



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**KİMYASAL PROTEZ TEMİZLEYİCİLERİNİN FARKLI
YÜZEY İŞLEMİ UYGULANMIŞ KOBALT-KROM
METAL ALAŞIMI İLE AKRİLİK KAİDE REZİNİ
ARASINDAKİ BAĞLANTI ÜZERİNE ETKİSİ**

Ümran YILMAZ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Gülay KANSU**

ANKARA

2019

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**KİMYASAL PROTEZ TEMİZLEYİCİLERİNİN FARKLI
YÜZEY İŞLEMİ UYGULANMIŞ KOBALT-KROM
METAL ALAŞIMI İLE AKRİLİK KAİDE REZİNİ
ARASINDAKİ BAĞLANTI ÜZERİNE ETKİSİ**

Ümran YILMAZ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Gülay KANSU**

**ANKARA
2019**

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum "Kimyasal Protez Temizleyicilerinin Farklı Yüzey İşlemi Uygulanmış Kobalt-Krom Metal Alaşımı İle Akrilik Kaide Rezini Arasındaki Bağlantı Üzerine Etkisi" başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan laboratuvar çalışması tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı : Ümran YILMAZ

Tarih :

İmza :

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	iv
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	ix
Çizelgeler	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Hareketli Bölümlü Protezlