyin daha ayrıntılı görüntüsünü sağlayan, taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak yapılabilir. SEM mikroskobunda yüzeye elektron gönderilmesi ve yüzeyin bu elektronları saçması sayesinde görüntüler elde edilir. Doğru verilerin alınabilmesi için incelenen yüzeyin iletken olması gerekir. İletken olmayan yüzeyler 20–1000 nm kalınlığında altın (Au) veya karbon (C) ile kaplanır (57).

Elemental analiz ile materyalin element içeriği belirlenir. SEM cihazına bağlı XRF (X-ray Fluorescence) birimi kullanılır. Hızlandırılmış elektronlar materyalin atom çekirdeğine yakın elektronlar koparır, koparılan atomların yerine üst segmentte bulunan atomlar yerleşir. Bu sırada X ışını yayılımı gerçekleşir. Yayılan X ışını elemente özgüdür ve yarı iletken dedektörle tanımlanır. Atom numarası 13'ten küçük elementlerde doğruluk azalır(57).

Çalışmamızın hipotezinde; metal porselen bağlantısında üretim yönteminin sonucu etkilemeyeceği, bağlantı ajanının ve soğutma protokolünün bağlantıyı arttıracağı, metal kalınlığı arttıkça bağlantının azalacağı düşünüldü.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma, Sağlık Bilimleri Üniversitesi (SBÜ) Diş Hekimliği Fakültesi/ Gülhane Yerleşkesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, SBÜ Gülhane Medikal Tasarım ve Üretim Uygulama ve Araştırma Merkezi (METÜM), Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Araştırma Laboratuvarı, Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı Uygulama Araştırma Merkezi ve As Diş Laboratuvarı'ında gerçekleştirildi.

Çalışmada sabit protetik tedavilerde güncel olarak uygulanan Co-Cr alt yapı materyali kullanıldı. Konvansiyonel döküm (kontrol grubu), DMLS(çalışma grubu) yöntemleri ile altyapılar üretildi. Konvansiyonel döküm yöntemiyle üretilen altyapılar dikdörtgenler prizması şeklinde ANSI/ADA 38 spesifikasyonuna göre (20 mm uzunluk,5 mm genişlik,3 mm kalınlıkta), DMLS yöntemiyle üretilen altyapılar ise üç farklı kalınlıkta (2 mm kalınlık,3 mm kalınlık,4 mm kalınlık) ve yine dikdörtgenler prizması şeklinde (20 mm uzunluk,5 mm genişlik,2/3/4 mm kalınlıkta) üretildi.

DMLS yöntemiyle üretilen numunelerin yarısına seramik uygulaması öncesi bağlantı ajanı (VITA NP BOND, Vita-Zahnfabrik, Almanya) uygulandı. Tüm numunelere ANSI/ADA spesifikasyonuna göre 8 mm uzunluk,3 mm genişlik,1 mm kalınlıkta seramik (VMK Master, Vita-Zahnfabrik,Almanya) pişirildi. DMLS yöntemiyle üretilen numunelerde seramik pişirilmesi sonrasında 2 farklı soğutma protokolü uygulandı. Bu uygulama sonrasında metal-seramik arasındaki bağlantı direnci Universal Test Cihazı'nda (Instron) incelendi.

Bağlantı ajanı kullanılan numuneler, ajan kullanımından önce ve sonra enerji dispersiv spektrum (EDS) elemental analizine tabii tutulmuştur. Başarısızlığa uğrayan numuneler optik mikroskopta (x8 büyütme) ile görüntülendi. Her bir alt gruptan makaslama bağlantı testi öncesinde, randomize örnekler seçilerek hassas kesitler alındı ve metal-seramik bağlantısının özellikleri SEM-EDS analizi ile incelendi.

Bu çalışmada başarısızlıklar adeziv (metal ve seramik arasında), koheziv (tamamen seramikte/metalde gerçekleşen) karışık (hem seramik hem de metal-seramik ara yüzeyinde gerçekleşen) olarak sınıflandırıldı.

Çalışmada kullanılan metal alt yapı materyalleri ve üretim yöntemleri tablo 3.1'de, kullanılan porselen materyali ve bağlantı ajanı tablo 3.2'de, oluşturulan deney grupları ve örnek sayıları tablo 3.3'te gösterilmiştir.

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan dental metal alt yapı materyalleri ve üretim yöntemleri

Deneysel alt yapı materyali	Içerik	Üretim şekli	Marka ve üretici firma
Co-Cr	Co %63.9 Cr %24.7 W %5.4 Mo %5.0 Si %1.0	DMLS	Mediloy S-Co, Bego, Bremen, Almanya
Co-Cr	Co %63.3 Cr %24.8 W %5.3 Mo %5.1 Si %1.0 Ce	Konvansiyonel döküm	Wirobond C, Bego, Bremen, Almanya

Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan seramik materyalleri ve bağlantı ajanı

	Bağlantı ajanı	Seramik
Co-Cr DMLS	VITA NP Bond	VITA VMK Master Baz pasta, opak kristali Pasta opak, opak kristali Dentin porseleni
Co-Cr Döküm	Kullanılmadı	

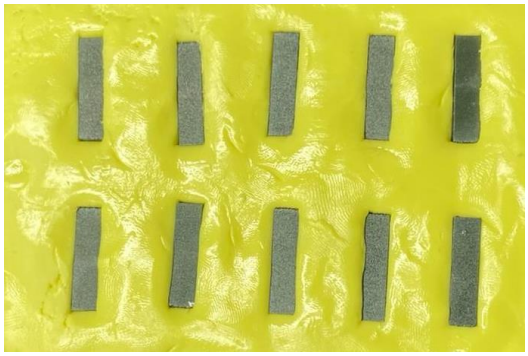
Tablo 3.3: DMLS için oluşturulan deneysel gruplar ve örnek sayıları

	Kalınlık	Bağlantı ajanı uygulama	Uygulanan soğutma protokolü	Sayı
Co-Cr Döküm	3 mm	Uygulanmadı	Yavaş	10
Co-Cr DMLS	2 mm	Uygulandı	Normal	10
Co-Cr DMLS	2 mm	Uygulandı	Yavaş	10
Co-Cr DMLS	2 mm	Uygulanmadı	Normal	10
Co-Cr DMLS	2 mm	Uygulanmadı	Yavaş	10
Co-Cr DMLS	3 mm	Uygulandı	Normal	10
Co-Cr DMLS	3 mm	Uygulandı	Yavaş	10
Co-Cr DMLS	3 mm	Uygulanmadı	Normal	10
Co-Cr DMLS	3 mm	Uygulanmadı	Yavaş	10
Co-Cr DMLS	4 mm	Uygulandı	Normal	10
Co-Cr DMLS	4 mm	Uygulandı	Yavaş	10
Co-Cr DMLS	4 mm	Uygulanmadı	Normal	10
Co-Cr DMLS	4 mm	Uygulanmadı	Yavaş	10
			Toplam	130

ÇALIŞMADA KULLANILAN ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

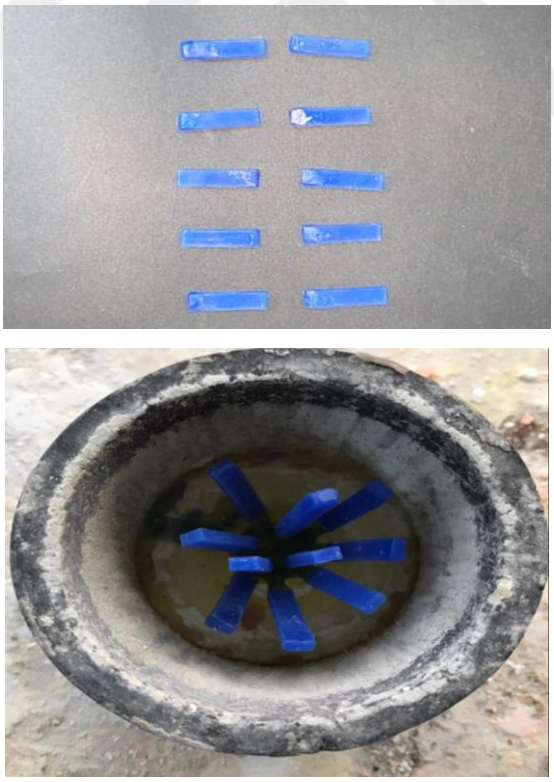
Döküm Co-Cr Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılacak olan dikdörtgen prizması şekli ANSI/ADA 38 spesifikasyonuna benzer şekilde 20x5x3 mm^3 boyutlarında üretildi. Standardizasyonu sağlamak için, üretilen DMLS örneklerin silikondan kalıbı çıkarıldı (şekil 3.1).



Şekil 3.1: konvansiyonel döküm örnekler için yapılan silikon kalıp

Hazırlanan silikon kalıp içindeki negatif boşluklara sert mavi modelaj mumu (Bego,Bremen,Germany) bir spatül yardımı ile ısıtılıp damlatıldı. Mumun sertleşmesinden sonra silikon kalıptan mum örnekler çıkartıldı. Dikdörtgenler prizması şeklinde 10 adet mum örnek hazırlandı. Üretilen mum örnekler tijlenerek rövetmana alındı (şekil 3.2).

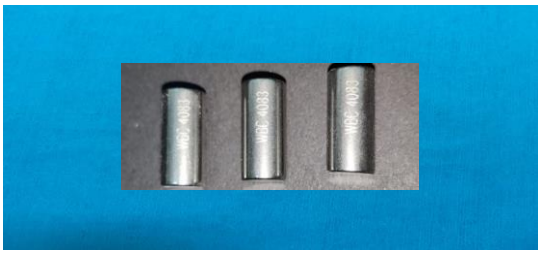


Şekil 3.2: Mum modelajlar ve mum örneklerin rövetmana alınma hazırlığı

Plastik döküm konisine tijler bağlandı ve mum örneklerin yüzeyine ıslanabilirliği arttırmak için alkol sıkıldı. Co-Cr döküm örnekler için üretici firma

önerileri doğrultusunda (100 gr toz / 15 ml likit) fosfat bağlı rövetman (Bellavest SH, Bego, Bremen, Almanya) hazırlandı. Mum modellere hazırlanan rövetman bir fırça yardımıyla sürüldü ve vibratör üzerinde manşetin tamamı rövetmanla dolduruldu. Manşet oda sıcaklığında 40 dakika bekletildi.

Rövetman sertleştikten sonra kalıptan çıkarıldı ve manşet ön ısıtma fırınına yerleştirildi. Manşet 250 ℃'de 1 saat bekletildikten sonra fırının sıcaklığı 950 ℃'de 15-20 dakika kadar tutulan manşet maşa yardımıyla fırından çıkarıldı. Isınan rövetman soğumadan metal çekirdekler döküm potasına yerleştirildi. Çalışmada Wirobond C (Bego, Bremen, Almanya) döküm çekirdekleri kullanıldı (şekil 3.3).



Şekil 3.3: Kullanılan döküm çekirdekleri

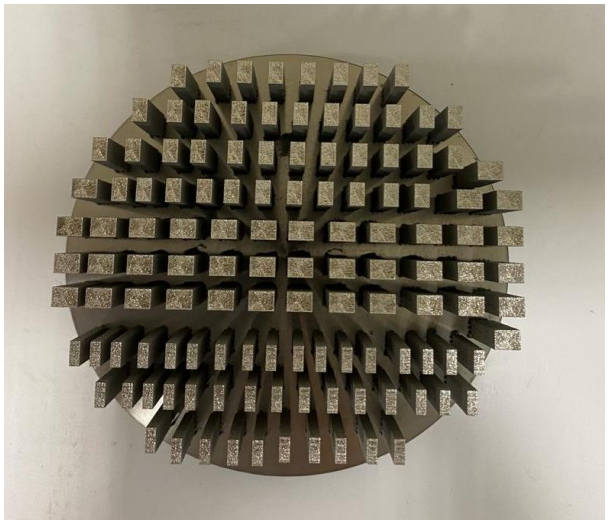
Döküm işlemi indüksiyon cihazında gerçekleştirildi. Döküm işleminden sonra rövetman oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Soğuyan kalıplar kırılarak metal modeller elde edildi. Döküm örneklerin üzerindeki rövetman artıkları, su altında fırça ile yıkandı, Her bir tij kesilerek dikdörtgenler prizması örnekler elde edildi. Elde edilen örneklerin taş frezle hassas bir şekilde tesviyesi yapıldı. Dijital kumpas yardımı ile uzunluk ve kalınlıkları ölçülüp örneklerin kontrolleri yapıldı. Hatalı örnekler çalışma dışı bırakılarak yeniden üretildi.

DMLS Örneklerin Hazırlanması

Dikdörtgen prizması şeklindeki örneklerin tasarım işlemi bilgisayar ortamında, tasarım programı (Materialise, 3-matic, Belgium) ile gerçekleştirildi. Oluşturulan veriler stereolitografi (.stl) verisi olarak üretim kısmına aktarılarak eklemeli imalat yöntemiyle lazer metal sinterizasyon cihazı ile (Sisma; Mysint100) Co-Cr metal alaşım tozundan (Mediloy S-Co, Bego, Bremen, Almanya) üretildi. Üretim 7 m/s tarama hızı ile 200 W'lık güce sahip yittrebium (Yb)-fiber optik lazer ile 35µm katman kalınlığında üretildi (şekil 3.4)(şekil 3.5).



Şekil 3.4: DMLS cihazı



Şekil 3.5: 3 farklı kalınlıkta üretilen DMLS örnekler

DMLS cihazından “support” adı verilen ince desteklerle metal tabla üzerine bağlı olarak çıkan Co-Cr örnekler, normalizasyon işlemi (ikincil sinterleme) için aynı tabla ile oksijen atmosferindeki ısıl işlem fırınına konuldu. Normalizasyon işlemi uygulanan fırının sıcaklığı 650 ℃’den başlatılıp 12 dakikada 800 ℃’ye çıkartıldı. 800 ℃’de 15 dakika bekledikten sonra, 15 dakikada 550 ℃’ye kadar soğutuldu. Sonrasında örnekler fırından çıkarılarak oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı.

DMLS cihazında üretilip ısıl işlem uygulanan örneklerin taş frezle tesviyesi yapıldı. Dijital kumpas yardımı ile uzunluk ve kalınlıkları ölçülüp örneklerin kontrolleri tamamlandı. Hatalı örnekler çalışma dışı bırakılarak yeniden üretildi.

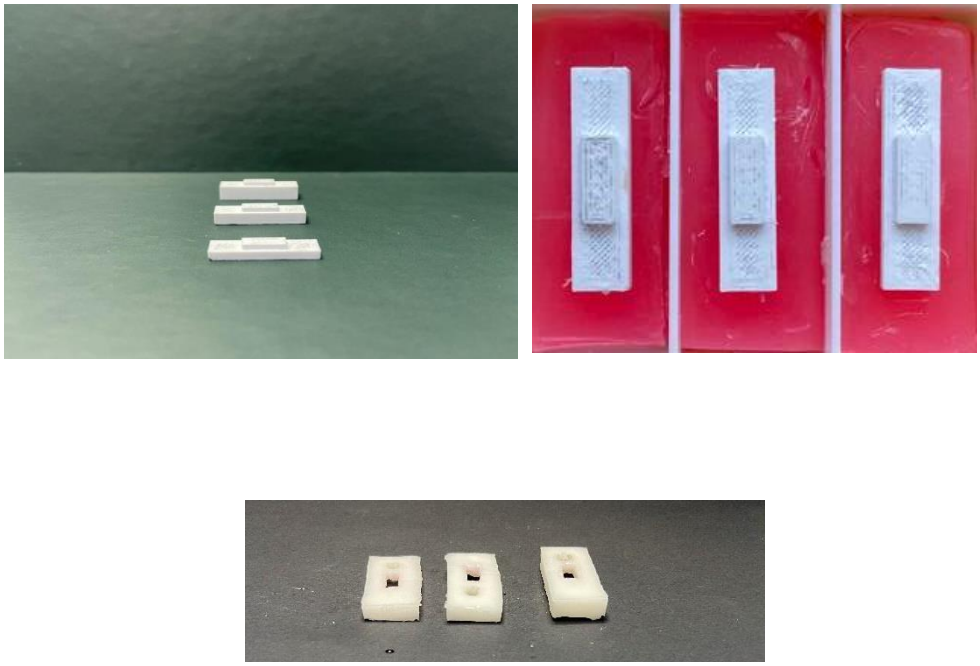


Şekil3.6: 2mm, 3mm ve 4 mm kalınlığında üretilen DMLS örnekler

Örneklere Seramik Uygulaması

1. Seramik uygulaması için hazırlanan kalıplar

Dikdörtgenler prizması şeklindeki örneklere, örnekleri tam ortalayacak şekilde ANSI/ADA 38 spesifikasyonuna göre 8 mm uzunluk, 3 mm genişlik, 1 mm kalınlıkta (VMK Master, Vita-Zahnfabrik, Almanya) seramik pişirildi. Standardizasyonu sağlayabilmek için bilgisayar ortamında 20x5x2, 20x5x3 ve 20x5x4 mm3 boyutlarındaki dikdörtgenler prizmasını tam ortalayacak şekilde 8x3x1 mm3 dikdörtgenler prizması tasarlanmıştır. Bu tasarımlardan FDM teknolojisi kullanan bir 3B yazıcı (Yazıcının marka ve modeli) kullanılarak plastik model üretildi. Sonrasında bu plastik modeller bir kalıbın içerisine konularak üzerine sıvı silikon döküldü. Böylece içinde metal örneği yerleştirmek için boşluğun olduğu silikon kalıp elde edilmiş oldu. Sıvı silikon kalıp, seramik uygulamasının yapılacağı alan açıkta kalacak şekilde seviyelendirildi (şekil 3.7).



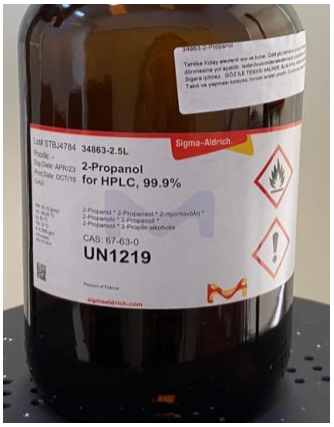
Şekil 3.7: Seramik uygulaması için üretilen model ve silikon kalıp

2. Örneklerin seramik uygulaması için hazırlanması:

Elde edilen döküm ve DMLS örnekler 110 μm alüminyum oksit tozu (Al_2O_3) ile kumlandı. Kumlanan örnekler ultrasonik temizleyicide %99'luk isopropil alkolde 5 dakika süreyle temizlendi. Örnekler daha sonra basınçlı hava ile seramik uygulanacak yüzeylerine temas edilmeden kurutuldu.



Şekil 3.8: Örneklerin ultrasonik cihazında temizlenmesi



Şekil 3.9: Örneklerin temizlenmesinde kullanılan isopropil alkol

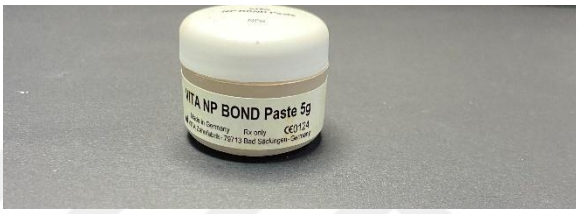
3. Co-Cr DMLS numunelere bağlantı ajanı uygulanması

Kumlanıp hazırlanmış olan DMLS örneklerin yarısına bağlantı ajanı (VITA NP BOND, Vita-Zahnfabrik, Almanya) uygulandı (şekil 3.10).

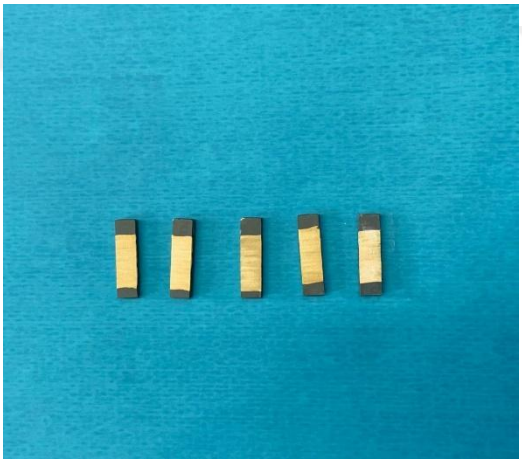
Hazırlanan örneklerin orta kısımlarına gelecek şekilde, firma önerileri doğrultusunda ve aynı uygulayıcı tarafından, 0 numara samur fırça ile 1. Opak uygulamasına benzer şekilde ince bir tabaka (0,5 mm) sürülüp, tablo 3.4'te gösterilen fırınlama koşulları uygulanarak pişirildi (şekil 3.11).

Tablo 3.4: Bağlantı ajanı fırınlama tablosu

Başlangıç sıcaklığı	Bekleme süresi	Sıcaklık artma süresi	Dakikada artan	En yüksek sıcaklık	En yüksek sıcaklıkta bekleme süresi	Vakum Süresi (min.)
°C	Dakika (dk)	dk	°C/dk	°C	dk	dk
600	6.00	6.00	60	960	1.00	6.00



Şekil 3.10: Uygulanan bağlantı ajanı



Şekil 3.11: Bağlantı ajanı uygulanan örnekler

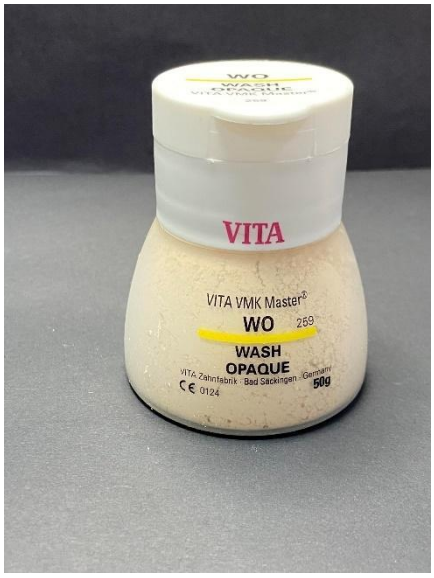
4. Co-Cr DMLS, Co-Cr döküm örneklere seramik uygulaması:

Seramik uygulaması için hazır olan örneklerin orta kısımlarına gelecek şekilde, aynı uygulayıcı tarafından, firma önerileri doğrultusunda baz pasta 0 numara samur fırça ile ince bir tabaka uygulandı (şekil 3.12). Baz pasta tablo 3.4'te belirtilen fırınlama koşulları uygulanarak pişirildi. Baz pasta uygulanan örneklere ikinci uygulama olarak ince bir tabaka pasta opak uygulandı (şekil 3.13). Tablo 3.4'teki fırınlama koşullarına uygun şekilde pasta opak pişirildi (şekil 3.15).

Opak uygulamasının ardından dentin seramiği (şekil 3.16), üretici firma önerileri doğrultusunda, seramik likit ve tozu karıştırılarak hamur kıvamında hazırlanıp, silikon kalıp içerisine aynı uygulayıcı tarafından fırça yardımıyla yığılıp, vibrasyonla 8x3x1 mm^3 boyutlarında kondanse edildi (şekil 3.17-18).

Tablo 3.4: Seramik fırınlama dereceleri

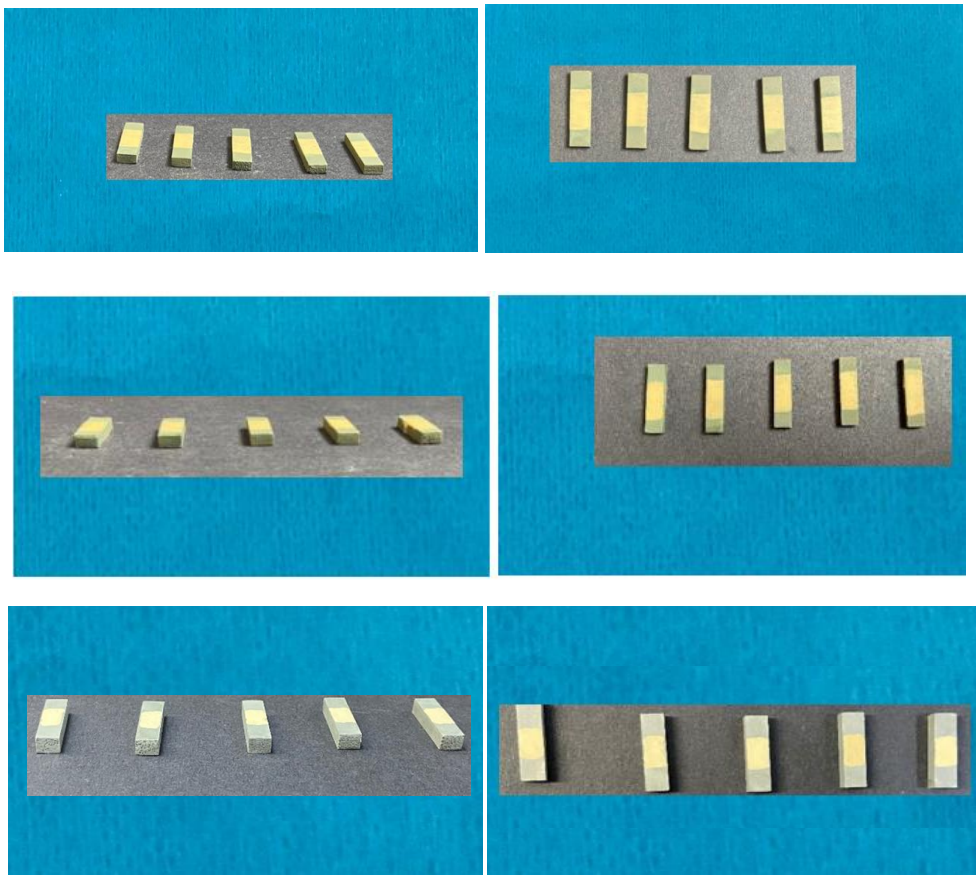
Pişim Program-ları	Başlangıç Sıcaklığı	Bekleme Süresi	Sıcaklık Artma Süresi	Dakikada Artan	En Yüksek Sıcaklık	En Yüksek Sıcaklıkta Bekleme Süresi	Vakum Süresi
	°C	Dakika (dk)	Dk	°C/dk	°C	Dk	Dk
Baz pasta	500	2	5.45	80	960	1.00	5.45
Opak Pasta	500	2	5.38	80	950	1.00	5.38
1.Dentin	500	6	7.49	55	930	1.00	7.49
2. Dentin	500	6	7.38	55	920	1.00	7.38



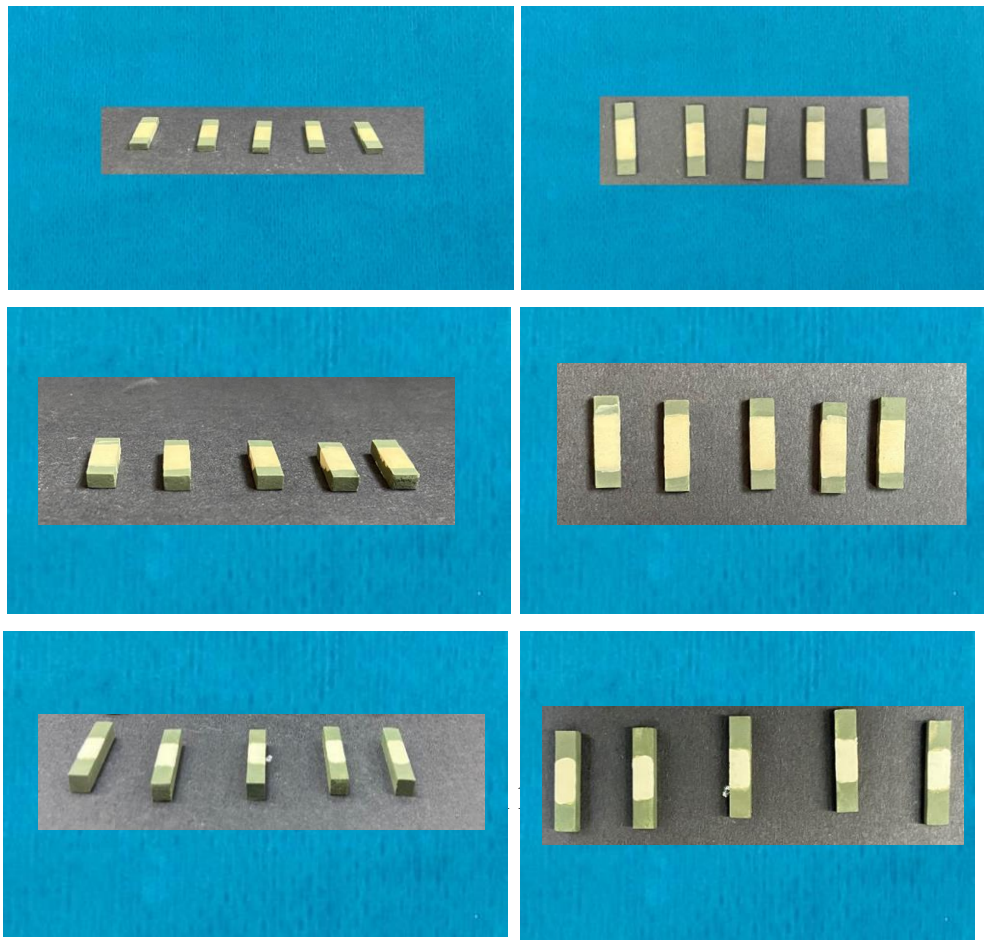
Şekil 3.12: Uygulanan baz pasta



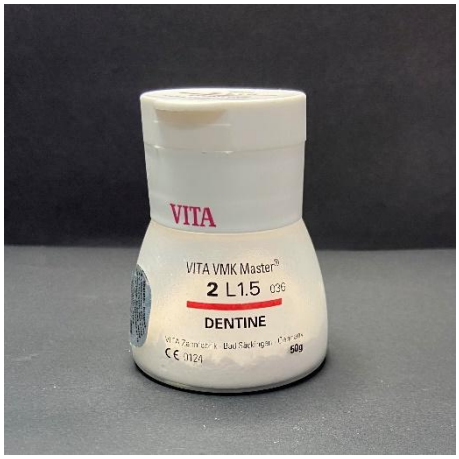
Şekil 3.13: Uygulanan pasta opak



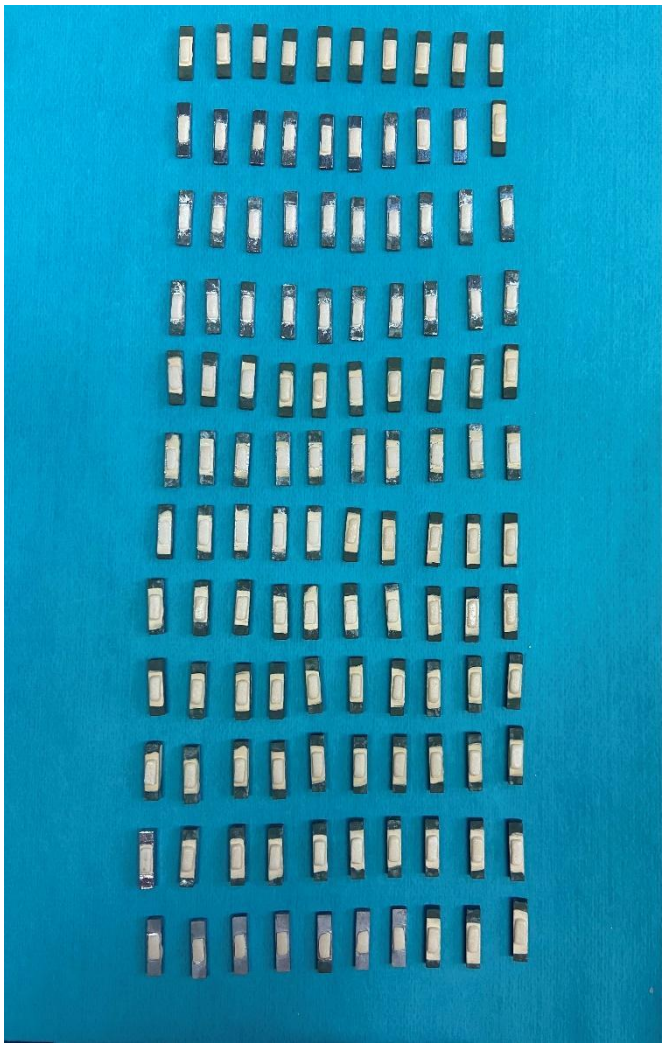
Şekil 3.14: Baz pasta uygulanmış 2,3,4 mm kalınlığındaki örnekler



Şekil 3.15: Pasta opak uygulanmış 2,3,4 mm'lik örnekler



Şekil 3.16: Uygulanan dentin seramiği



Şekil 3.17: Seramik pişimleri bitmiş DMLS örnekler

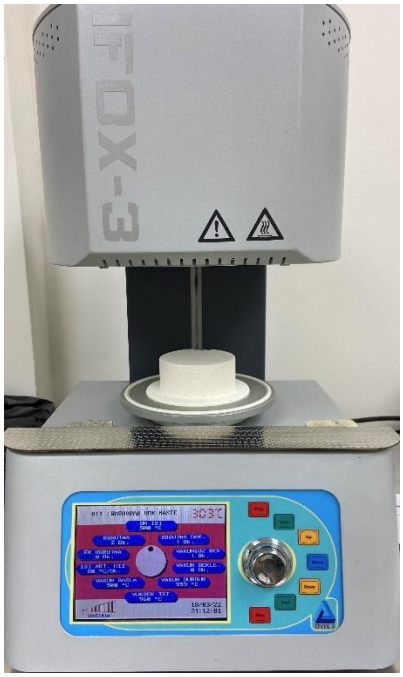


Şekil 3.18: Seramik pişimleri bitmiş döküm örnekler

Porselen fırınlaması ve soğutma protokolü:

Fırınlama işlemi IFOX 3 (Mikrotek,Turkey) seramik fırınında gerçekleştirildi(Şekil3.19). Birinci dentinin pişiminden sonra, seramik büzülmesinden kaynaklanan eksiklikleri gidermek için ikinci dentin pişirildi. Pişirme işlemi sırasında kullanılan fırınlama ısıları tablo 3.4'te belirtildiği şekilde uygulanmıştır. DMLS örneklerin yarısı hızlı soğutma protokolüne tabii tutuldu. Seramik pişiminden sonra fırın kapağı maksimum sıcaklıkta açıldı ve örnekler soğumaya bırakıldı.

DMLS numunelerin kalan yarısına yavaş soğutma protokolü uygulandı. 2. Dentin pişiminden sonra fırın kapağı 6 dakika kapalı tutuldu ve fırın sıcaklığı 600 °C'ye düşürüldü, daha sonrasında fırın kapağı kademeli şekilde açıldı.



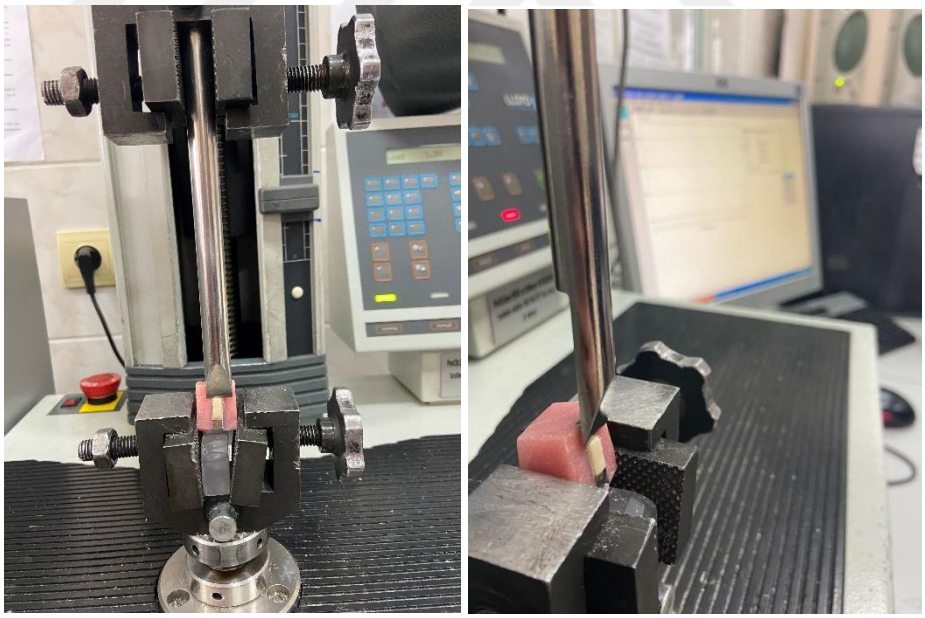
Şekil 3.19: Kullanılan seramik fırını

BAĞLANMA DİRENCİ TESTİ

Seramik pişirilen örneklerin tamamı üretici firma önerilerine uygun olarak hazırlanmış otopolimerizan akrilik rezin (Panacryl, İnci Dental, Türkiye) içine, porselen yüzeyleri açıkta kalacak şekilde gömüldü. Akrilik rezinin polimerizasyonundan sonra bloklar silikon kalıptan çıkarılıp, fazla akriliğin tesviyesi yapıldı.

Hazırlanan örnekler makaslama bağlantı direnci testi uygulanmak üzere Instron Universal test cihazına (L-loyd Instruments LRX, Segewort East, UK) alındı. Akrilik bloklar cihaza sabitlendi (şekil 3.20).

Test cihazına örnekler sabitlendikten sonra, cihazın kesme bıçağı metal porselen ara yüzeyine dik açıyla konumlandırıldı. Cihazın kuvvet uygulama hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde ayarlandı ve metal porselen ara yüzeyinde kopma gerçekleşene kadar kuvvet uygulandı. Kopmanın gerçekleştiği andaki kuvvet değerleri Newton cinsinden kaydedildi ve MPa = Newton / mm^2 formülü ile çevrilerek kaydedildi.



Şekil 3.20: Makaslama bağlantı testine tabii tutulan örnekler

ÖRNEKLERİN HASSAS KESİT ALMA CİHAZIYLA KESİLMESİ

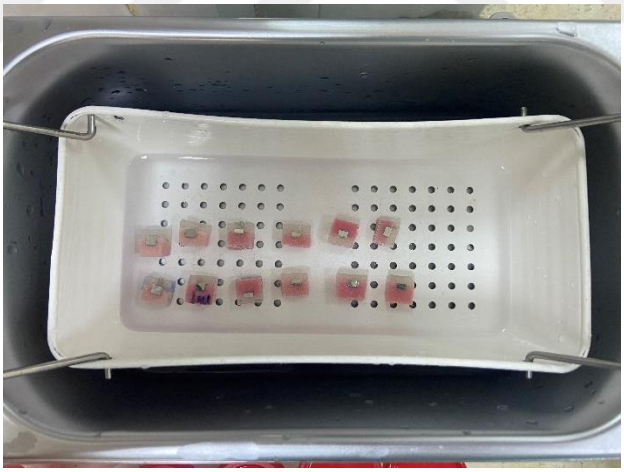
Her bir gruptan bağlantı direnci testine tabii tutulmadan, numunelerden rastgele birer örnek seçildi. Seçilen örnekler hassas kesit alma cihazına alınmadan önce şeffaf akrile gömüldü. Örnekler mengeneye yerleştirildikten sonra hassas kesit

alma cihazıyla (Microcut 201; Metkon; Bursa, Turkey) su soğutması eşliğinde ortadan ikiye bölündü (Şekil 3.21).



Şekil 3.21: Örneklerin hassas kesit alma cihazına yerleştirilmesi

Kesit alınan örneklerin yüzeyleri polisajlandı ve distile su ile ultrasonik cihazda 10 dakika temizlendi (şekil 3.22).



Şekil 3.22: Hassas kesit alınan örneklerin yüzeylerinin temizlenmesi

TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) VE ENERJİ DİSPERSİV SPEKTRUM (EDS) İLE İNCELENMESİ

Hassas kesit alınan örneklerden, metal-seramik bağlantısının özelliklerini tanımlayabilmek için, arayüz SEM/EDS analizi ile incelendi. Numune yüzeyleri Leica ACE 200 cihazı kullanılarak analiz öncesi Altın (Au) ile kaplandı. Örnekler SEM (SEM; HITACHI, SU5000, Japan) cihazına yerleştirildi. Arayüz ×250 ve

×500'lük büyütmelerde incelendi. Aynı cihaza bağlı dedektör ile EDS analizi (EDS; HITACHI, SU5000, Japan) yapıldı.

İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Bu çalışmanın örnek genişliğini hesaplamada, her değişken için Power (testin gücü) testi yapılmış en az %80 güç ve 1. tip hata %5 alınarak çalışma için en küçük örnek sayısı belirlenmiştir.

Çalışma sonunda sürekli ölçümlerin normal dağılıp dağılmadığına Shapiro-Wilk ($n<50$) testi ile bakılmıştır. Gruplardaki örnek sayılarının az olması ve ölçümlerin bir kısmının normal dağılımdan gelmemesi nedeniyle non-parametrik testler uygulanmıştır. Çalışmadaki sürekli değişkenler için tanımlayıcı istatistikler; ortalama, standart sapma, medyan, minimum ve maksimum olarak ifade edilmiştir. "Shear Bond" ölçümlerinin gruplara göre karşılaştırılmasında "Kruskal-Wallis Testi" kullanılmıştır. Kruskal-Wallis Testini takiben, gruplar arası farklılıkları belirlemede ise "Bonferroni düzeltmeli Post-Hoc Testi" kullanılmıştır. Hesaplamalarda istatistik anlamlılık düzeyi (α) %5, $p<0.05$ olarak alınmış ve hesaplamalar için SPSS versiyon 26 (IBM SPSS for Windows, ver.26) istatistik paket programı kullanılmıştır.

BULGULAR

Deney gruplarının istatistiksel analizlerde kullanılan kısaltma yöntemleri Tablo 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4.1: Deney gruplarında kullanılan kısaltmalar

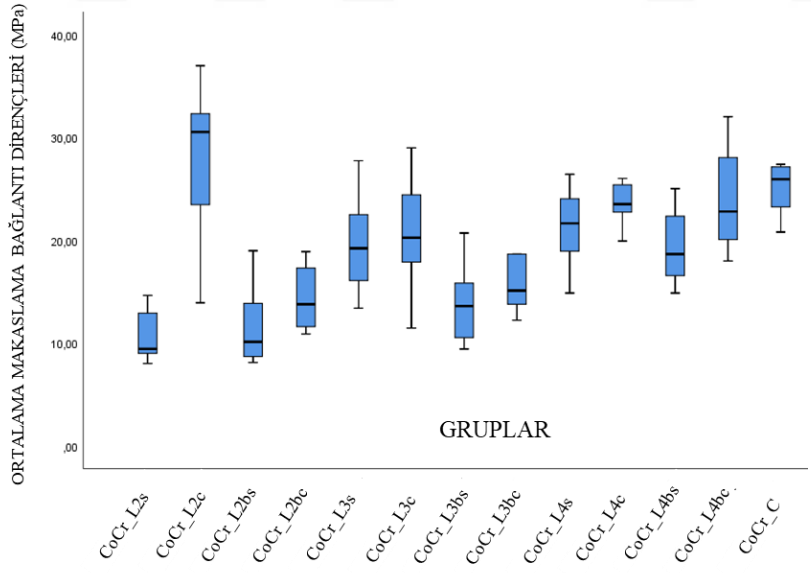
Kısaltma	Deney grubu
C	Döküm
L	DMLS
s	Yavaş soğutma
c	Normal soğutma
b	Bağlantı ajanı
2	2 mm kalınlık
3	3 mm kalınlık
4	4 mm kalınlık

MAKASLAMA BAĞLANTI DİRENCİ TESTİ BULGULARI

Sabit protetik tedavilerde altyapı materyali olarak kullanılan, 3 farklı kalınlığa sahip, bağlantı ajanı uygulanan ve uygulanmayan ve fırınlama sonrası iki farklı soğutma protokolü uygulanan örneklerin makaslama bağlantı direnci testinin bulguları Tablo 4.2'de verilmiştir. Grupların normallik dağılım grafiği Şekil 4.1'de verilmiştir.

Tablo 4.2: Ölçümlerin gruplara göre karşılaştırma sonuçları

Makaslama bağlantı direnci değerleri (MPa)	GRUPLAR	Mean	Std. Dev.	Median	Min.	Max.	Anlamlı Fark#	*p.
CoCr_L2s	1	11,65	4,57	9,43	8,00	23,10	G2-G9-G10-G12-G13	
CoCr_L2c	2	28,58	7,10	30,52	13,91	36,97	G7	
CoCr_L2bs	3	11,35	3,49	10,11	8,10	18,97	G2-G9-G10-G12-G13	
CoCr_L2bc	4	14,16	2,98	13,77	10,88	18,89	G2-G10-G12-G13	
CoCr_L3s	5	20,48	6,09	19,22	13,38	33,14		
CoCr_L3c	6	20,73	5,58	20,24	11,45	28,98		
CoCr_L3bs	7	14,14	4,11	13,59	9,41	20,69	2	,001
CoCr_L3bc	8	17,49	6,17	15,09	12,22	29,77		
CoCr_L4s	9	21,50	3,72	21,63	14,86	26,41	G1-G3	
CoCr_L4c	10	23,66	1,94	23,50	19,92	26,01	G1-G3-G4	
CoCr_L4bs	11	19,31	3,19	18,65	14,86	25,01		
CoCr_L4bc	12	23,99	4,84	22,79	17,98	32,01	G3-G4	
CoCr_C	13	25,84	6,14	25,94	17,26	36,97	G1-G3-G4	



Şekil 4.1: Grupların normallik dağılım grafiği

Yapılan makaslama bağlantı direnci ölçüm testinde gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde en yüksek bağlanma değerleri ortalamasına bakıldığında; CoCr_L2c=28,58 MPa, CoCr_L3c=20,73 MPa, CoCr_L4bc=23,99 MPa, CoCr_C=25,84 MPa örnek gruplarında görülürken, en düşük değerler CoCr_L2bs=11,35 MPa, CoCr_L3bs=14,14 MPa, CoCr_L4bs=19,31 MPa örnek gruplarında görülmüştür.

Çalışmada kullanılan metal örneklerin kalınlığına göre değerlendirme yapıldığında;

2 mm kalınlıktaki çalışma grupları kendi arasında değerlendirildiğinde; CoCr_L2s (11,56 MPa), CoCr_L2bs (11,35 MPa) ve CoCr_L2bc (14,16 MPa) çalışma grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Ancak, CoCr_L2c (28,58 MPa) çalışma grubunun makaslama bağlantı direnci, CoCr_L2s (11,56 MPa), CoCr_L2bs (11,35 MPa) ve CoCr_L2bc (14,16 MPa) çalışma gruplarına göre artış göstermiş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$).

3 mm kalınlıkta olan çalışma grupları kendi arasında değerlendirildiğinde; CoCr_L3s (20,48 MPa), CoCr_L3c (20,73 MPa), ve CoCr_L3bc (17,49 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ancak, CoCr_L3bs (14,14 MPa) çalışma grubunun makaslama bağlantı direnci, CoCr_L3s (20,48 MPa), CoCr_L3c (20,73 MPa), ve CoCr_L3bc (17,49 MPa) 3 mm kalınlıktaki çalışma gruplarına göre en düşük değeri göstermiştir ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$).

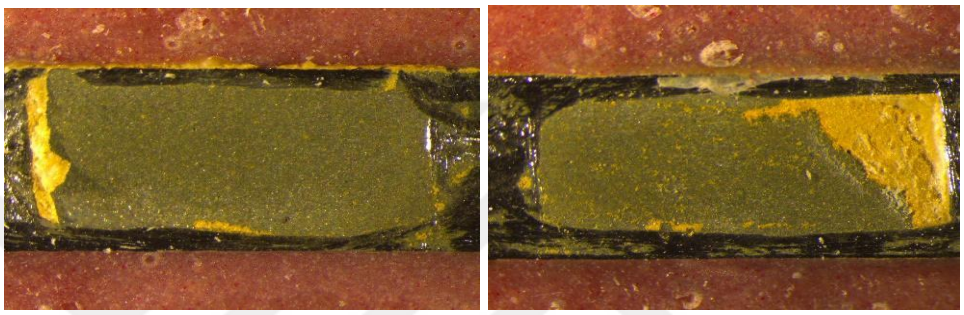
4 mm kalınlıkta olan çalışma grubunda; gruplar içinde CoCr_L4s (21,50 MPa), CoCr_L4c (23,66 MPa), CoCr_L4bs (19,31 MPa), CoCr_L4bc (23,99 MPa) makaslama bağlantı direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Kontrol grubu olarak belirlenen CoCr_C için makaslama bağlantı direnci ortalaması 25,84 MPa olarak görülmüştür. Çalışma grupları arasında CoCr_L2c için bulunan ortalama makaslama bağlantı direnci değeri bu değerin üzerinde çıkmakla birlikte (28,58 MPa) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında bağlantı direnci açısından en yüksek değerleri gösteren gruplar sırasıyla; CoCr_L4bc (23,99 MPa) < CoCr_L4c (23,66 MPa) < CoCr_L4s (21,50 MPa) < CoCr_L3c (20,73 MPa) < CoCr_L3s (20,48 MPa) < CoCr_L4bs

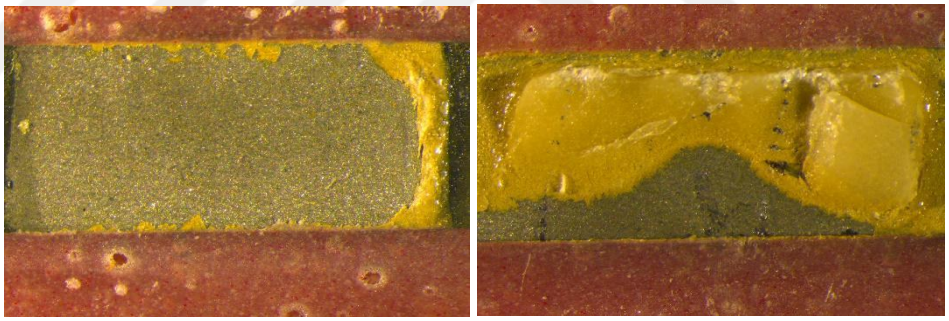
(19,31 MPa) < CoCr_L3bc (17,49 MPa) olarak bulunmuş ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bağlantı direnci en düşük olan gruplar ise sırasıyla ; CoCr_L2bc (14,16 MPa) < CoCr_L3bs (14,14 MPa)< CoCr_L2s (11,65 MPa) < CoCr_L2bs (11,35 MPa) olarak bulunmuş ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p<0,05$).

STEREOMİKROSKOP BULGULARI

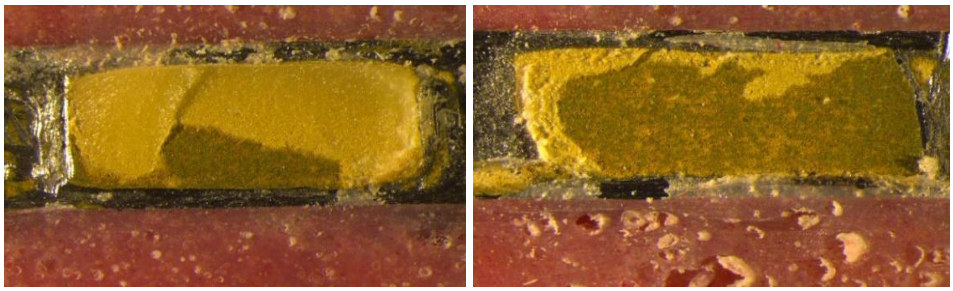
Hazırlanan örneklerin, stereomikroskop ile alınan görüntülerinde, seramik ve metalin makaslama bağlantı direnci testi uygulanmasından sonraki kopma alanları ve bağlantı başarısızlık çeşitleri görülmektedir (Şekil 4.2-14).



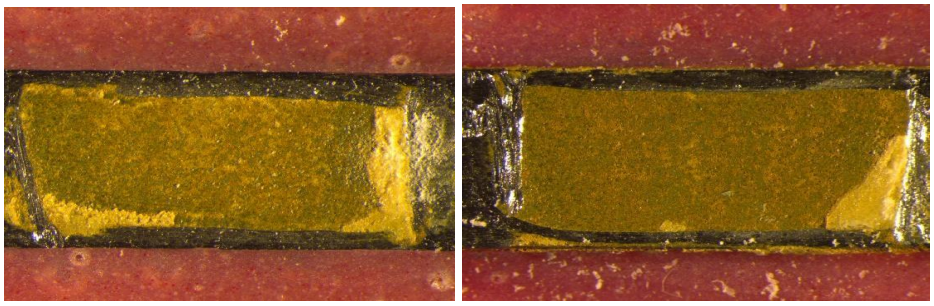
Şekil 4.2: CoCr_L2s stereomikroskop görüntüsü



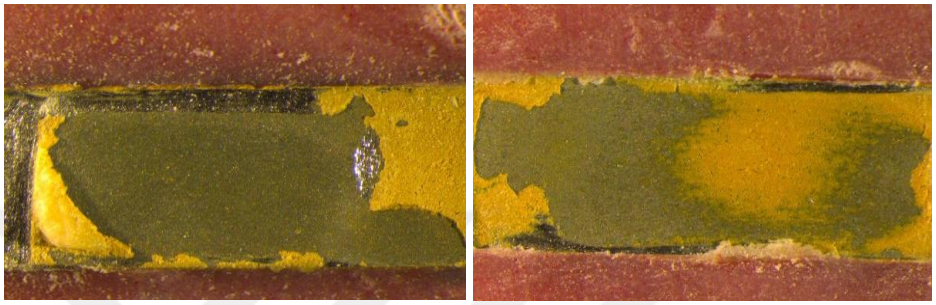
Şekil 4.3: CoCr_L2c stereomikroskop görüntüsü



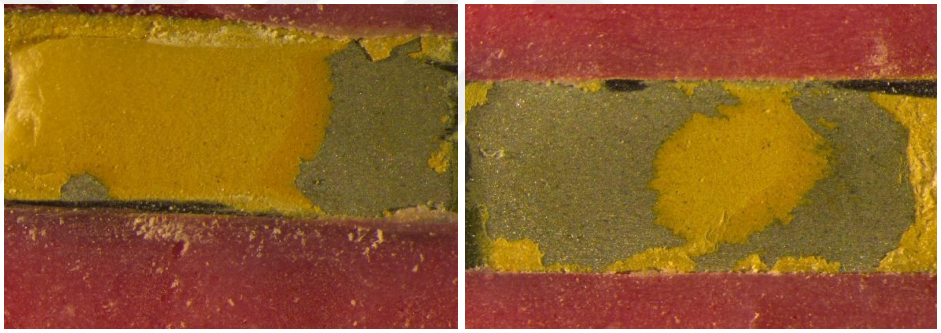
Şekil 4.4: CoCr_L2bs stereomikroskop görüntüsü



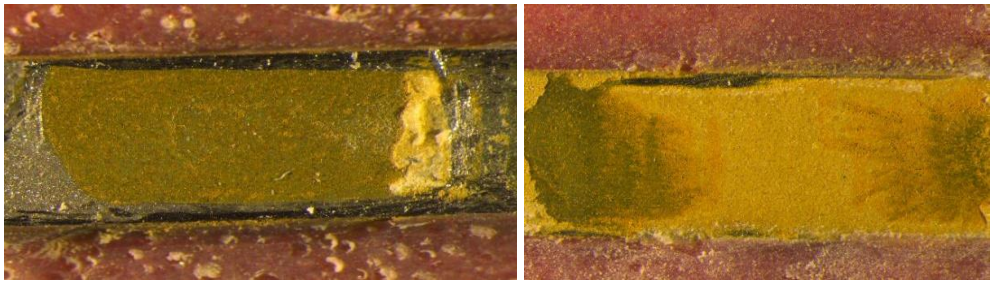
Şekil 4.5: CoCr_L2bc stereomikroskop görüntüsü



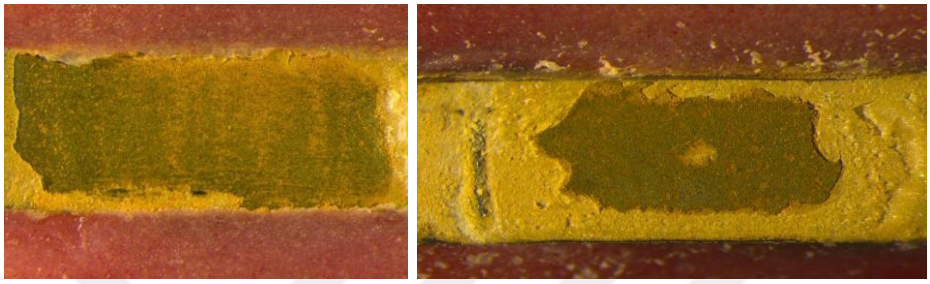
Şekil 4.6: CoCr_L3s stereomikroskop görüntüsü



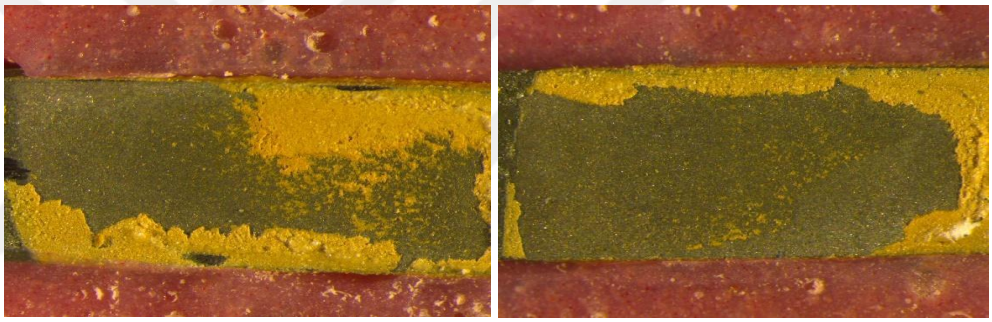
Şekil 4.7: CoCr_L3c stereomikroskop görüntüsü



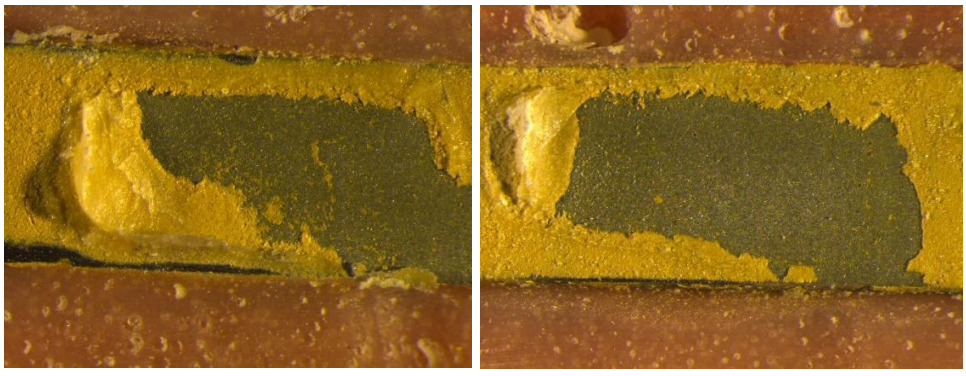
Şekil 4.8: CoCr_L3bs stereomikroskop görüntüsü



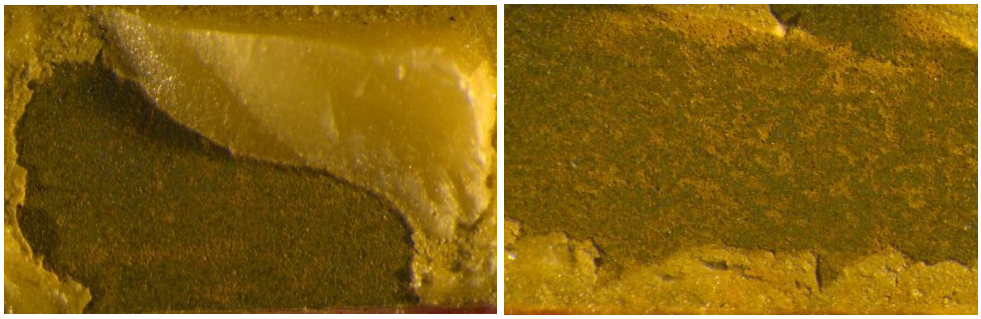
Şekil 4.9: CoCr_L3bc stereomikroskop görüntüsü



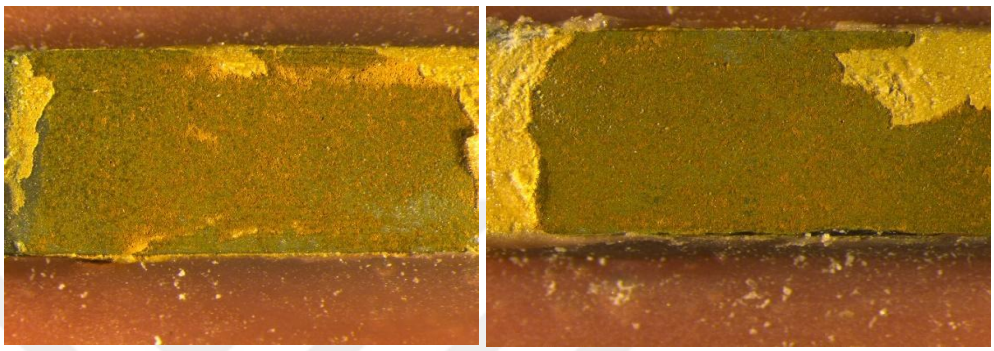
Şekil 4.10: CoCr_L4s stereomikroskop görüntüsü



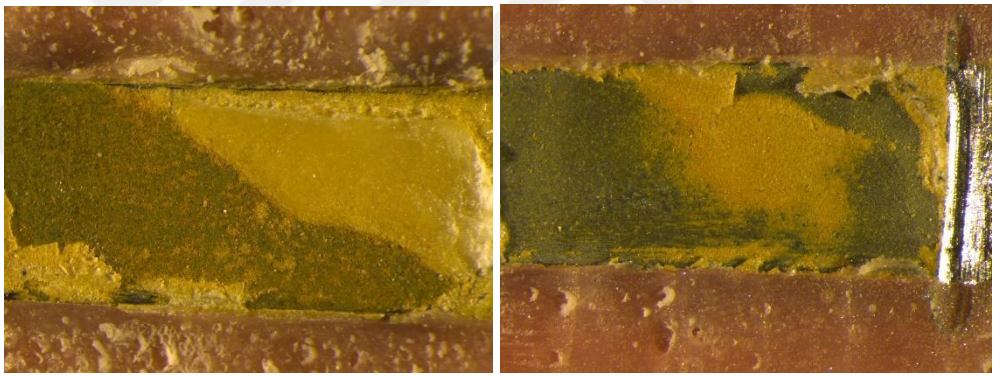
Şekil 4.11: CoCr_L4c stereomikroskop görüntüsü



Şekil 4.12: CoCr_L4bs stereomikroskop görüntüsü



Şekil 4.13: CoCr_L4bc stereomikroskop görüntüsü

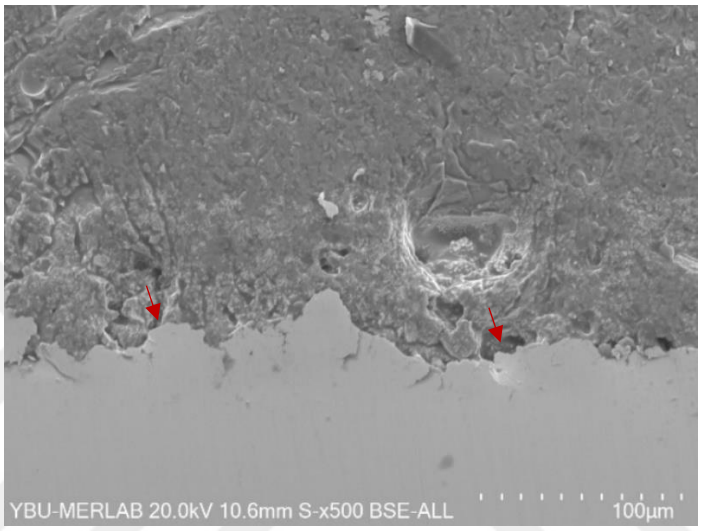


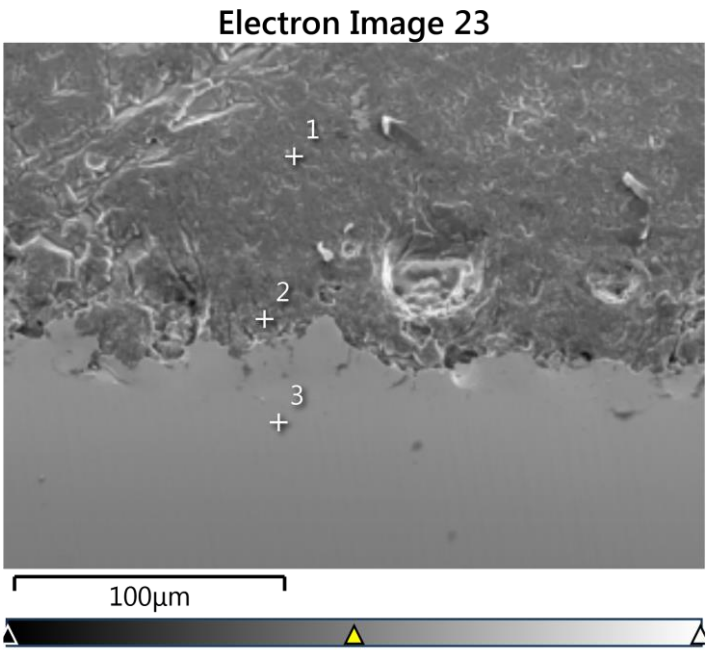
Şekil 4.14: CoCr_C stereomikroskop görüntüsü

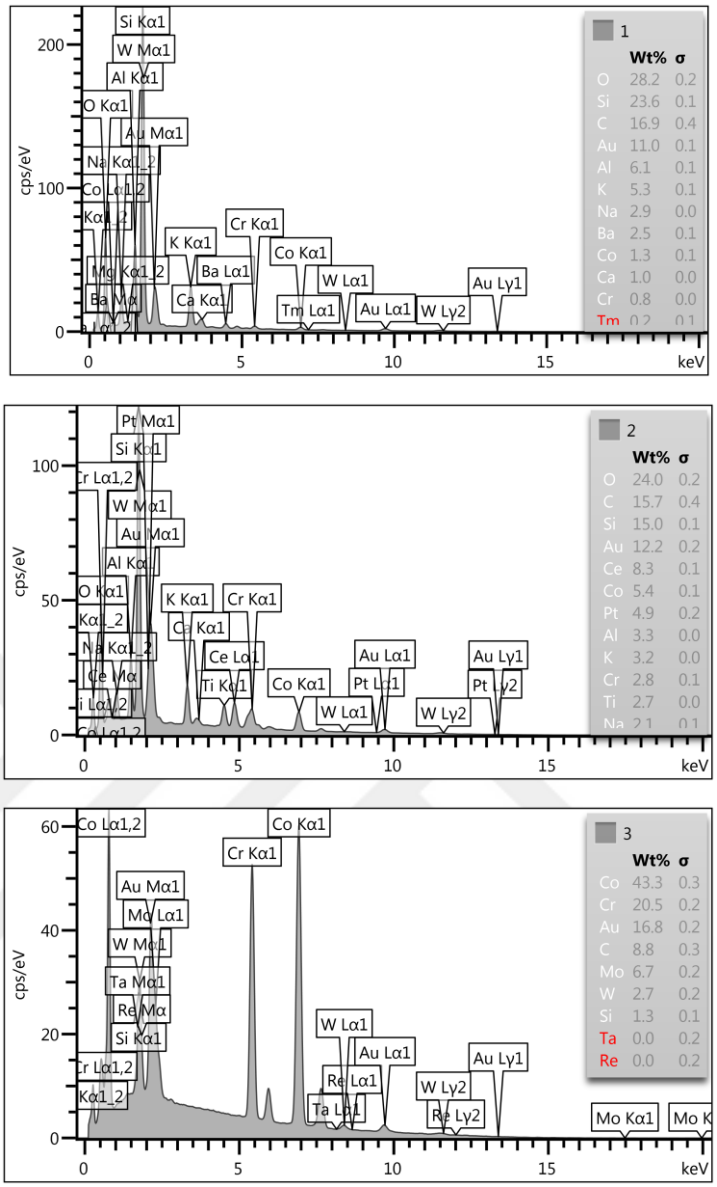
Çalışmada bağlantı ajanı uygulanan numuneler ve döküm numunelerde koheziv kırıklar görülmüştür. DMLS yöntemiyle üretilen numunelerde bağlantı ajanı kullanılmadan, soğutma protokolünden bağımsız olarak adeziv kırıkların ağırlıkta olduğu, adeziv ve karışık tipte kırıklar gözlenmiştir.

TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) VE ENERJİ DİSPERSİV SPEKTRUM (EDS) SONUÇLARI

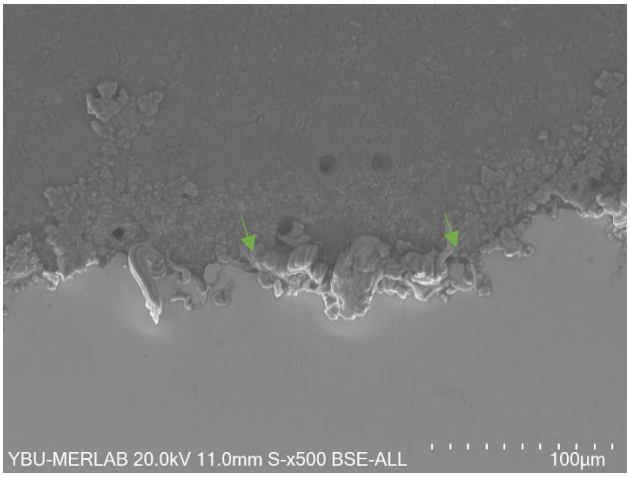
Grupların SEM görüntüleri ve EDS analizleri aşağıda verilmiştir. SEM görüntülerinde yeşil oklar sıkı bir bağlantıyı gösterirken, kırmızı oklar metal-seramik bağlantısındaki boşlukları göstermektedir. EDS analizinde +1 (seramik yüzey), +2 (metal-seramik bağlantısı), +3 (Co-Cr altyapı materyali) göstermektedir (Şekil 4.13-27).



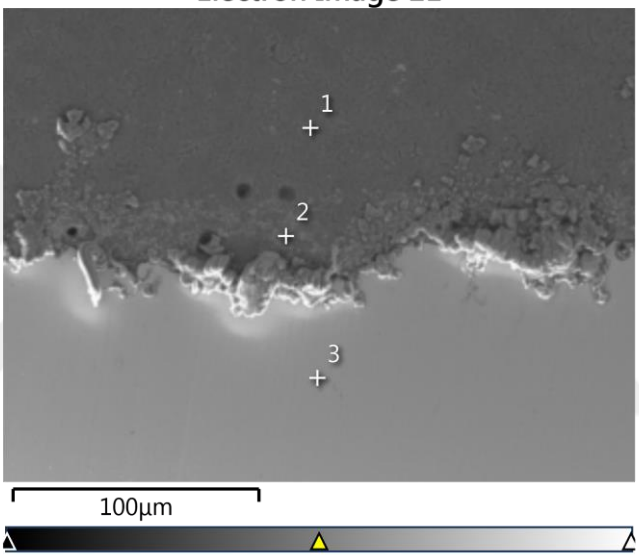


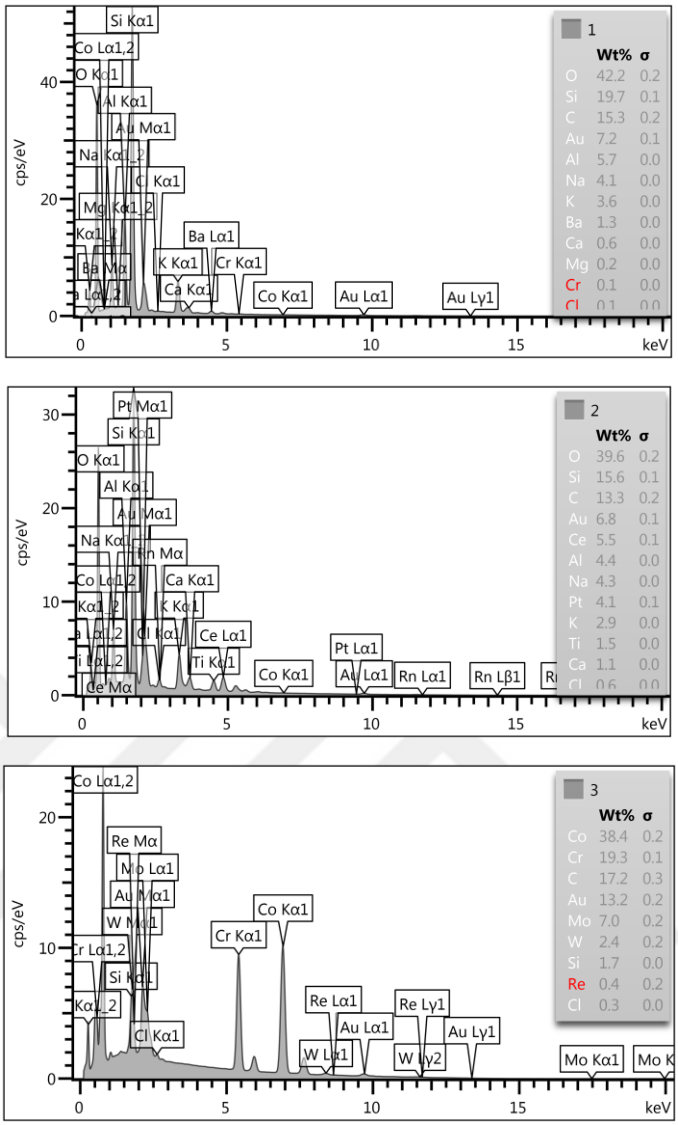


Şekil 4.13: CoCr_L2s grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi

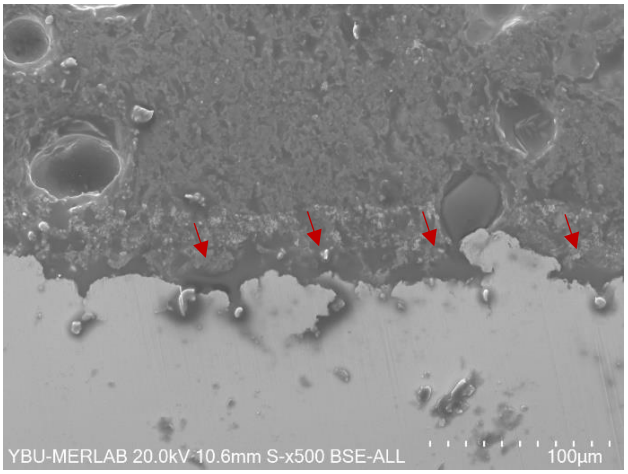


Electron Image 21

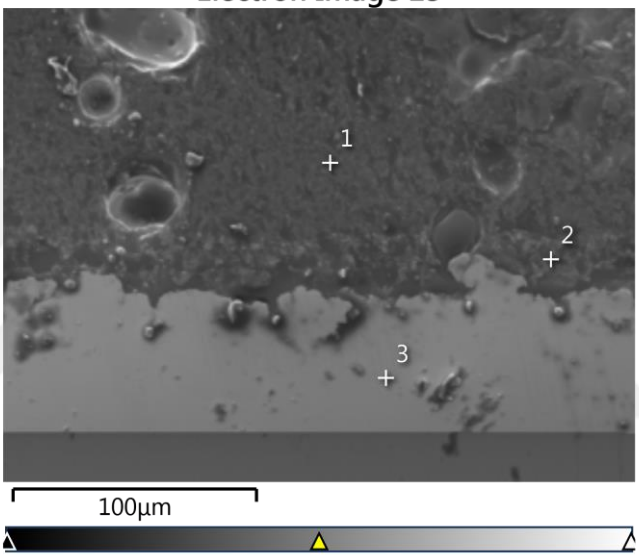


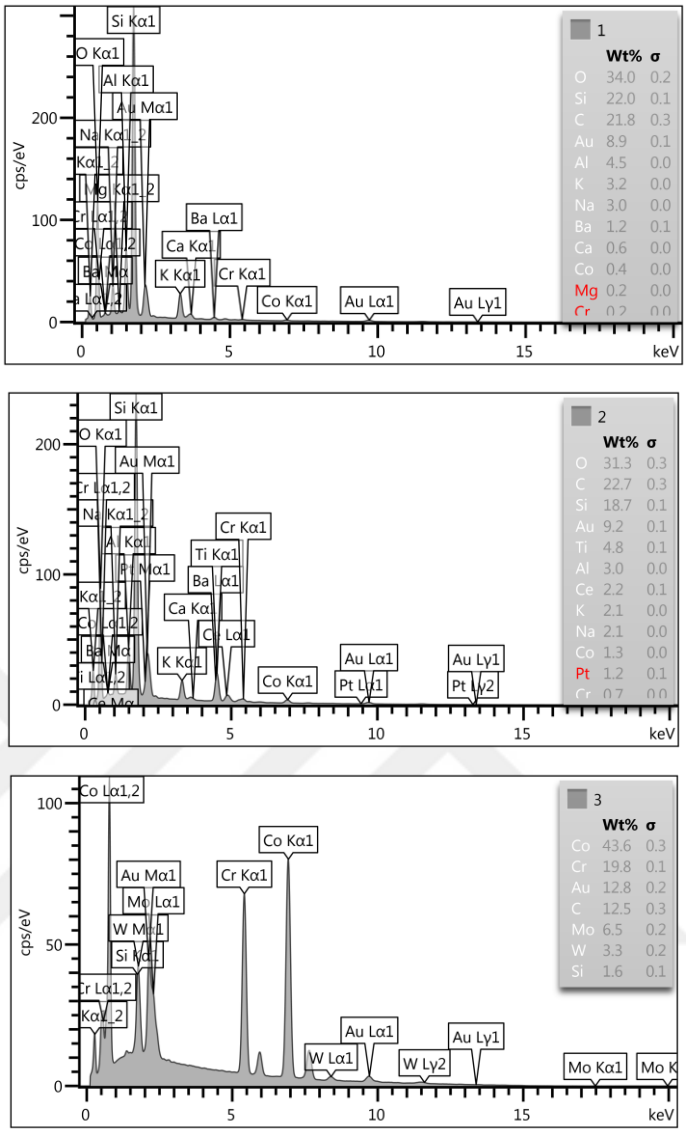


Şekil 4.14: CoCr_L2b grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi

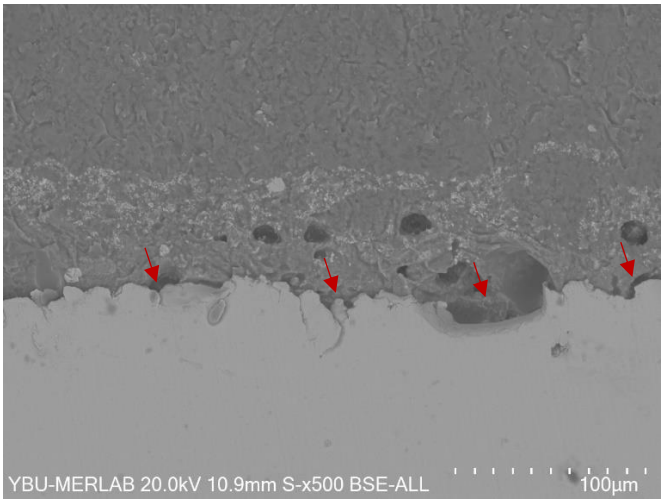


Electron Image 25

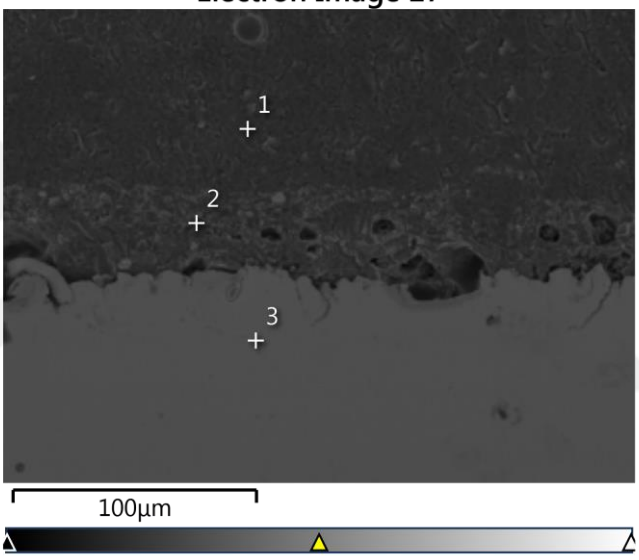


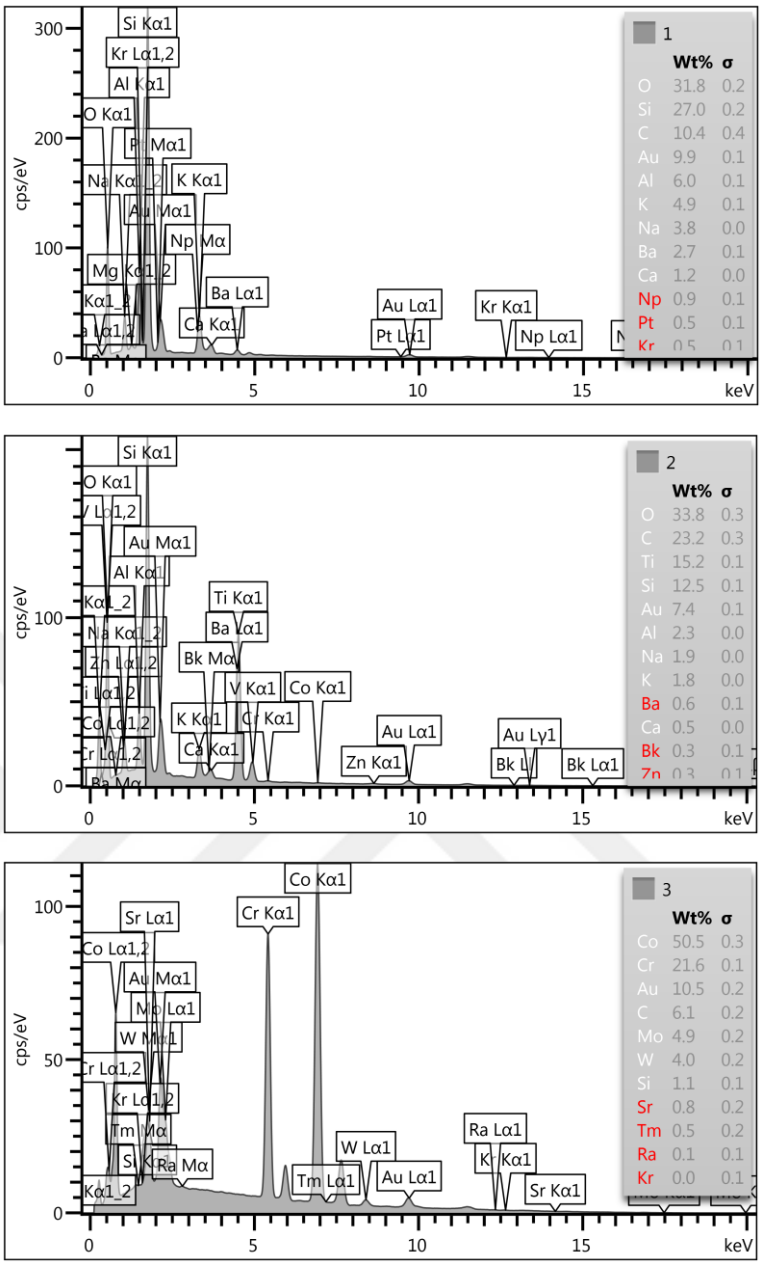


Şekil 4.15: CoCr_L2bs grubunun SEM görüntüleri ve EDS analizi

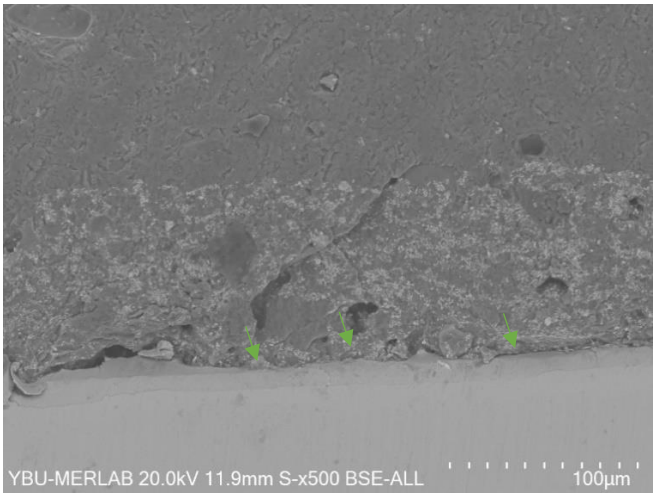


Electron Image 27

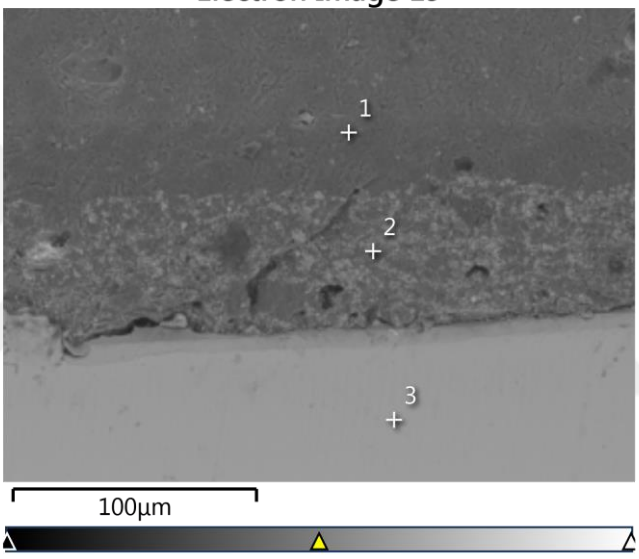


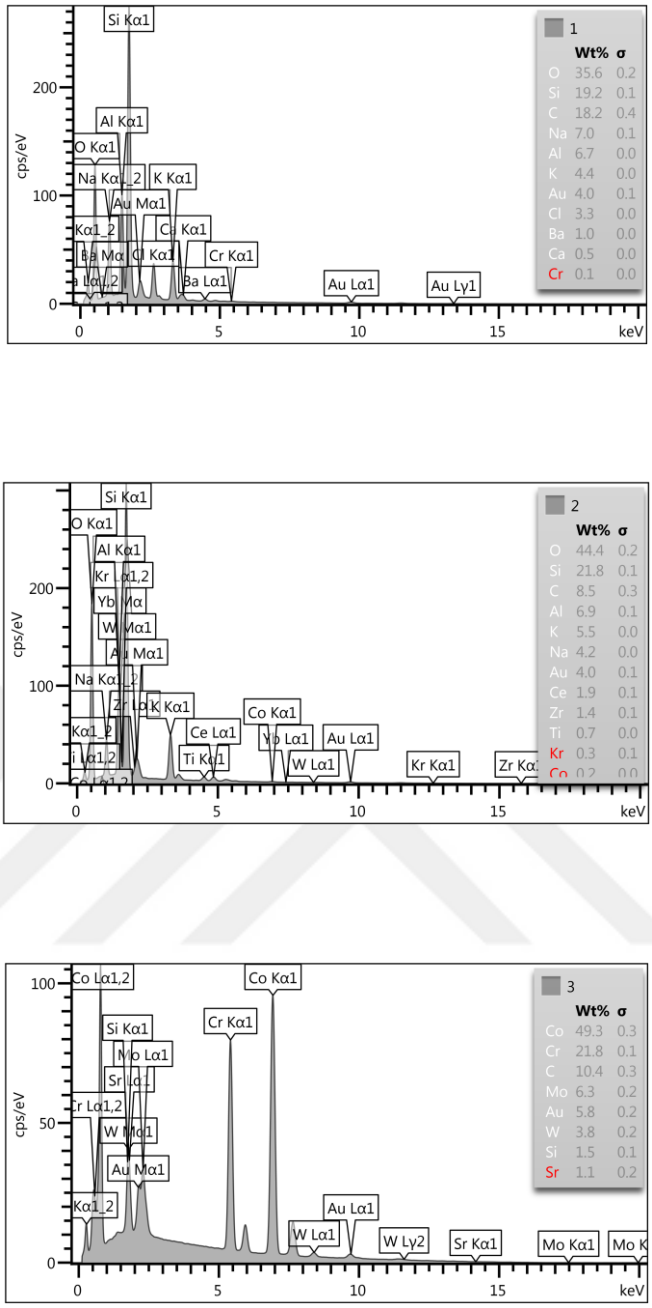


Şekil 4.16: CoCr_L2bc grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi

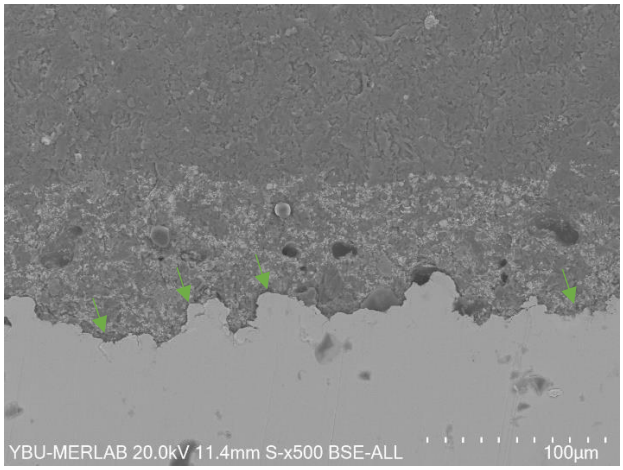


Electron Image 19

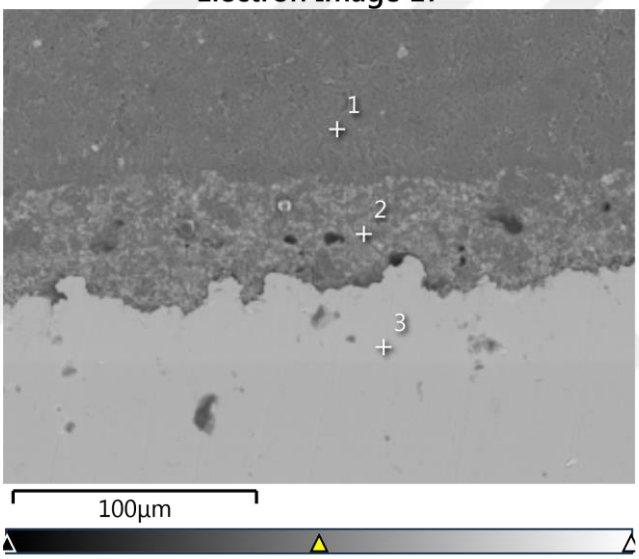


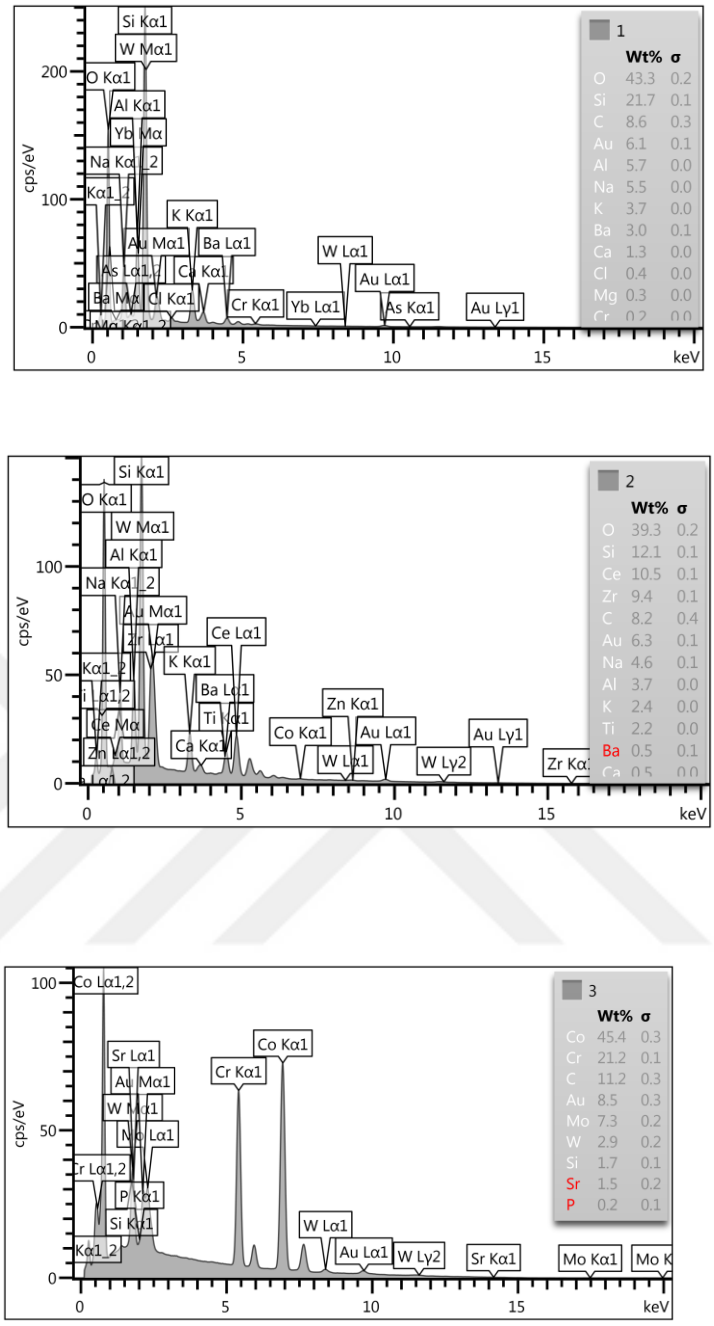


Şekil 4.17: CoCr_L3s grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi

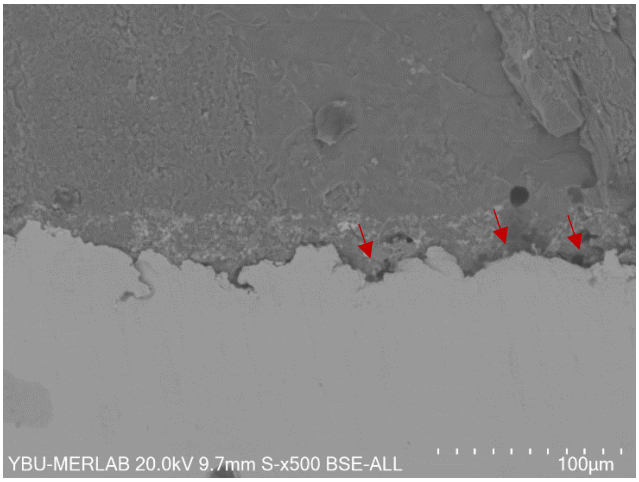


Electron Image 17

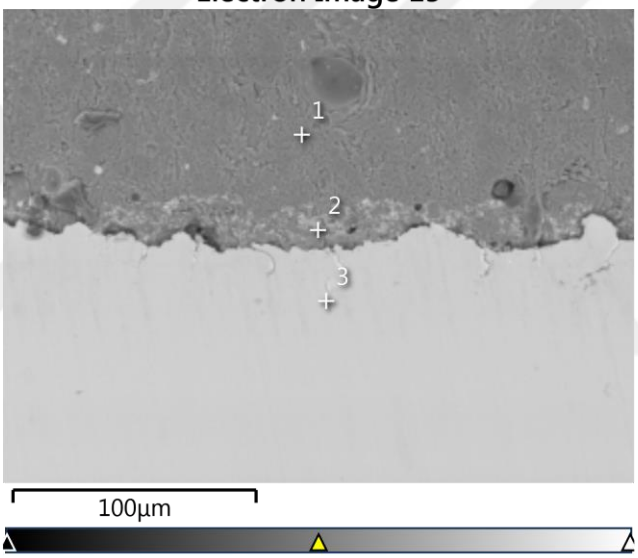


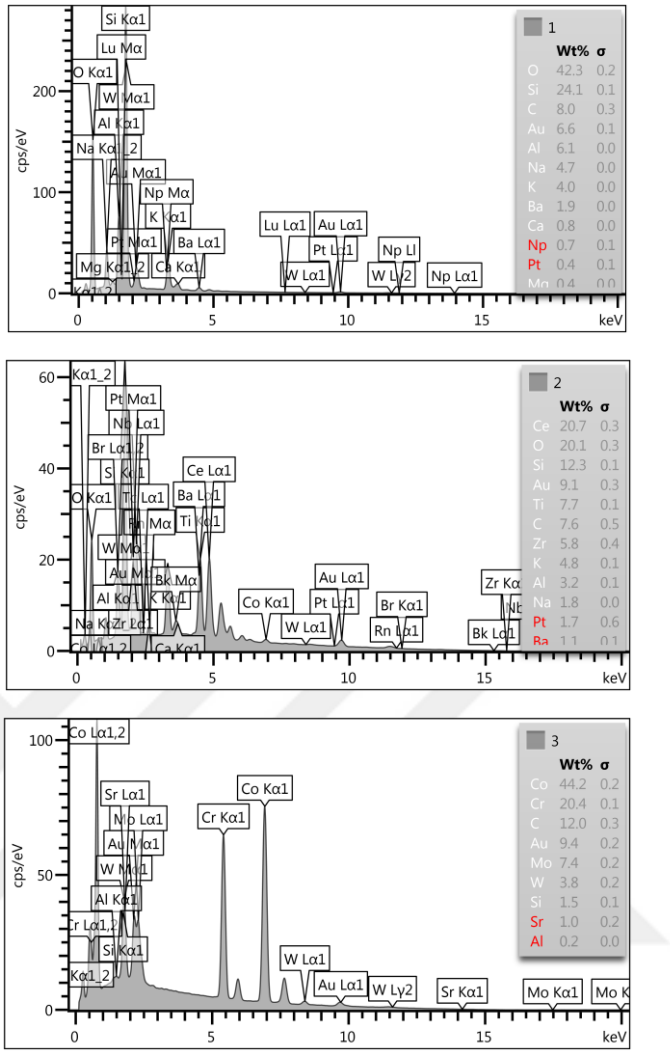


Şekil 4.18: CoCr_L3c grubunun SEM görüntüleri ve EDS analizi

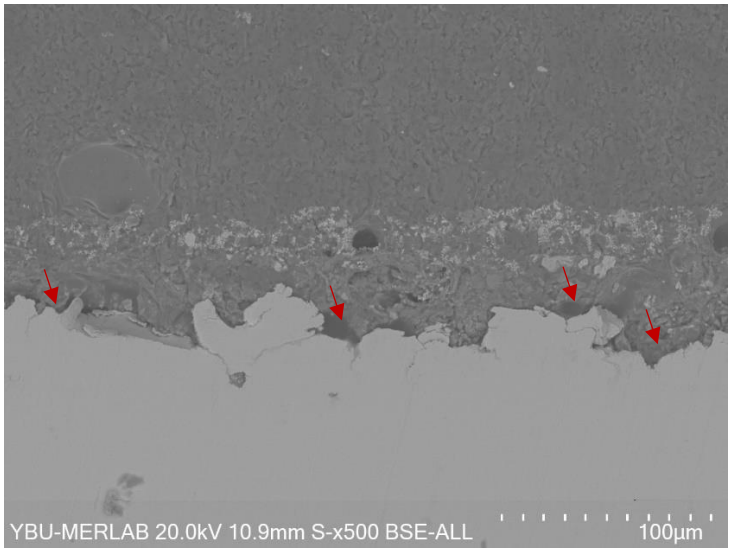


Electron Image 15

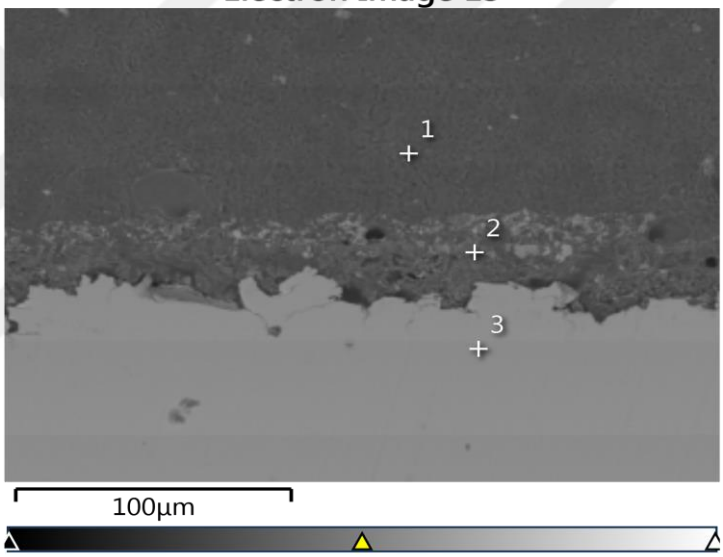


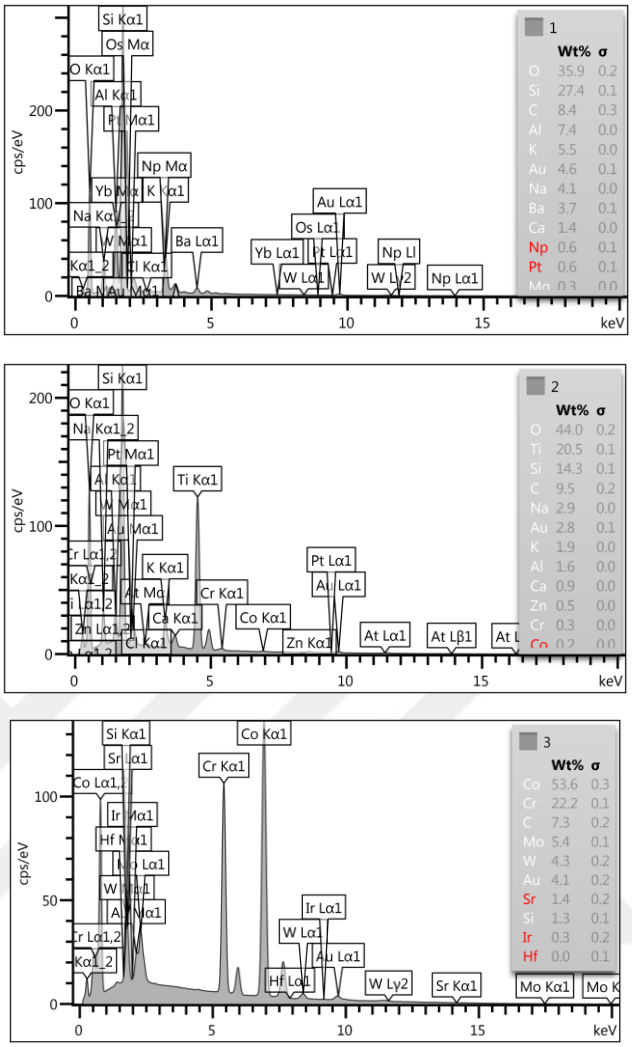


Şekil 4.19: CoCr_L3bs grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi

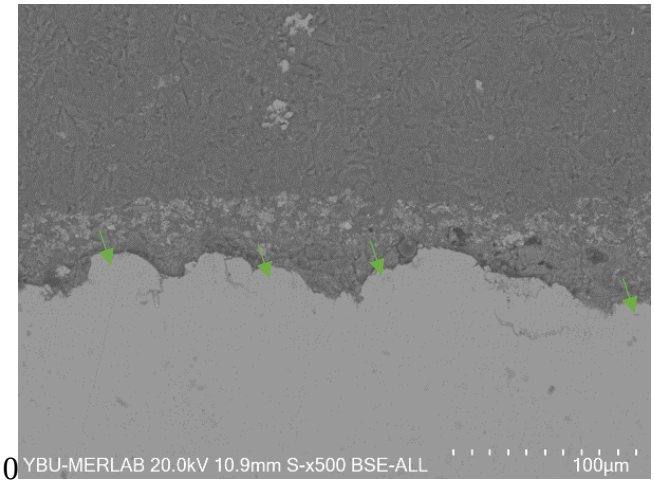


Electron Image 13

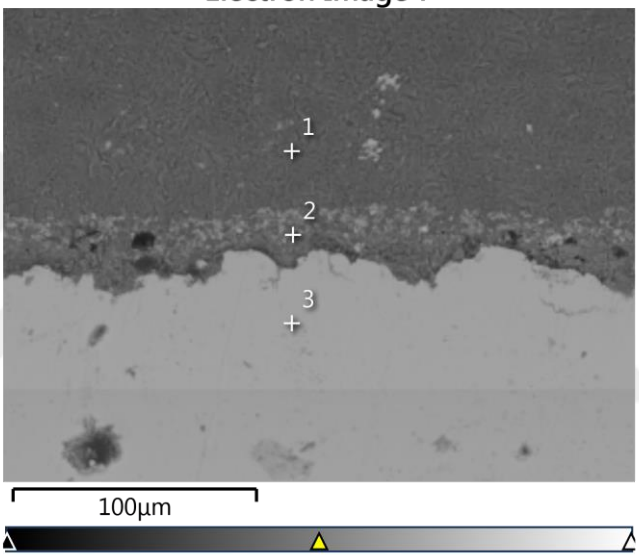


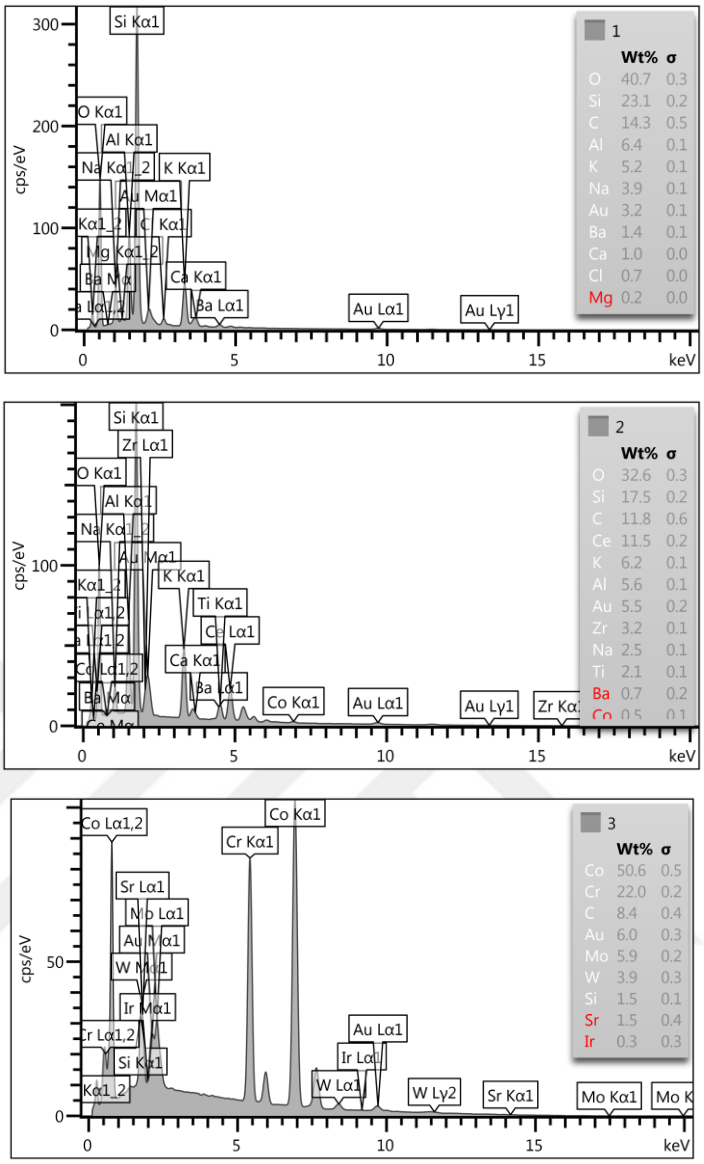


Şekil 4.20: CoCr_L3bc grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi

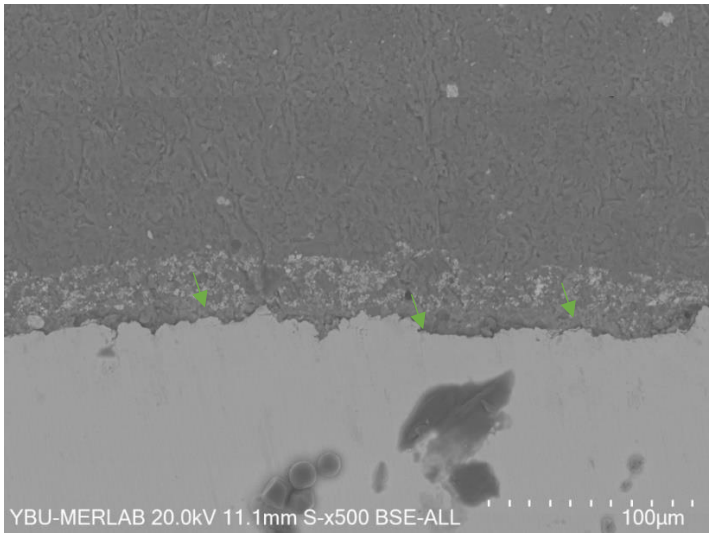


Electron Image 7

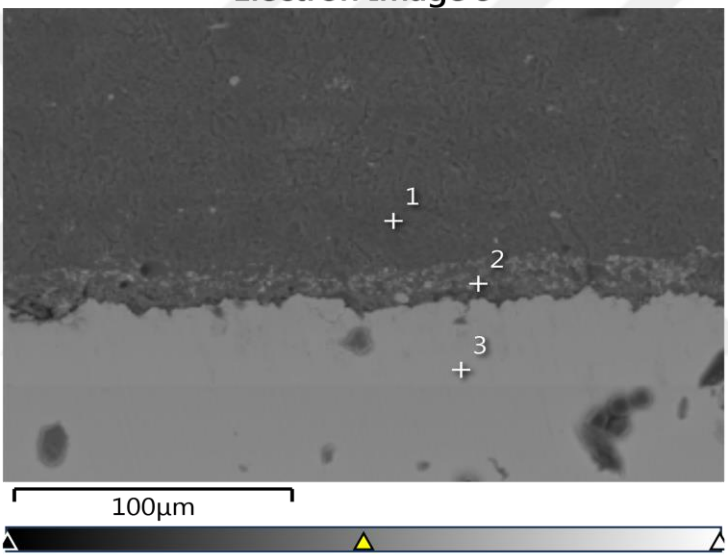


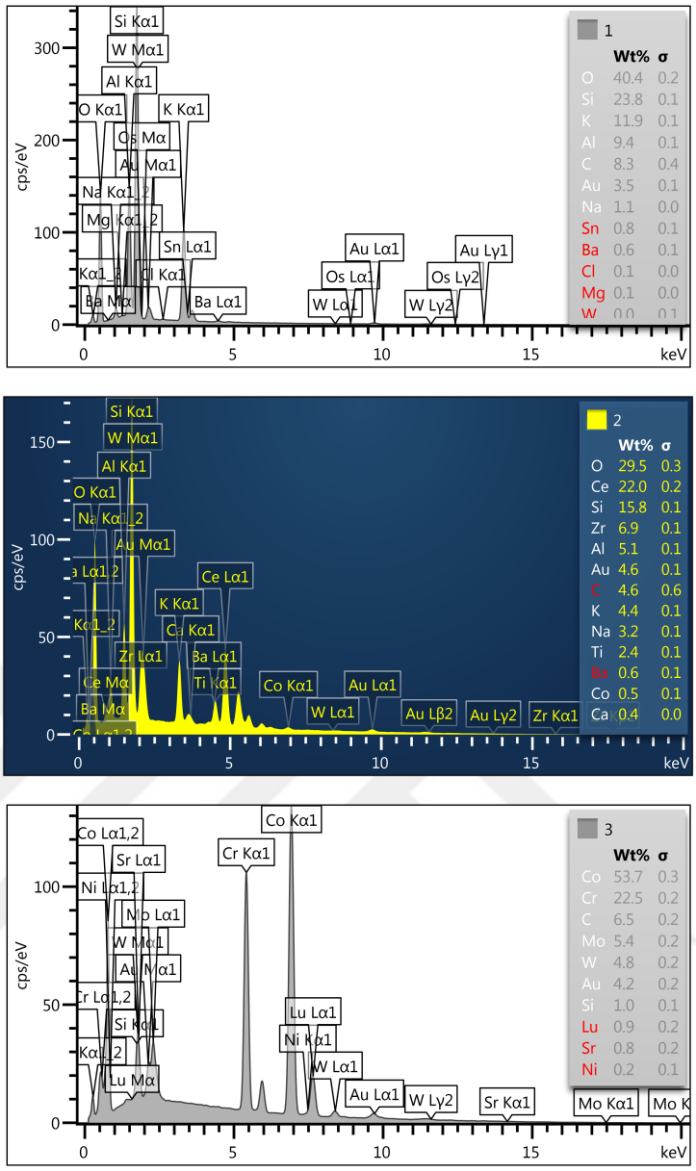


Şekil 4.21: CoCr_L4s grubunun SEM görüntüleri ve EDS analizi

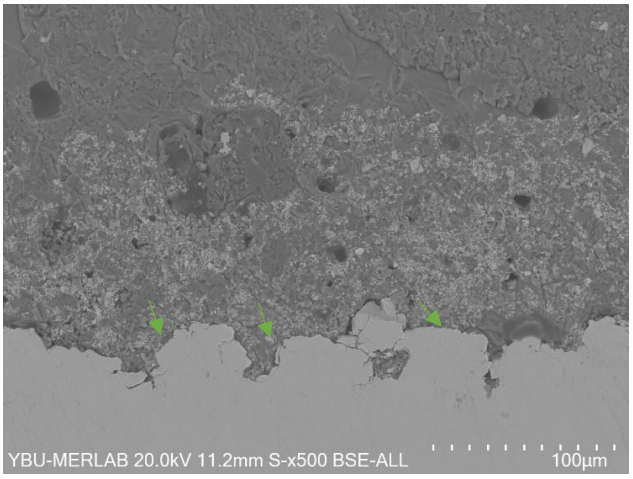


Electron Image 9

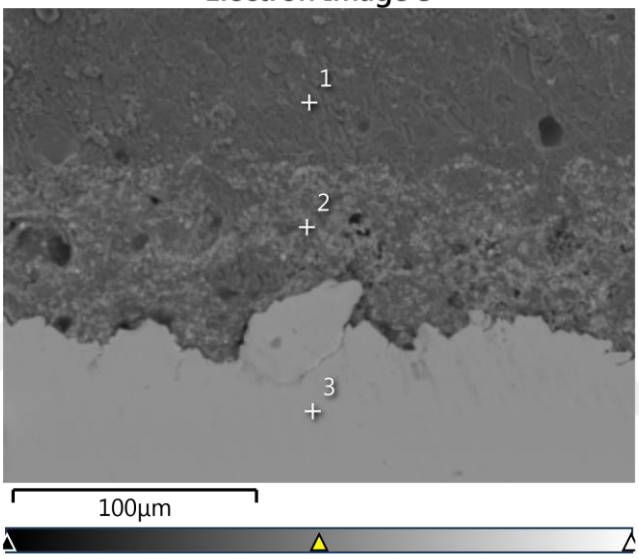


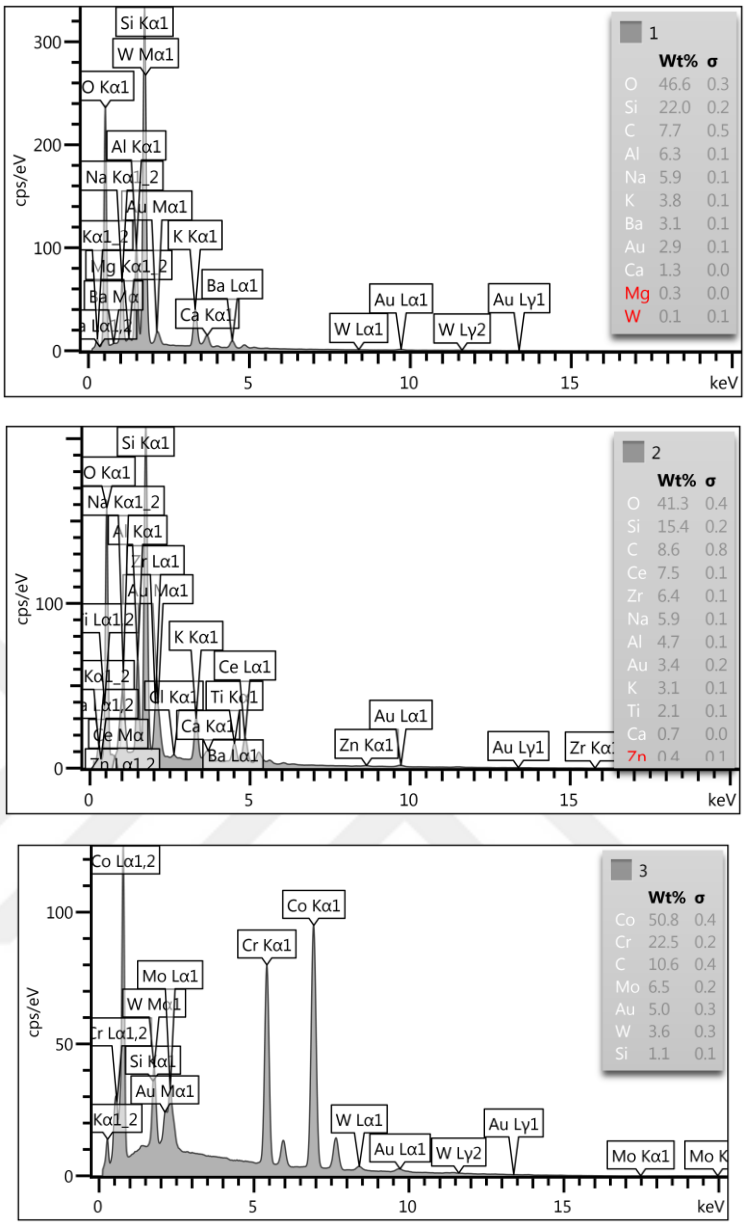


Şekil 4.22 :CoCr_L4c grubunun SEM görüntüleri ve EDS analizi

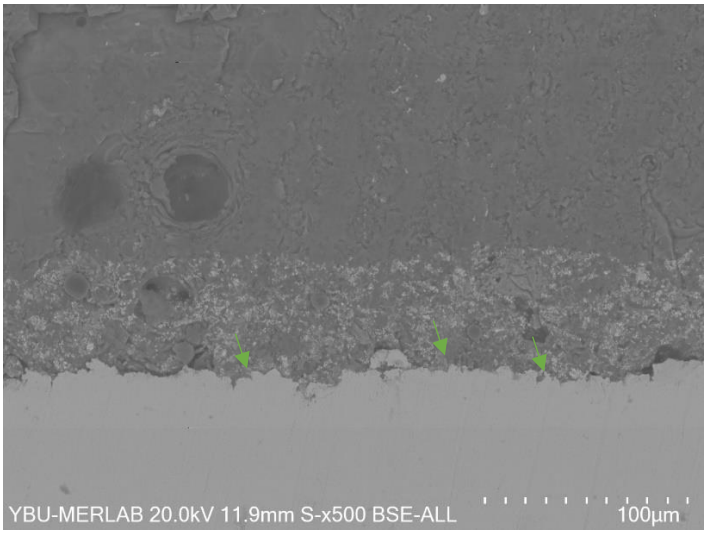


Electron Image 5

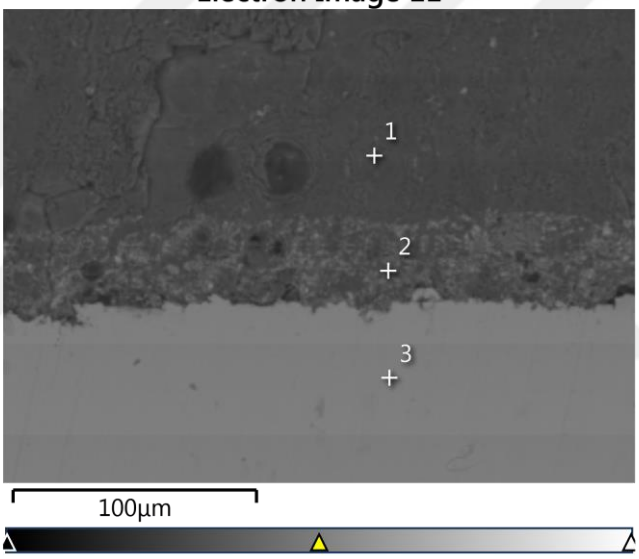


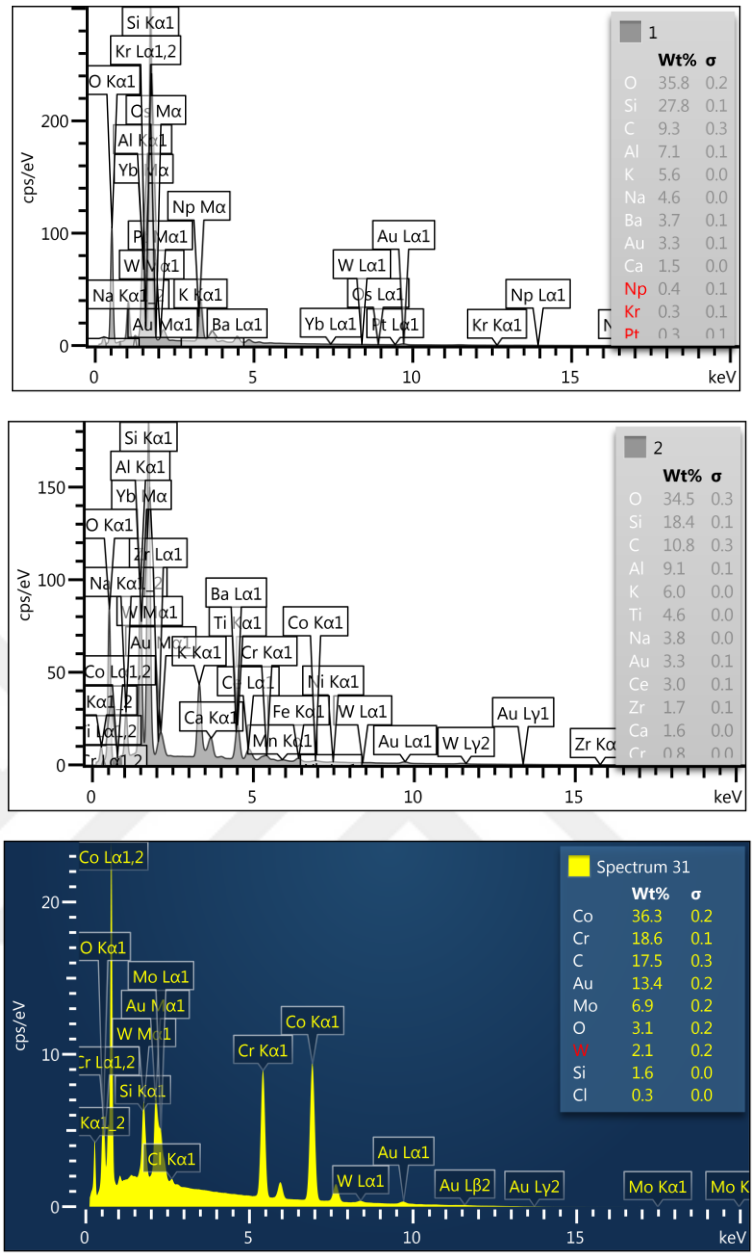


Şekil 4.23: CoCr_L4bs grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi

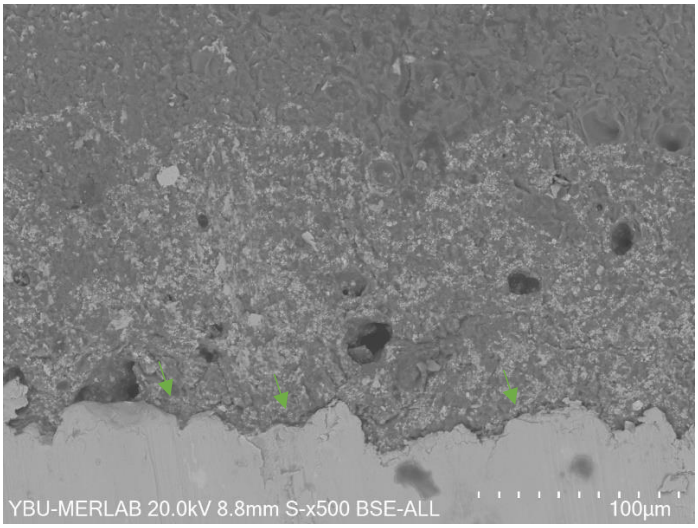


Electron Image 11

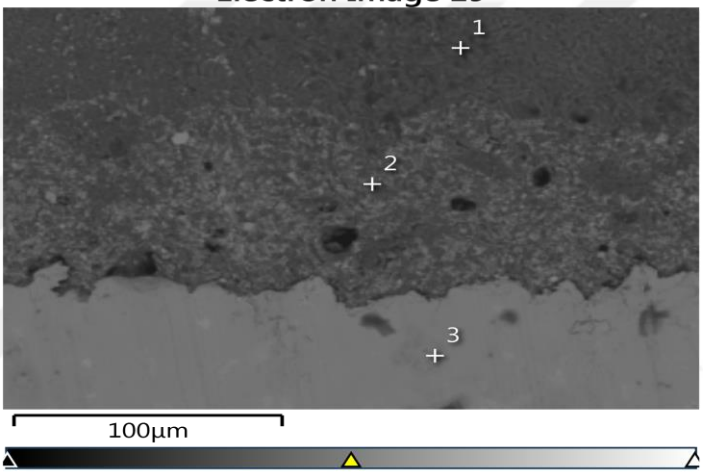


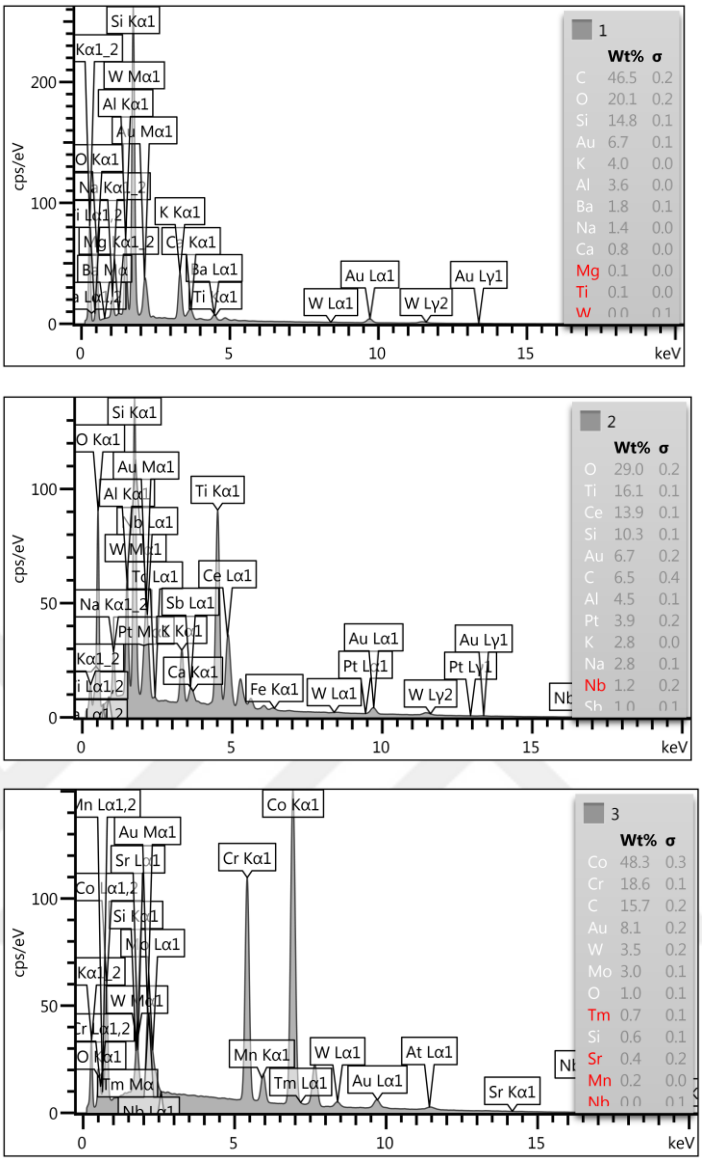


Şekil 4.24: CoCr_L4bc grubunun SEM görüntüleri ve EDS analizi

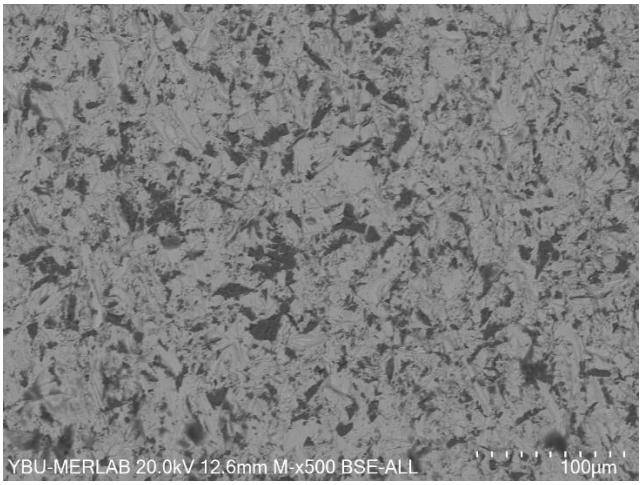


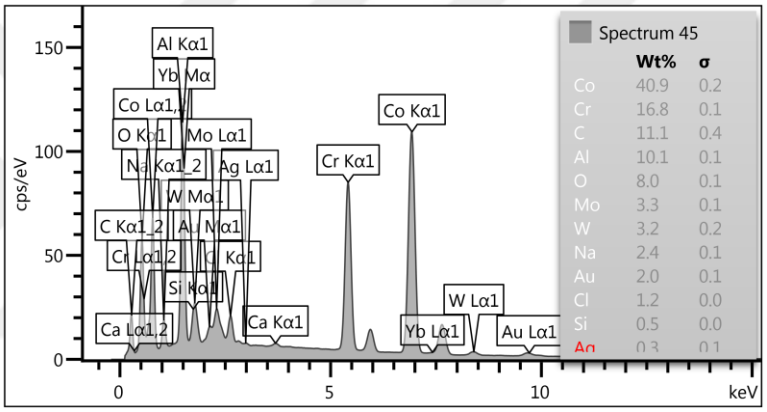
Electron Image 29



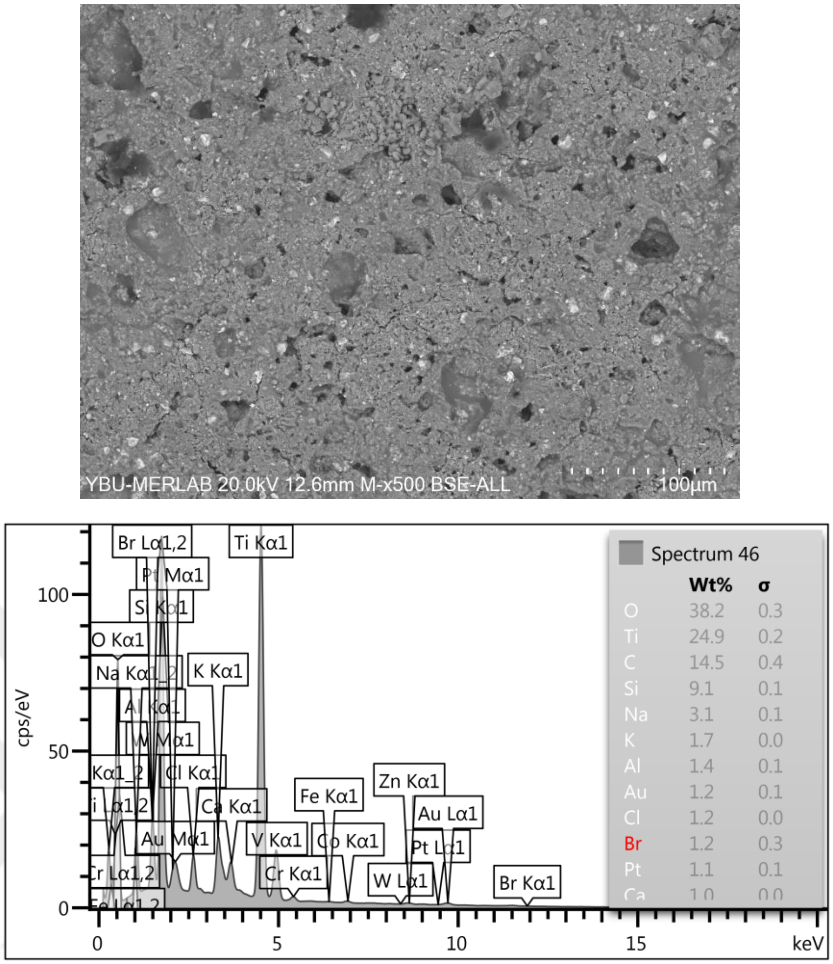


Şekil 4.25: CoCr_C grubunun SEM görüntüsü ve EDS analizi





Şekil 4.26: DMLS yöntemiyle üretilen ve porselen pişirilmemiş Co-Cr altyapının SEM görüntüsü ve EDS analizi



Şekil 4.27: Bağlantı ajanı uygulanmış DMLS Co-Cr altyapının SEM görüntüsü ve EDS analizi

2 mm kalınlığındaki örneklerde SEM görüntüleri incelendiğinde, bağlantı ajanı kullanımı ve yavaş soğutma protokolü uygulanması metal-seramik ara yüzündeki bağlantıda boşluklara sebep olmuştur. En düşük makaslama bağlantı direnci değerinin bulunduğu CoCr_L2bs grubunda metal-seramik bağlantısında büyük boşluklar gözlenmiştir.

3 mm kalınlığındaki örneklerde SEM görüntüleri incelendiğinde bağlantı ajanı kullanımı metal-seramik bağlantısında boşluklara sebep olmuştur. Soğutma protokolleri tek başına metal-seramik bağlantısını etkilemezken, bağlantı ajanı kullanımı ve yavaş soğutma protokolünün kullanımı CoCr_L3bs grubunda metal-seramik bağlantısında boşluklara sebep olmuştur.

4mm kalınlığındaki örneklerde bağlantı ajanı kullanımı ya da soğutma protokolleri SEM görüntüleri incelendiğinde metal-seramik ara yüzünde farklılık

gözlenmemiştir. Grup içinde metal-seramik bağlantısı incelendiğinde sıkı bir bağlantı gözlenmiştir.

Döküm grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde, sıkı bağlantı gözlemlenen DMLS gruplarıyla, metal-seramik bağlantısı arasında fark gözlenmemiştir.

TARTIŞMA

Bu çalışmada diş hekimliğinde sabit protetik tedavilerde yaygın olarak kullanılan Co-Cr alaşımların üretim yöntemi, altyapı kalınlığı, altyapı materyaline seramik uygulaması öncesi bağlantı ajanlarının kullanımı ve seramik fırınlanması sonrası soğutma protokollerinin, metal-seramik bağlantı direncine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda günümüz diş hekimliğinde güncel olarak kullanılan üretim tekniği DMLS çalışma grubu, döküm yöntemiyle üretilen örnekler ise kontrol grubu olarak belirlendi. Co-Cr döküm kontrol grubu ve Co-Cr DMLS deney gruplarından oluşan altyapı materyallerine seramik uygulaması yapıldı. Co-Cr döküm kontrol grubunda metal kalınlığı 3 mm'de sabit tutuldu; ancak bölümlü sabit protezlerde gövde ve konnektör bölgelerindeki metal kalınlığını yansıtabilmek için DMLS çalışma grubunda 2,3 ve 4 mm farklı kalınlıklarda altyapı materyali üretildi. Çalışma grubunda örneklerin yarısına bağlanma ajanı uygulandı. Seramik pişimi sonrasında örneklerin yarısına yavaş soğutma protokolü uygulanırken, yarısı normal soğutma protokolüne tabii tutuldu. Kontrol grubu ise literatürde yavaş soğutma protokolü önerildiği için, sadece yavaş soğutma protokolüne tabii tutuldu.

Çalışmamızdaki hipotezimiz, metal kalınlığı arttıkça bağlantı direncinin azalacağı, bağlantı ajanı kullanımının ve uygulanan yavaş soğutma protokolünün bağlantı direncini olumlu yönde etkilemesi idi; ancak çalışmada metal kalınlığı arttıkça bağlantı direnci artmış, bağlantı ajanı kullanımı ve yavaş soğutma protokolü uygulanması metal-seramik bağlantı direncini düşürmüştür.

Protetik diş tedavisi kaybedilen dişler ve ağız içi çevre dokuların yeniden oluşturulup hastaya kaybettiği estetik, fonasyon ve fonksiyonun tekrar kazandırıldığı bir bilim dalıdır. Ağızda eksik olan dişin konumuna göre tedavi şekillenmekte olup sabit, hareketli veya implant destekli restorasyonlarla tedavi tamamlanır. Bu tedavi yöntemlerinde birçok altyapı materyali kullanılabilmektedir. Özellikle baz-metal alaşımlar yüksek korozyon direnci, düşük maliyet sebebiyle altyapı materyali seçiminde ön planda olmaktadır.

Metal destekli seramik restorasyonlar sabit protetik tedavilerde ve hareketli bölümlü protezlerde dayanak dişlerin restorasyonunda çoğunlukla tercih edilir. Estetik beklentiler karşılanmadığı durumlarda zirkonyum ve lityum disilikat restorasyonlar tercih edilebilir; ancak Co-Cr baz- sebep olmamaları sebebiyle en çok

kullanılan altyapı materyalidir; ancak sahip metal alaşımlar düşük maliyet, korozyon direnci, Ni-Cr alaşımların aksine allerjik reaksiyona oldukları yüksek ergime dereceleri döküm aşamasında oksidasyona uğramaları, işlenme zorlukları gibi fiziksel özellikleri konvansiyonel döküm yöntemlerinde karşılaşılan zorluklar arasındadır. Konvansiyonel döküm yöntemleri günümüzde hala altın standart olarak kabul edilse bile, döküm zorlukları ve teknolojideki ilerlemeler sebebiyle yerini dijital teknolojilere bırakmaya başlamıştır. DMLS teknolojisi üretim kolaylığı, malzeme israfına sebep olmaması, gelişmiş mekanik özellikler ve karmaşık üretimlerde detaylı çalışma fırsatı vermesi sebebiyle konvansiyonel döküm yöntemlerinin yerini alabilecek güncel bir teknolojidir (43)(13)(9)(47).

Metal-seramik restorasyonlar yüksek dayanıklılık ve estetik görünümleri sebebiyle günümüzde sabit protetik restorasyonlarda sıklıkla tercih edilen restorasyonlardır. Restorasyonların başarısını uygun dental alaşım seçimi ve yüzey işlemleri ile iyi bir metal-seramik bağlantısının elde edilmesi belirler. Döküm yöntemiyle altyapı üretiminin zorlukları sebebiyle, günümüzde DMLS teknolojisi ile üretim tercih edilmektedir; ancak bu teknoloji avantajlarının yanı sıra metal destekli seramik restorasyonlardaki seramik bağlantı direnci belirsizdir (13).

Sabit protetik restorasyonlar üstün mekanik özelliklere sahip olsalar da uzun dönem takip çalışmalarında altyapı materyali ile seramik bağlantısında başarısızlıklar olduğu görülmüştür. Literatürde metal destekli seramiklerde, metal-seramik bağlantısında gerçekleşen başarısızlıklar %2,3-%8 olarak bildirilmiştir. Bu başarısızlıklar alt yapı materyali ile seramik arasındaki termal genleşme katsayısının uyumsuzluğu, kaplama seramiğinin alt yapıyı tam olarak ıslatamaması, yanlış tasarlanmış alt yapılar ve uygun olmayan pişirme koşulları sebebiyle metal-seramik bağlantısında gerçekleşmektedir (9)(33)(45).Yapılan son çalışmalarla bağlantı ajanı kullanımının ve seramik pişimi sonrasında soğutma protokolünün altyapı-seramik bağlantı direncini etkilediği bildirilmiştir (33)(43)(58)(44).

Metal-seramik bağlantı direnci makaslama, germe, makaslama ve germe, eğilme ve bükme kuvvetleri ile ölçülebilir. Literatür incelendiğinde makaslama bağlantı direnci testi ve 3 nokta bükme testi metal seramik bağlantısını incelemede kullanılmıştır. Çalışma örneklerinin kolay hazırlanabilmesi ve test cihazının kolay kullanılabilirliği, uygun test yöntemini seçmede önemlidir.

Anusavice ve ark ve Lenz ve ark ideal bir metal-seramik bağlanma mukavemeti testinin mevcut olmadığını, çünkü kullanılan yöntemin örneklerde homojen olmayan stres dağılımına sebep olduğunu belirtmişlerdir. Yapılan in vitro çalışmalar ağız içi durumu yansıtamamaktadır (55).

Dimitridas ve ark iki farklı üretim yöntemiyle Co-Cr altyapı materyali elde etmişlerdir. Örnekler ISO 9693'e göre üretilip 3 nokta bükme testine tabii tutulmuştur. Döküm yöntemiyle üretilen örnekler kontrol grubu, DMLS yöntemiyle üretilenler ise çalışma grubu olarak belirlenmiştir. DMLS örneklerde Co-Cr tozu (EOS Co-Cr SP2; EOS GmbH) kullanılmıştır. İki grubun metal-seramik bağlantı dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (13). Çalışmamızda döküm CoCr_C ve başarılı sayılan CoCr_L gruplarının makaslama bağlantı direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir gözlenmemiştir. Çalışmanın sonucu çalışmamızla uyumludur.

Xiang ve ark Co-cr altyapı materyalini döküm ve DMLS üretim yöntemleriyle üretip, materyalin seramik ile bağlantısını incelemiştir. Örnekler ISO 9693'e göre hazırlanıp, 3 nokta bükme testine tabii tutulmuştur. DMLS yöntemiyle üretilen örneklerde Co-Cr tozu olarak (Wirobond C+; Bego) kullanılmıştır. İki grup arasında bağlantı dirençleri kıyaslandığında istatistiksel olarak fark yoktur (39). Çalışmanın sonucu çalışmamızla uyumludur.

Wu ve ark yaptıkları çalışma iki farklı üretim yöntemini; konvansiyonel döküm tekniği ve SLM ile üretilen altyapılarda metal-seramik bağlantısını incelemişlerdir. Çalışmada SLM yöntemiyle üretilen altyapılarda Co-Cr tozu (EOS Cobalt Chrome SP2; EOS GmbH) kullanılmıştır. Örnekler ISO 9693-1 standardına göre üretilip 3 nokta bükme testine tabii tutulmuştur. Çalışmanın sonucunda iki üretim yönteminde, metal-seramik bağlantı direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır(49).Çalışmanın sonucu çalışmamızla uyumludur. Altyapı üretim yöntemi metal-seramik bağlantısını etkilememiştir.

Ren ve ark iki farklı üretim tekniğiyle; konvansiyonel döküm tekniği ve SLM yöntemiyle altyapılar elde ederek metal-seramik bağlantısına çoklu fırınlamaların etkisini incelemişlerdir. Çalışmada SLM yöntemiyle üretilen örneklerde Co-Cr tozu olarak (Wirobond C+; Bego) kullanılmıştır. Çalışmada örnekler ISO 9693-1 standardında üretilip, 3 nokta bükme testine tabii tutulmuştur. İki grup arasında

metal-seramik direnci değerlerinde, 3,5 ve 7 fırınlama sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır(59). Çalışmada kullanılan Co-Cr tozu ve sonuçlar çalışmamızla uyumludur.

Li ve ark 3 farklı üretim yönteminin; konvansiyonel döküm tekniği, frezeleme tekniği ve SLM yönteminin metal-seramik bağlantısına etkisini incelemişlerdir. Çalışmada örnekler ISO 9693-1 standardına göre üretilip, 3 nokta bükme testine tabii tutulmuşlardır. Çalışmada SLM yöntemiyle üretilen örneklerde Co-Cr tozu olarak (Wirobond C+; Bego) kullanılmıştır. Elde edilen bağlantı direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (60).Çalışmanın sonucu çalışmamızla uyumludur.

Literatür incelendiğinde 3 nokta bükme testine tabii tutulan örnekler ISO 9693 standardına göre üretilmektedir; ancak makaslama bağlantı direnci testinde örneklerin hazırlanmasında belli bir standart bulunmamaktadır.

Metal-seramik bağlantı direnci ISO 9693 tarafından minimum kabul edilebilir kuvvet 25 Mpa'dır; ancak, ISO tarafından önerilen 3 noktalı bükme testi yöntemi, makaslama bağlantı direnci testine kıyasla metal-seramik arayüzeyinde homojen olmayan bir stres dağılımına sebep olmaktadır. Bu sebeple 3 nokta bükme testiyle alınan sonuçları yorumlamak zordur (62).

Makaslama bağlantı direnci testi dairesel ya da dikdörtgen biçiminde pişirilen seramik yüzeylerde yapılabilir. Dikdörtgen biçiminde metal-seramik yüzeyine makaslama bağlantı direnci ölçülmesini Schmitz ve ark önermiştir. Literatürde bu numune dizaynı “Schmitz-Schulmeyer” dizaynı adıyla kullanılır. Hammad ve ark. minimum deneysel değişkenler gerektirdiğinden bu testin bağ kuvvetini ölçmek için en iyi yöntem olduğunu ve ayrıca bu test yönteminin doğrudan bağlantıya kuvvet uygulayarak metal-seramik arayüzeyinde homojen bir gerilim sağladığını belirtmiştir (63)(64).

Serra Prat ve ark 3 farklı üretim yöntemi; döküm, milleme ve DMLS (EOS CobaltChrome SP2, powder) yöntemiyle üretilen Co-Cr altyapı materyallerinin metal-seramik bağlantısını incelemişlerdir. Çalışmada örnekler makaslama bağlantı direnci testine tabii tutulmuştur. 10 mm çap ve 10 mm yüksekliğe sahip altyapılarda 2.5 mm çap,4 mm yükseklikte seramik pişirilmiştir. Çalışmanın sonucunda farklı

üretim teknikleriyle üretilen altyapılar ile seramik arayüzündeki makaslama bağlantı dirençlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (50).

Tulga ve ark. yaptıkları çalışmada 4 farklı üretim yöntemiyle; konvansiyonel döküm tekniği, frezeleme, lazerCUSİNG tavlama işlemi yapılmış ve yapılmamış, DMLS (EOS CobaltChrome SP2 powder) tekniği ile tavlama işlemi yapılmış ve yapılmamış altyapılarda seramik bağlantısını incelemiştir. Çalışmada örnekler makaslama bağlantı direnci testine tabii tutulmuştur. 10 mm çap ve 10 mm yüksekliğe sahip altyapılarda 5 mm çap, 5 mm yükseklikte seramik pişirilmiştir. Çalışmanın sonucunda en düşük metal-seramik bağlantı direnci değerleri frezeleme tekniğiyle üretilen altyapılarda elde edilmiştir. DMLS yöntemiyle üretilen tavlama yapılmayan ve laserCUSİNG tekniğiyle üretilip tavlama yapılan altyapılarda metal-seramik bağlantı değerleri diğer gruplardan yüksek bulunmuştur. Bu 3 grubun makaslama bağlantı direnci değerleri istatistiksel olarak anlamlıdır. Diğer üretim yöntemleri ile elde edilen altyapılarla- seramik bağlantı direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmada tavlama yönteminin metal-seramik bağlantısına olan etkisi de incelenmiştir (65).Çalışmamızda bu parametre kullanılmamıştır, bu sebeple sonuçlar çalışmamızla kısmen uyumludur.

Baysal ve ark Co-Cr, Ni-Cr, ZrO_2 ve Ti_6Al_4Va altyapı materyallerinin, seramik ile bağlantı dirençlerini, makaslama bağlantı direnci testi kullanarak ölçmüştür. Çalışmada altyapı materyalleri 12 mm çap, 1 mm kalınlıkta üretilip, 6 mm çap 4 mm yükseklikte seramik pişirilmiştir (9).

Akova ve ark Ni-Cr ve Co-Cr baz metal alaşımlarının, seramik ile bağlantısını incelemiştir. Yapılan çalışmada döküm Ni-Cr baz metal alaşımı döküm yöntemiyle üretip, kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Çalışma grubu olarak Co-Cr alaşımı kullanılmıştır. Co-cr alaşımı döküm ve DMLS yöntemleriyle üretilmiştir. 5x5 mm boyutlarında bar şeklinde altyapılar üretilmiş ve 4 mm yüksekliğinde seramik uygulanmıştır. Hazırlanan örnekler makaslama bağlantı direnci testine tabii tutulmuştur. Çalışmanın sonucunda Ni-Cr alaşımlar ile seramik ile bağlantısı diğer gruplardan daha yüksek bulunmuştur; ancak sonuç istatistiksel olarak anlamlı değildir (47).

Literatür incelendiğinde; farklı üretim tekniklerinin metal-seramik bağlantısını etkilemediği sonucuna ulaşılmıştır. 3 nokta bükme testine tabii tutulan

örneklerde standart bir örnek dizaynı kullanılırken, makaslama bağlantı direnci testi için örnek dizaynında bir standart bulunmamaktadır. Farklı test methodları ve farklı Co-Cr tozu kullanımı sonuçları değiştirmemiştir (25). Çalışmamızın sonuçları literatürle uyumludur.

Makaslama bağlantı direncini ölçmede literatürde farklı örnek dizaynları kullanılmıştır. Tripathi ve ark dikdörtgen biçiminde örnek dizaynıyla, farklı fırınlama sıcaklıklarının Ni-Cr altyapı-seramik bağlantısına etkisini makaslama bağlantı direnci testi kullanarak ölçmüştür. Çalışmada örnekler ANSI/ADA 38 spesifikasyonuna benzer şekilde üretilmiştir. Altyapı materyali 20x5x3 mm boyutlarında üretilip, 8x3x1 mm boyutlarında seramik pişirilmiştir(56). Çalışmamızda kullanılan örnek dizaynı ile uyumludur.

Dimitridas ve ark yaptıkları çalışmada Co-Cr döküm ve DMLS gruplarında koheziv tipte başarısızlıklar elde etmişlerdir (13). Xiang ve ark ise Co-Cr döküm grubunda adeziv başarısızlıklar görülürken, Co-Cr DMLS grubunda koheziv başarısızlıklar gözlemlenmiştir. Xiang ve ark göre koheziv kırıklar güçlü bir metal porselen bağlantısını göstermektedir; ancak sonuçlar incelendiğinde gruplar arası metal-seramik bağlantı dirençlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır(39).

Akova ve ark yaptıkları çalışmada döküm Ni-Cr ve Co-Cr altyapılarda karışık tipte başarısızlıklar gözlemlerken, Co-Cr DMLS altyapılarda adeziv ve karışık tipte başarısızlıklar gözlemlenmiştir. Mevcut çalışmaya göre adeziv başarısızlıklar, istenilen bir başarısızlık türüdür. Sebebi ise metal ve metaldeki oksit tabakasıyla seramiğin güçlü bağlantısını gösterir; ancak gruplar arasında metal-seramik bağlantı direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir. Dimitridas ve ark. ise farklı tipte başarısızlıklar gözlenmiştir. Başarısızlık tiplerindeki farklılığın sebebi, farklı test yöntemlerinin kullanılmasıdır. Aynı zamanda başarısızlık tipinin tanımı literatürde belirsizdir (47).

Zinelis ve arkadaşları 8 farlı titanyum altyapının düşük ısı porseleniyle bağlantı direncini incelemiştir. Örnekler ISO 9693'e göre 3 nokta bükme testine tabii tutulmuştur. Test sonrasında örneklerdeki başarısızlıklar SEM-EDS ile incelenmiştir ve başarısızlık tipleriyle, metal-seramik bağlantı direnci değerleri arasında bir korelasyon bulunamamıştır(61). Çalışmamızda başarısızlık tipleri bağlantı direnciyle

bir korelasyon göstermemiştir. Bağlantı ajanı kullanılan örnekler koheziv kırık tipi gösterirken, bağlantı ajanı kullanılmayan örneklerde karışık ve adeziv tipte kırıklar görülmüştür.

Metal-seramik arayüzündeki bağlantı, kimyasal bağlantının Van der Waals kuvvetleri ile desteklenmesiyle, mikromekanik bağlantı ve termal genleşme katsayısındaki uyumla sağlanan sıkıştırma bağlantısıyla sağlanmaktadır.

Mikromekanik bağlanma, kumlanmış metal yüzeyindeki düzensizliklere opak porselenin akmasıyla sağlanır(44) (43). Literatür incelendiğinde kumlama prosedürü farklı boyutlarda 50,110 ve 250 µm boyutunda Al_2O_3 partikülleriyle yapılabilir; ancak Külünk ve ark. Ni-Cr ve Co-Cr altyapılarda 30-50 µm sentetik elmas partiküller, 50 µm Al_2O_3, 110 µm Al_2O_3 ve 60-80 µm kübik boron nitrit partiküllerini kullanarak hava abrazyonu ile yüzey hazırlığı yapmışlardır. Hazırlanan yüzeylerde seramik bağlantı direnci test edilmiştir. En yüksek bağlantı direnci 110 µm Al_2O_3,boyutunda partikülleri ile yapılan aşındırma da elde edilmiştir (66).Çalışmamızda kullanılan Al_2O_3 partikül boyutu da 110 µm olarak seçilmiştir.

Çalışmamızda metal-seramik bağlantı direncinin ana belirleyicisi termal genleşme katsayısındaki farklılıktan kaynaklı oluşan sıkıştırma bağlantısı ve metal-seramik yüzeyinde oksit tabakası sayesinde sağlanan kimyasal bağlantıdır.

Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası ile kimyasal bağlantı sağlanmaktadır; ancak yüksek sıcaklıklarda oksit tabakasının kalınlığını kontrol etmek zorlaşır ve bu durum restorasyonda metal-seramik bağlantısında başarısızlıkla sonuçlanmaktadır. Yüzeydeki oksit tabakası Cr, Co, Ni ve Mo gibi temel metal elementlerini içerir. Bu elementler oksitlenmeye yatkındır ve bu sebeple kalın bir oksit tabakasının oluşmasına sebep olurlar. Bu durum metal-seramik bağlantı direncini olumsuz yönde etkiler. Klinik pratiğinde bu oksit tabakası Cr_2O_3, NiO, SiO_2, MoO_2, MoO_3 ve TiO_2 formuyla, fırınlama prosedürü esnasında oluşurlar (43) (44).

Metal-seramik arayüzünde oluşan oksit tabakası kontrol edilmeye çalışılmıştır. Örneğin Mclean ve ark. göre arayüzde oluşan Cr_2O_3 bileşiği Co-Cr ve seramik arasındaki bağlantıyı CTE değerini düşürerek kötü yönde etkilerken, Cr kalın bir oksit tabakasının engelleyerek bağlantı direncinin düşmesini engeller. Işıl ve arkadaşlarına göre alaşım yüzeyini silisyumla kaplama bağlantı direncini arttırmaktadır. Alaşıma Si ilavesiyle Co içeren oksit oluşumu engellenir ve esas

olarak Cr_2O_3'ten oluşan homojen bir oksit filminin oluşması ile sonuçlanır. Wang ve ark. yaptıkları çalışmada Si_3N_4 ve Cr kaplamasının oksit tabakasını kalınlığını azaltarak daha güçlü bir metal-seramik bağlantısıyla sonuçlandığını bulmuşlardır. Bu sebeple seramik üreticileri çeşitli içeriklerde bağlantı ajanları önermişlerdir(43).

Yoo ve ark SLM yöntemiyle üretilmiş Co-Cr altyapı materyallerinde, iki farklı bağlantı ajanının, metal-seramik bağlantısına etkisini incelemiştir. Kullanılan bağlantı ajanlarının element içerikleri aynıdır; ancak içerik yüzdeleri farklıdır. Kullanılan bağlantı ajanı sistemlerinden birinde Silisyum (Si) (Creation Willi Geller, Hersteller Meiningen, Avusturya) elementi yüksek iken, diğer bağlantı ajanında (Matchmaker CTE Buffer, Davis Schottlander Letchworth,Herts,İngiltere) Ti elementi daha yüksektir. Çalışmada döküm Co-Cr altyapı materyali kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Üretim yöntemi metal-seramik bağlantı direncini etkilemezken, bağlantı ajanı kullanılan SLM numunelerde yüksek metal-seramik bağlantısı gözlenmiştir. Ti içeriği fazla olan bağlantı ajanı en yüksek bağlantı direncini sağlamıştır. Çalışmaya göre bu sonuç, bağlantı ajanı kullanımı oksit tabakası oluşumunu sınırlarken aynı zamanda metal-seramik arasındaki termal genleşme katsayısı farkını kompanse etmektedir. Ti içeriği yüksek bağlantı ajanıyla en yüksek metal-seramik bağlantı direnci elde edilmiştir. Ti elementi oksijen tutucu olarak davranır ve alaşım yüzeyinde kalın bir oksit tabakası birikimini engeller. Ti elementi, seramikte bulunan Si elementi kimyasal bir reaksiyona girer ve Ti_5Si_3O fazının oluşmasını sağlar (43)(67). Bu şekilde Ti metal-seramik bağlantısında kimyasal köprü görevi görür ve bağlantı direncini arttırır; ancak sonuçlar çalışmamızda uyumlu değildir. Çalışmada kullanılan ve daha başarılı bulunan bağlantı ajanının içeriği sırasıyla C, O,Na, Al, Si, K, Ti, Cr, Mn, Fe, W sırasıyla 1.44,46.53, 0.98, 4.33, 16.08, 2.85, 21.16, 0.84, 1.01, 2.37, 2.41'dir. Kullanılan Ti bazlı bağlantı ajanının içeriği çalışmamızda kullanılan bağlantı ajanından (VITA NP BOND, Vita-Zahnfabrik, Almanya) farklıdır. Bu sebeple iki çalışmanın sonuçlarının uyumlu olmadığı düşünülmektedir . Çalışmamızla farklı bağlantı ajanı sistemlerinin kullanılması farklı sonuçlara sebep olduğu düşünülmektedir.

Bağlantı ajanı uygulanan örneklerin SEM-EDS analizlerine göre, boşlukların olmadığı, sıkı bir bağlantı gözlenmiştir. Bağlantı direnci testi sonrasında örneklerde bağlantı bölgelerinde ayrılmalar gözlenmemiştir.

Bağlantı ajanı uygulanmayan örneklerde ise hem test öncesi hem de test sonrası kalın bir oksit tabakası ve metal-seramik bağlantısında boşluklar izlenmiştir(43). Çalışmamızda 4 mm kalınlığındaki örnekler hariç, diğer numunelerde bağlantı ajanı kullanımı SEM görüntülerine göre metal-seramik bağlantısında boşluklara sebep olmuştur.

Dimitridas ve ark yaptıkları çalışmada SLM ile üretilmiş Co-Cr altyapı materyallerini 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama sonrası ağırlıkça Ti içeriği %32,85 olan (VITA NP BOND, Vita-Zahnfabrik, Almanya) bağlantı ajanını ve Vita VMK Master porselenini altyapıya uygulamış ve metal-seramik bağlantı dirençlerine bakmıştır. Bağlantı ajanı uygulanan örneklerde metal-seramik bağlantı direnci düşmüştür. Çıkan sonuca göre bağlantı ajanı bağlantı direncini düşürürken, bağlantı direnci değerleri arasındaki değer dağılımının daralmasını sağlamıştır; yani bağlantı ajanı uygulanan örneklerde "Weilbull modulus" artmıştır (44). Kullanılan bağlantı ajanı Ti elementi açısından zengindir ve çalışmamızla uyumludur.

Genel olarak, metalik bağlara sahip bir metal malzeme ile iyono-kovalent bağların hakim olduğu bir seramik oksit ile bağlantısında büyük boşluklar vardır. Bağlantı ajanları bu iki farklı materyalin bağlantısındaki boşlukların azaltılmasına yardımcı olur. Bağlantı ajanının difüzyonu ile arayüzdeki keskin yüzeyler elimine edilip; 2 farklı yüzey arasında köprü sağlanır. Bu durum oksit tabakasının indirgenmesi ya da metal yüzeyinin uygun şekilde oksitlenmesi ile sağlanır. Ti alaşımlarda, Ti'nin oksijene olan afinitesiyle bu bağlantı sağlanabilir; ancak Ti'nin yüzeyde birikimi metal-seramik bağlantısını düşürür. Kullanılan bağlantı ajanı metal yüzeyinden (Ti) ve seramik yüzeyinden (O) elementler içeriyorsa, örneğin TiO_2 içeren bağlantı ajanları, Ti alaşım-seramik bağlantısında bir köprü, görevi görür ve bağlantı direncini arttırır (44).

Çalışmada Co-Cr alaşımlarda, alaşım içeriğinden element bulunmayan, TiO_2 içeren bağlantı ajanı kullanılmıştır. Ti elementi fırınlama esnasında arayüzde kısa bir süre bulunmuştur. Bağlantı ajanı bu sürede opak porselene diffüze olabilirken, porselen kütlesinin tamamına diffüze olamamıştır. Alaşım elementlerinden Co,Cr ve

Si ile bağlantı ajanı içerisindeki TiO_2'nin spontane reaksiyonu gerçekleşmez. Ellingham diyagramına bakıldığında Co ve C, TiO_2 ve Zro_2 ile indirgenmesi termodinamik açıdan mümkün değildir. TiO_2 ve ZrO_2 oksitler CoO ve Cr_2O_3 oksitlerinden daha kararlıdır. Bu sebeple bağlantı ajanı sadece porselen tarafına diffüze olurken, Co-Cr alaşım yüzeyiyle reaksiyona girmez. Bu durum bağlantı arayüzünde 3 fazın oluşması ile sonuçlanır, bu sebeple bağlantı direnci düşer (44).Çalışmanın sonucu çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlarla uyumludur. Çalışmada kullanılan bağlantı ajanı, seramik sistemi ve kullanılan Al_2O_3 partikül boyutları da çalışmamıza benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda bağlantı ajanı kullanılan örneklerde bağlantı direnci azalırken, koheziv kırık görülmesinin sebebi bağlantı ajanının sadece opak yüzeyine diffüze olarak, kalan porselen kütlesine diffüze olamamasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmamızda EDS sonuçları incelendiğinde bağlantı ajanındaki elementlerin içeriğinin metal seramik bağlantısında opak porselene diffüze olduğu, seramiğin geri kalanı ve metal altyapıya diffüze olamadığı gözlenmiştir. Metal yüzeyinde görülen Al içeriği ise Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılmasından kaynaklanmaktadır.

Bakkar ve ark bağlantı ajanı kullanımının 9 farklı Co-Cr seramik sisteminde bağlantı direncine etkisini incelemişlerdir. Çalışmada örnekler 3 nokta bükme testine tabii tutulmuştur. Uygulanan 5 porselen sisteminde bağlantı direnci MPa değeri olarak artarken, bağlantı direncindeki artış sadece 2 porselen sistemi için istatistiksel olarak anlamlıdır. 4 porselen sisteminde bağlantı ajanı kullanımı bağlantı direncini düşürmüştür, bağlantı direncindeki düşüş sadece 1 porselen sistemi için istatistiksel olarak anlamlıdır. Çalışmada bağlantı ajanı uygulanan 9 farklı porselen sisteminden 6'sında adeziv kırık tipi görülürken, 3' ünde koheziv tipte kırık görülmüştür. Bağlantı ajanı uygulanmayan örneklerdeki başarısızlık tipi ise adezivdir (68). Çalışmada bağlantı ajanı uygulanan 9 farklı porselen sisteminden 6'sında adeziv kırık tipi görülürken, 3' ünde koheziv tipte kırık görülmüştür. Bağlantı ajanı uygulanmayan örneklerdeki başarısızlık tipi ise adezivdir. Söz konusu çalışmanın sonuçları, bizim çalışmamızla kısmen uyumludur. Farklı sonuçların ise bizim çalışmamızdan farklı seramik ve bağlantı ajanı sistemleri kullanılması ve bu

sistemlerin farklı kompozisyonlarda element içeriğine sahip olması, farklı test yönteminin kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Kohort ve ark 2 farklı Co-Cr altyapı materyaline aynı bağlantı ajanı ve seramik sistemini uygulayarak 4 nokta bükme testiyle bağlantı direncini incelemişlerdir. Çalışmada döküm yoluyla elde edilen Co-Cr materyalinde bağlantı ajanı kullanımı, bağlantı direncini arttırmıştır. Sonuç istatistiksel olarak anlamlıdır; ancak CAD/CAM yöntemiyle üretilen Co-Cr altyapı materyalinde bağlantı ajanı kullanımı bağlantı direncini azaltmıştır. Çalışmada kullanılan bağlantı ajanı Si bazlıdır. Elde edilen sonuç istatistiksel olarak anlamlı değildir. Çalışmamızda DMLS methoduyla üretilen 4 mm kalınlığındaki bağlantı ajanı uygulanan numunelerde bağlantı direnci azalmış ancak sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Kohort ve arkadaşlarının çalışmasındaki sonuç, bizim çalışmamızın sonuçlarıyla kısmen uyumludur(69).

Ting ve ark bağlantı ajanı kullanımı ve farklı soğutma protokollerinin metal-seramik bağlantısına olan etkisini çalışmışlardır. Çalışma sonucunda normal soğutmaya tabii tutulan örneklerle, yavaş soğutma protokolüne tabii tutulan örnekler arasında, metal-seramik bağlantısında istatistiksel olarak fark bulunamamıştır. Bağlantı ajanı kullanımı ise metal-seramik bağlantısının azalmasına sebep olmuştur (70).Çalışmamızda 4 mm lik numunelerde kullanılan soğutma protokolleri grup içerisinde metal-seramik bağlantısı direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka sebep olmamıştır; ancak 3 mm kalınlığındaki metal örneklerde, bağlantı ajanı ve yavaş soğutma protokolü uygulanan örnekler en başarısız metal-seramik bağlantısını göstermiştir. 2 mm bağlantı ajanı uygulanmayan ve yavaş soğutma protokolüne tabii tutulan örneklerde ise metal-seramik bağlantısı normal soğutmaya tabii tutulan örneklerden düşüktür. 4 mm kalınlığa sahip örneklerde soğutma protokolü ve bağlantı ajanı kullanımı porselende biriken rezidüel stresi etkilememiş ve başarılı bağlantı direnci değerleri elde edilebilmiştir. 2 ve 3 mm örneklerde yavaş soğutma protokolü uygulanması rezidüel stres birikimini arttırmış ve porselenin daha kırılgan bir hale gelmesine sebep olduğu düşünülmektedir. Gruplar arası oluşan bu farklılık metal kalınlıklarından kaynaklı soğuma sürelerinin değişmesi ve biriken rezidüel stresin farklı olmasından kaynakladığı düşünülmektedir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar Ting ve ark yaptığı çalışmanı sonuçlarıyla kısmen uyumludur.

Metal-seramik restorasyonlardaki başarısızlığın sebebi ağız içi ortamda tekrarlanan stres, çiğneme esnasında ya da travma sebebiyle maruz kaldığı gerilim kuvvetleridir. Yapılan klinik çalışmalara göre 10 yıl içerisinde başarısızlığa uğrayan metal-seramik restorasyonların yüzdesi %5-10 arasında değişmektedir (52)(71).

Bu başarısızlık sebepleri arasında ağız içindeki stres ve nem de bulunmaktadır. Tekrarlanan çiğneme kuvvetlerine nemin de eklenmesiyle porselende yaşanan başarısızlıklar artar.

Metal ve seramik malzemelerin fiziksel özelikleri arasındaki farklar göz önünde bulundurulduğunda yaşanan başarısızlıklar normal kabul edilebilir. Örneğin feldspatik porselen soğurken içerisinde bulunan lösit kristalleri, cam matriksten daha fazla büzülür ve bu porselende yaşanan mikro çatlaklara yol açar (52).

Seramikte yaşanan çatlakların en sık sebebi seramiğin üretimi ve sinterlenmesi sırasında ortaya çıkan çatlaklardır. Özellikle uzun ve posterior bölgede kullanılan metal-seramik restorasyonlar ağır ve karmaşık çiğneme kuvvetlerine maruz kalırlar ve bu durum restorasyonun esnemesine, varolan çatlakların ilerlemesine ve başarısızlığa uğramasına sebep olur (52) (72). Seramikteki mikro çatlaklar, porselenin erimesi, kondenzasyonu ve sinterlenmesi sırasında metal-seramik arasındaki termal genleşme katsayısı farkından kaynaklı gerçekleşebilir (73). Metal alt yapının hatalı tasarımı, metal alt yapı ile seramik arasındaki uyumsuz termal genleşme katsayıları, yetersiz metal destekli aşırı porselen kalınlığı, porselen uygulamasındaki teknik kusurlar, preperasyon hataları, oklüzal kuvvetler veya travma da başarısızlık nedenleri arasındadır (9).

İdeal klinik şartlarda diş destekli metal-seramik kuronların altyapı kalınlığı minimum 0,3-0,5 mm arasında değişmektedir (74). Bazı klinik durumlarda prepare edilmiş destek dişlerin, implant dayanağının boyu idealden kısa olabilir veya uzun köprülerde gövde tasarımlarında, interokluzal mesafe arttırılmak istenildiğinde yine daha fazla metal ya da porselen kalınlığı kullanılabilir. Çalışmamızda farklı kalınlıkta metal altyapılar kullanarak in vitro ortamda metal kalınlığının metal-seramik bağlantısına olan etkisi incelenmiştir.

Metal-seramik bağlantısını arttırmak için 2 prensip uygulanmalıdır; minimum kalınlıkta porselen uygulaması yapılmalı ve altyapı materyali porseleni

destekleyecek kalınlıkta olmalıdır. Kalın bir porselen kütlesi porselende yaşanan çatlakara sebep olacaktır(75).

Shirakura ve ark yaptıkları çalışmada tam seramik ve metal-seramik sistemlerde değişen altyapı/seramik kalınlık oranlarında metal-seramik bağlantı direncini yaşlandırma sonrası özel tasarlanmış döngüsel yükleme testi ile incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda en başarılı grup olarak tam seramikler bulunmuştur. Metal seramik sistemlerde ise altyapı/porselen oranı arttıkça dayanıklılık artmıştır. Çalışmanın sonucu çalışmamızla uyumludur. Altyapı desteği arttıkça porselen dayanıklılığı artmaktadır (75).

Millen ve ark metal-seramik sistemlerde toplam kalınlık, kor kalınlığı ve porselen kalınlığının metal-seramik bağlantısına etkisini incelemişlerdir. Çalışmada metal-seramik bağlantısını belirlemek için girinti testi kullanılmıştır ve porselende oluşan çatlak uzunlukları ölçülmüştür. Toplam kalınlık ve porselen kalınlığı çatlak uzunluğunu etkilemezken, kor kalınlığındaki değişim çatlak uzunluğu ile pozitif korelasyon göstermiştir. Sonuç olarak kor kalınlığı arttıkça seramikte oluşan çatlak uzunluğu artmıştır. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçlarından farklılık göstermektedir. Bunun sebebinin Millen ve ark. çalışmasında belirlediği kor kalınlıklarının çalışmamızda belirlenenden farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmada kullanılan kor kalınlıkları 0,5,1 ve 1,5 mm'dir, oysa ki bizim çalışmamızda 2,3 ve 4 mm kalınlığında altyapılar kullanılmıştır. Seramikte termal genleşme katsaysısı uyumsuzluğundan kaynaklı oluşan rezidüel gerilmeler, sıkıştırıcı kuvvetler şeklinde oluşursa, metal-seramik bağlantı direnci artar. Millen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre 1,5 mm ve altında altyapı kalınlığı kullanıldığında, kor kalınlığının azaltılması sıkıştırıcı kuvvetler üzerinde olumlu etkiye sahiptir; ancak çalışmamız göz önünde bulundurulduğunda kor kalınlığının 2 mm'yi aştığı klinik durumlarda, altyapı kalınlığının arttırılması porselende oluşan sıkıştırıcı rezidüel kuvvetlerin artmasını sağlayarak metal-seramik bağlantısını olumlu yönde etkilediği düşünülmektedir(45).

Uzun ve arkadaşları 0,1, 0,2 ve 0,3 mm kalınlığında 3 farklı altyapı kalınlığına sahip kronları kırma testine tabii tutmuşlardır. Çalışmada örneklerin yarısına borla yüzey işlemi yapıldıktan sonra porselen uygulanmıştır. Yüzey işlemi uygulanmayan örneklerde altyapı kalınlığı arttıkça seramiğin kırılma dayanımı

artmıştır. Çalışmanın sonucu çalışmamızla uyumludur. Altyapı kalınlığının azalması desteksiz bir porselen kütlesiyle sonuçlanmıştır(74).

Veneer seramik yüzeyden merkeze doğru soğur, soğuma sırasında oluşan termal gradyanlar homojen olmayan katılaşmaya sebep olur, bu durum seramik içinde kontraksiyon (büzülme) farklılıkları ile sonuçlanır. Rezidüel stresler yüzeyde sıkıştırıcı altyapıya doğru ilerledikçe gerilme şeklinde oluşur. Termal gradyanlar ve metal-seramik arasındaki termal genleşme katsayısı uyumsuzluğu seramikte oluşan stres profilini belirler. Termal gradyanlar materyal iletkenliğine, kalınlığına ve soğutma protokolüne bağlıdır. (58).

Seramikte oluşan rezidüel gerilemeleri sınırlamak için farklı yöntemler denenmiştir. Örneğin yavaş soğutma protokolü seramiği güçlendirmek için, VİTA seramik firması tarafından son pişirme döngüsünde, sıvı faz sıcaklığı Tg'den fırın kapalı bir şekilde soğutulması şeklindedir. Üretici, bu prosedürün oluşan gerilim kuvvetlerini azalttığını ve ardından veneer porselendeki çatlakları ve ufalanmaları azaltarak seramiğin güçlendirilebileceğini belirtmiştir; ancak bu konudaki bilimsel veriler sınırlıdır (58).

Tanaka ve ark zirkonya ve metal altyapılarda hızlı ve yavaş soğutma protokolünün kırılma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Çalışmada kırılma dayanımını ölçmek için 1.5x2x25 mm boyutlarında altyapılar kullanılmıştır. Metal altyapılarda yavaş soğutma protokolü uygulanan numunelerin kırılma dayanımı hızlı soğutma protokolü uygulanan numunelere göre daha yüksek sonuçlar vermiştir. Çalışmamızda 2 mm kalınlığındaki numunelerde yavaş soğutma protokolü bağlantı dayanımını istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşürürken, 3 ve 4 mm kalınlığındaki numunelerde bağlantı dayanımı düşmüş ancak istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç elde edilememiştir. Çalışmanın sonuçları, bizim çalışmamıza göre farklılık göstermiştir. Bunun sebebinin çalışmamızda kullanılan porselen sisteminin farklı olması ve kullandığımız metal kalınlıklarının farklı olması nedeniyle porselenin soğutulması sırasında ortaya çıkan termal genleşmeden kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmamızda yavaş soğutma protokolü uygulanırken inceden kalına doğru sırasıyla 200, 300, 400 mm^3 metal soğurken, Tanaka ve ark. yaptığı çalışmada 75 mm^3 metal soğutulmuştur. Bu durumun iki çalışmada porselende oluşan lösit kristallerinin oluşum miktarını etkilediği düşünülmektedir.

Çalışmamızda daha büyük bir metal kütlesinin soğuması ile oluşan lösit kristallerinin istenilenden fazla miktarda arttırdığı ve beraberinde porselende oluşan mikroçatlaklarda artış olduğu ve bunun sonucunda metal-seramik bağlantısının olumsuz yönde etkilendiği düşünülmektedir. Ayrıca yapılan bir diğer çalışma feldispatik seramik soğutulduğunda, lösitin %1.2'lik bir hacim daralması ile kübik fazdan tetragonal faza bir dönüşüme uğradığını göstermiştir. Bu büzülme, kristallerin içinde ve çevresinde mikro çatlakların oluşmasına ve kristallerin çevresinde teğetsel basınç gerilmelerinin gelişmesine yol açmıştır (33)(76).

Mainjot ve ark yaptıkları çalışmada 20 mm çap ve 0,7 mm kalınlıkta zirkonyum ve metal altyapılarda, 1,5 mm kalınlığında seramik pişirmesi sonrası, 3 farklı soğutma protokolünün seramikte sebep olduğu rezidüel stresleri incelemişlerdir. Çalışmada normal soğutma protokolü, son seramik pişirme döngüsünden sonra fırın 900℃ iken fırın kapağı açılıp numuneler oda sıcaklığına maruz bırakılmıştır. Modifiye soğutma protokolü, fırın son seramik pişirme döngüsünde 900 ℃'den 600℃ 'ye düşene kadar fırın kapağı kapalı tutulmuş ve fırın kapağı 600 ℃'de açılmıştır. Yavaş soğutma protokolü ise seramik son pişirme döngüsünde 900 ℃ iken, fırın oda sıcaklığına kadar 2 ℃ kademeli olarak düşürülerek, kontrollü olarak seramiğin soğutulması sağlanmıştır. Çalışmanın sonucunda oluşan sıkıştırma gerilim kuvvetlerinin büyüklüğü soğutma hızıyla ters orantılıdır; soğutma hızı ne kadar yavaş olursa seramikte derinlik artışıyla beraber oluşan sıkıştırma kuvvetleri o kadar yüksek olmaktadır, soğutma hızı arttıkça biriken sıkıştırıcı kuvvetler azalmaktadır. Modifiye soğutma protokolünde oluşan sıkıştırma kuvvetleri daha fazlayken, seramik ve metal arasında oluşan termal uyumsuzluk normal soğutma protokolüne göre daha yüksek çıkmıştır. Sonuç olarak yüksek soğutma hızı kaplama seramiğindeki kontraksiyonu arttırırken metal-seramik arasındaki termal genleşme katsayısı uyumsuzluğunu da arttırmaktadır (58). Çalışmamızda kullanılan iki farklı soğutma protokolü ile Mainjot ve ark kullandığı normal soğutma ve modifiye soğutma protokolleri benzerdir. Çalışmamızda yavaş soğutma protokolü uygulanan örneklerde bağlantı direncinin azalmasının sebebinin metal ve seramik arasında artan termal genleşme katsayısı uyumsuzluğu olduğu düşünülmektedir.

Ünal ve arkadaşları 3 farklı üretim yöntemiyle elde edilen altyapılarda 2 farklı porselen sistemi kullanarak, hızlı ve yavaş soğutma protokollerinin, bu sistemlerdeki metal-seramik bağlantısına olan etkisini incelemişlerdir. Çalışmada yavaş soğutma protokolü son seramik pişirme döngüsünden sonra fırın 1 kademe aşağı indirilerek 4 dakika boyunca 1. basamakta bekletilerek uygulanmıştır. Hızlı soğutma protokolü ise son seramik pişirme işleminden sonra fırın direkt olarak açılarak uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında lazer sinterizasyon yöntemiyle üretilen numunelerde 2 porselen sisteminde de yavaş soğutma protokolü uygulanması metal-seramik bağlantı direncini düşürmüştür. Hızlı ve yavaş soğutma protokolleri arasındaki bağlantı direnci farkı porselen sistemlerinden sadece birinde (G-Ceram Pro-EXPERT line, Atlas Enta Dental Industry, Türkiye) istatistiksel olarak anlamlıdır (77). Çalışmanın sonucu, çalışmamızla uyumludur.

Metal alt yapı, çalışma sırasında, oksidasyon ve seramik pişimi sırasında çok yüksek termal strese maruz kalır. Metal alt yapı tasarımı hatalı ve kalınlığı yeterli değilse ısıl işlem metal alt yapıda bozulmalara neden olabilir ve altyapının uyumu ve seramik ile olan bağlantısı olumsuz yönde etkilenebilir (77). Çalışmamızda 2 mm kalınlığında bağlantı ajanı uygulanmayan ve yavaş soğutma protokolüne tabii tutulan örneklerde metal-seramik bağlantı direnci 11,65 MPa iken, normal soğutma protokolüne tabii tutulan örneklerde bağlantı direnci 28,58 MPa'dır. 3 mm kalınlığında bağlantı ajanı uygulanmayan ve yavaş soğutma protokolüne tabii tutulan örneklerde bağlantı direnci 20,48 MPa iken normal soğutma protokolüne tabii tutulan örneklerde 20,73 MPa bulunmuştur. 4 mm kalınlığında bağlantı ajanı uygulanmayan ve yavaş soğutma protokolüne tabii tutulan örneklerde bağlantı direnci 21,50 MPa iken normal soğutma protokolüne tabii tutulanlarda 23,66 MPa'dır. 2 mm kalınlığındaki örnekler haricinde metal-seramik bağlantı direncinde değerlerindeki düşüş istatistiksel olarak anlamlı değildir. Yetersiz altyapı desteği sebebiyle 2 mm kalınlığındaki numunelerin, yavaş soğutma protokolünde ortaya çıkan termal streslere daha dayanıksız olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir

Literatür incelendiğinde ortalama çiğneme kuvveti 20-830 N aralığında değişmektedir. Bu değer kesici dişlerde 155-222 N aralığında değişirken, molar dişlerde 830 N olarak bildirilmiştir. Hagberg ve arkadaşlarının yayınladığı raporda ise batı toplumlarında molar bölgedeki çiğneme kuvvetinin 600-750 N aralığında

değiştiği belirtilmiştir (74)(78). Çalışmamızdaki sonuçlar CoCr_L2s, CoCr_L2c, CoCr_L2bs, CoCr _L2bc, CoCr_L3s, CoCr_L3c, CoCr_L3bs, CoCr_L3bc, CoCr_L4s, CoCr_L4c, CoCr_L4bs ve CoCr_L4bc grupları için sırasıyla 244.65 N, 600.18 N, 238.35 N, 297.36 N, 430.08 N, 435.33 N, 296.94 N, 367.29 N, 451.5 N, 496.86 N, 405.51 N, 503. 79 N olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre değerler molar bölgedeki çiğneme kuvvetlerinden düşüktür, ancak bulunan tüm sonuçlar anterior bölgedeki çiğneme kuvvetlerinden yüksektir. Sadece 2 mm kalınlıkta, bağlantı ajanı uygulanmayan ve normal soğutma protokolüne tabii tutulan örnekler 600 N bağlantı direnci göstermiştir. Çalışmamıza göre anterior bölgede gövdelerde 2,3 ve 4 mm kalınlığında altyapılara 1 mm seramik pişirilmesi ile çiğneme kuvvetlerini karşılayabilecek dayanıklılıkta restorasyonlar üretilebilir. Çalışma grupları arasında en başarılı sonuç 2 mm bağlantı ajanı uygulanmayan normal soğutma protokolüne tabii tutulan örneklerde bulunmuştur ancak altyapı kalınlığı 4 mm olan tüm örnek gruplarında bağlantı direnci yüksektir ve bağlantı ajanı kullanımı ile soğutma protokolü bağlantıyı etkilememiştir. Bu sebeple 4 mm kalınlığında altyapı materyali üzerine 1 mm porselen pişirilmesi ile elde edilen restorasyonların klinik kullanımda başarısının daha yüksek olacağı düşünülmektedir.

SONUÇLAR

1. 2 mm kalınlığında DMLS üretim yöntemiyle üretilen örneklerde CoCr_L2s grubunda ortalama makaslama bağlantı direnci değeri 11,65 MPa bulunurken, CoCr_L2c grubunda 28,58 MPa bulunmuştur. Soğutma protokolleri metal-seramik bağlantısını, 2 mm kalınlığındaki altyapılarda etkilemiştir. Yavaş soğutma protokolü ortalama makaslama bağlantı direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüşe sebep olmuştur. Çalışmamızda 2 mm kalınlığındaki altyapılar kendi aralarında karşılaştırıldığında en düşük makaslama bağlantı direnci değeri CoCr_L2bs grubunda 11,35 MPa olarak bulunmuştur. SEM görüntüleri incelendiğinde metal-seramik bağlantısında CoCr_L2bs grubunda büyük boşluklar izlenmiştir. Sonuç olarak 2 mm kalınlığındaki altyapılar bağlantı ajanı kullanımı ve yavaş soğutma protokolü ortalama makaslama bağlantı direncinin düşmesine sebep olmuştur.
2. 3 mm kalınlığındaki DMLS üretim yöntemiyle üretilen örneklerde ortalama makaslama bağlantı direnci değeri CoCr_L3s grubunda 20,48 MPa bulunurken, CoCr_L3c grubunda 20,73 MPa bulunmuştur. Soğutma protokolleri metal-seramik bağlantısını, 3 mm kalınlığındaki altyapılarda etkilememiştir. Yavaş soğutma protokolü ortalama makaslama bağlantı direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüşe sebep olmamıştır. CoCr_L3c grubunda 20,73 MPa bulunurken, CoCr_L3bc gurunda 17,49 MPa bulunmuştur. Normal soğutma protokolü uygulanan örneklerde bağlantı ajanı kullanımı ortalama makaslama bağlantı direncinin düşüşüne sebep olsa da, bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı değildir. Makaslama bağlantı direnci değeri CoCr_L3bs (14,14 MPa) grubunda makaslama bağlantı direnci, diğer gruplarla kıyaslandığında değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir. SEM görüntüleri incelendiğinde yavaş soğutma protokolü uygulanan ve bağlantı ajanı uygulanan örneklerde metal-seramik bağlantısında boşluklar izlenmiştir. Sonuç olarak 3 mm kalınlığındaki altyapılarda soğutma protokolü tek başına makaslama bağlantı direnci değerini etkilemezken, bağlantı ajanı kullanımı ve yavaş soğutma

protokolünün beraber uygulanması makaslama bağlantı direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüşe sebep olmuştur.

3. 4 mm kalınlığındaki DMLS üretim yöntemiyle üretilen örneklerde makaslama bağlantı direnci değeri CoCr_L4s 21,50 MPa bulunurken, CoCr_L4c grubunda, 23,66 MPa bulunmuştur. Soğutma protokolleri metal-seramik bağlantısını 4 mm kalınlığındaki altyapılarda etkilememiştir. Yavaş soğutma protokolü ortalama makaslama bağlantı direnci değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüşe sebep olmamıştır. CoCr_L4c grubunda 23,66 MPa bulunurken, CoCr_L4bc gurunda 23,99 MPa bulunmuştur. Normal soğutma protokolü uygulanan örneklerde bağlantı ajanı kullanımı ortalama makaslama bağlantı direncinin artışına sebep olsa da, bu artış istatistiksel olarak anlamlı değildir. SEM görüntüleri incelendiğinde tüm gruplarda sıkı bir metal-seramik bağlantısı görülmüştür. Sonuç olarak 4 mm kalınlığındaki altyapılarda soğutma protokolü ve bağlantı ajanı kullanımı ortalama makaslama bağlantı direnci değerlerini anlamlı bir şekilde etkilememiştir.

4. CoCr_C (25,84 MPa) ve başarılı sayılan gruplardan CoCr_L2c (28,58 MPa), CoCr_L4bc (23,99 MPa), CoCr_L4c (23,66 MPa), CoCr_L4s (21,50 MPa), CoCr_L3c(20,73 MPa), CoCr_L3s(20,48 MPa), CoCr_L4bs (19,31 MPa) ve CoCr_L3bc (17,49 MPa) ile ortalama makaslama bağlantı dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmamızda üretim yöntemi makaslama bağlantı direnci değerlerini etkilememiştir.

5. Çalışmamızdaki sonuçlar implant ve diş destekli sabit protetik tedavilerde restorasyon prognozunu öngörmede kullanılabilir. Sonuçlar, özellikle restorasyonda gövde ve konnektörlerde metal altyapının kalın kullanıldığı bölgelerdeki metal-seramik bağlantı başarısını arttırmak için kullanılabilir. Elde edilen veriler sonucunda; çalışma grupları arasında en başarılı sonuç 2 mm bağlantı ajanı uygulanmayan normal soğutma protokolüne tabii tutulan örneklerde bulunmuştur ancak altyapı kalınlığı 4 mm olan tüm örnek gruplarında bağlantı direnci yüksektir ve bağlantı ajanı kullanımı ile soğutma protokolü bağlantıyı etkilememiştir. 3 mm kalınlığındaki altyapılarda soğutma protokolü bağlantıyı etkilemezken,

bağlantı ajanı kullanımı ve yavaş soğutma protokolünün bağlantı direncin düşürdüğü gözlenmiştir. Bu sebeple 4 mm kalınlığında altyapı materyalinde uygulanan soğutma protokolü ve bağlantı ajanı kullanımından bağımsız olarak 1 mm porselen pişirilmesi ile elde edilen restorasyonların klinik kullanımda başarısının daha yüksek olacağı düşünülmektedir. 2 ve 3 mm kalınlığında kullanılan altyapılarda ise Ti içeriği yüksek bağlantı ajanı kullanılmamalı ve normal soğutma protokolü uygulanmalıdır.

6. Çalışmamız 2 farklı üretim yönteminin metal-seramik bağlantısını etkilemediğini; ancak bağlantı ajanı kullanımı, soğutma protokolleri ve farklı altyapı kalınlıklarının metal-seramik bağlantısını etkilediğini göstermiştir.Yapılan çalışmanın farklı bağlantı ajanları kullanımları, farklı üretim tekniklerinin de ilave edilmesi ile daha doğru sonuçlar oluşturacağı düşünülmektedir.

KAYNAKÇA

1. Shen C, Rawls HR, Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Phillips RW, Skinner EW. Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis, MO: Elsevier; 2021.

2. Majumdar SK. History of dentistry: an overview. Bull Indian Inst Hist Med Hyderabad. 2002;32(1):31–42.

3. Kaczor N. An Investigation into the History, Science, and Future of Dental Filling Materials. 2020

4. Açikalin A, Uçar Y. Geleneksel Döküm Ve KopyaMillemeYöntemleriİle Hazirlanan Metal AltyapilarinİÇ Uyumlarinin Karşilaştirilmasi * Comparing the Internal Fit of Conventionally Cast and. 2011;28(3):169–76.

5. Shillingburg HT, Stone SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. Hanover Park, IL: Quintessence Pub.; 2012.

6. McCabe J.F, Walls A.W.G. Applied Dental Materials. 2008

7. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. Dent Clin North Am. 2004;48(2):499–512.

8. Wataha JC, Alloys for prosthodontic restorations, The Journal of Prosthetic Dentistry. 2002;87(4):351-363

9. Baysal N, Ayyıldız S, Orujalipoor I, Erol BF. Effect of 1.5-T and 3.0-T magnetic resonance imaging on the ceramic adhesion and physical properties of prosthetic substructures. J Prosthet Dent. 2020;124(6):809.e1-809.e7.

10. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 4th ed. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 2008.

11. Sipple CH. Dental casting alloys (I). Quintessence Dent Technol. 1981;5(2):179–84.

12. Rosenstiel SF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. St. Louis, Mo: Mosby Elsevier; 2006.

13. Dimitriadis K, Spyropoulos K, Papadopoulos T. Metal-ceramic bond strength between a feldspathic porcelain and a Co-Cr alloy fabricated with Direct Metal Laser Sintering technique. J Adv Prosthodont. 2018;10(1):25–31.

14. Zhang X, Wei LC, Wu B, et al: A comparative analysis of metal allergens associated with dental alloy prostheses and the expression of HLA-DR in gingival tissue. Moi Med Rep 2016;13:91-98

15. Al Jabbari YS. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: A review of the literature. J Adv Prosthodont. 2014;6(2):138–45.

16. Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosgogeat B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. Eur J Oral Sci. 2005 Feb;113(1):90–5.

17. Mueller JJ. Tarnish and corrosion of dental alloys. ASM Handbook.. 1987;13:1336-66.

18. Kobayashi E, Wang TJ, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. Mechanical properties and corrosion resistance of Ti-6Al-7Nb alloy dental castings. J Mater Sci Mater Med. 1998;9(10):567–74.

19. Vásquez VZC, Özcan M, Kimpara ET. Evaluation of interface characterization and adhesion of glass ceramics to commercially pure titanium and gold alloy after thermal- and mechanical-loading. Dent Mater. 2009;25(2):221–31.
20. Uzun, İ.H., Bayındır F. Dental Uygulamalarda Titanyum ve Özellikleri. J. Dent. Fac. Atatürk Uni. 2010;20(2):213-220.
21. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy M Al, Al Jabbari YS. Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. J Prosthodont. 2015;24(4):303–12.
22. Van Noort R. The future of dental devices is digital. Dent Mater. 2012;28(1):3–12.
23. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—A review. J Esthet Restor Dent. 2020;32(2):171–81.
24. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. J Dent (Shiraz, Iran). 2015;16(1):1–9.
25. Revilla-León M, Meyer MJ, Özcan M. Metal additive manufacturing technologies: literature review of current status and prosthodontic application. Int J Comput Dent. 2019;22(1):55–67.
26. Yıldırım M. P , Bayındır F. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2013; 23(3): 430-435.
27. Ayyıldız S, Soylu EH, Ide S, et al. Annealing of Co-Cr dental alloy: effects on nanostructure and Rockwell hardness. J Adv Prosthodont. 2013;5(4):471-478.
28. Jenkins I. Powder metallurgy. Nature. 1955;175(4450):276–9.
29. Eliopoulos D, Zinelis S, Papadopoulos T. The effect of investment material type on the contamination zone and mechanical properties of commercially pure titanium castings. J Prosthet Dent. 2005;94(6):539–48.
30. Samra APB, Morais E, Mazur RF, Vieira SR, Rached RN. CAD/CAM in dentistry -A critical review. Rev Odonto Cienc. 2016;31(3):140–4.
31. Abduo J, Yin L. Fits of Implant Zirconia Custom Abutments and Frameworks: A Systematic Review and Meta-Analyses. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019;34(1):99–114.
32. Buxbaum E. Bond Properties. Biophys Chem Proteins. 2011;3(1):453–453.
33. Tanaka CB, Ahmad NHB, Ellakwa A, Kruzic JJ. Effect of cooling protocol on mechanical properties and microstructure of dental veneering ceramics. Dent Mater. 2019;35(10):1498–505.
34. Talibi, M., Kaur, K., Patanwala, H. *et al.* Do you know your ceramics? Part 1: classification. Br Dent J. 2022;232(1):27-32.
35. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. Silicon. 2011;3(3):109–15.
36. Helvey G. Provide the Optimum in Strength and Esthetics. Insid Dent. 2013;(November).
37. Baysal N, Tuğba Kalyoncuoğlu Ü, Ayyıldız S. Mechanical Properties and Bond Strength of Additively Manufactured and Milled Dental Zirconia: A Pilot Study. J Prosthodont. 2022;31(7):629-634.

38. Korkmaz T, Asar V. Comparative evaluation of bond strength of various metal–ceramic restorations. Mater Des. 2009 Mar 1;30(3):445–51.
39. Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. J Dent. 2012;40(6):453–7.
40. Lombardo GHL, Nishioka RS, Souza ROA, Michida SMA, Kojima AN, Mesquita AMM, et al. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt-chromium. J Prosthodont. 2010;19(2):103–11.
41. Pagnano VO, Leal MB, Catirse ABCEB, Curylofo PA, Silva RF, Macedo AP. Effect of oxidation heat treatment with airborne-particle abrasion on the shear bond strength of ceramic to base metal alloys. J Prosthet Dent. 2021;126(6):804.e1-804.e9.
42. Coskun ME, Akar T, Tugut F. Airborne-particle abrasion; searching the right parameter. J Dent Sci. 2018;13(4):293–300.
43. Yoo SY, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Kim JG. Effects of Bonding Agents on Metal-Ceramic Bond Strength of Co-Cr Alloys Fabricated by Selective Laser Melting. *Materials (Basel)*. 2020;13(19):4322.
44. Dimitriadis K, Papadopoulos T, Agathopoulos S. Effect of Bonding Agent on Metal-Ceramic Bond Strength between Co-Cr Fabricated with Selective Laser Melting and Dental Feldspathic Porcelain. J Prosthodont. 2019;28(9):1029–1036.
45. Millen CS, Reuben RL, Ibbetson RJ. The effect of coping/veneer thickness on the fracture toughness and residual stress of implant supported, cement retained zirconia and metal-ceramic crowns. Dent Mater. 2012;28(10):e250–8.
46. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of veneer thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. Dent Mater. 2012;28(2):160–7.
47. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. Dent Mater. 2008;24(10):1400–4.
48. Bae EJ, Kim JH, Kim WC, Kim HY. Bond and fracture strength of metal-ceramic restorations formed by selective laser sintering. J Adv Prosthodont. 2014;6(4):266–71.
49. Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. J Prosthet Dent. 2014;111(1):51–5.
50. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: Shear bond strength and sensitivity to thermocycling. J Prosthet Dent. 2014;112(3):600–5
51. Kaleli N, Saraç D. Comparison of porcelain bond strength of different metal frameworks prepared by using conventional and recently introduced fabrication methods. J Prosthet Dent. 2017;118(1):76–82.
52. Özcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. J Oral Rehabil. 2003;30(3):265–9.

53. Ren XW, Zeng L, Wei ZM, Xin XZ, Wei B. Effects of multiple firings on metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. J Prosthet Dent. 2016;115(1):109–14.
54. Saraç D., Kaleli N., Saraç Y.Ş., Lazer Sinterleme ve Döküm Teknikleri ile Elde Edilen Metal Altyapıların Tamir Dayanıklılıklarının Karşılaştırılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015;13(3):7–13.
55. Gönüldaş F, Atalay P, Öztaş DD, Öztürk C. Evaluation of the Bond Strength of Ceramics to Metal Alloys Obtained by Different Techniques Using by Different Testing Methods. Turkiye Klin J Dent Sci. 2019;25(1):55–62.
56. Tripathi A, Bagchi S, Singh J. Effect of Firing Temperature at the Porcelain-Metal Alloy Interface in Porcelain-Fused-to-Metal Restorations. A SEM/EDS Study. J Prosthodont. 2018;27(4):355–60.
57. Ergün G., Yenisey M., Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. Ondokuz Mayıs Üniv. Diş Hekimliği Derg. 2006;7(2):73–81.
58. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. Dent Mater. 2011;27(9):906–14.
59. Ren XW, Zeng L, Wei ZM, Xin XZ, Wei B. Effects of multiple firings on metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. J Prosthet Dent. 2016 Jan 1;115(1):109–14.
60. Li J, Chen C, Liao J, Liu L, Ye X, Lin S, et al. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting. J Prosthet Dent. 2017 Jul 1;118(1):69–75.
61. Zinelis S, Barmpagadaki X, Vergos V, Chakmakchi M, Eliades G. Bond strength and interfacial characterization of eight low fusing porcelains to cp Ti. Dent Mater. 2010;26(3):264–73.
62. Kim JT, Cho SA. The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. J Prosthet Dent. 2009;101(2):101–6.
63. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature. J Prosthet Dent. 1996;75(6):602–8.
64. Moses A, Ganesan L, Shankar S, Hariharan A. A comparative evaluation of shear bond strength between feldspathic porcelain and lithium di silicate ceramic layered to a zirconia core– An in vitro study. J Clin Exp Dent. 2020;12(11):e1039–44.
65. Tulga A. Effect of annealing procedure on the bonding of ceramic to cobalt-chromium alloys fabricated by rapid prototyping. J Prosthet Dent. 2018 Apr 1;119(4):643–9.
66. Külünk T, Kurt M, Ural Ç, Külünk Ş, Baba S. Effect of different air-abrasion particles on metal-ceramic bond strength. J Dent Sci. 2011;6(3):140–6.
67. Könönen M, Kivilahti J. Bonding of low-fusing dental porcelain to commercially pure

titanium. J Biomed Mater Res. 1994;28(9):1027–35.
68. Al Bakkar H, Spintzyk S, Schille C, Schweizer E, Geis-Gerstorfer J, Rupp F. Influence of a bonding agent on the bond strength between a dental Co-Cr alloy and nine different veneering porcelains. Biomed Tech. 2016;61(5):509–17.
69. Kohorst P, Dittmer MP, Stiesch M. Enhancement of the adhesion between cobalt-base alloys and veneer ceramic by application of an oxide dissolving primer. Dent Mater. 2013;29(12):1295–302.
70. Ting S, Li KC, Waddell JN, Prior DJ, Jansen Van Vuuren L, Swain M V. Influence of a tungsten metal conditioner on the adhesion and residual stress of porcelain bonded to cobalt-chromium alloy. J Prosthet Dent. 2014;112(3):584–90.
71. Abu-Hassan MI, Abu-Hammad OA, Harrison A. Strains and tensile stress distribution in loaded disc-shaped ceramic specimens. An FEA study. J Oral Rehabil. 1998;25(7):490–5.
72. Reuter JE, Brose MO. Failures in full crown retained dental bridges. Br Dent J. 1984;157(2):61–3.
73. Yamamoto M. Metal-ceramics: Principle and methods of Makoto Yamamoto. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 1985.
74. Uzun Y, Yanıkoğlu N, Kovacı H, Yetim AF, Çelik A. The effects of boriding on metal-ceramic bond strength of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting. Journal of Adhesion Science and Technology. 2021;35(14):1576-1591.
75. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. J Prosthet Dent. 2009;101(2):119–27.
76. Denryl IL, Mackert JR, Holloway JA, Rosenstiell SF. Effect of Cubic Leucite Stabilization on the Flexural Strength of Feldspathic Dental Porcelain. 2015;75(12):1928–35.
77. Ünal E, Tugut F. The Effect of Cooling Times on the Bonding Between Porcelain and Metal Alloys Fabricated by Different Techniques: In Vitro Study.Journal of Advanced Oral Research.2022;13(1) 69–77.
78. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. J Oral Rehabil. 1998;25(9):681-686.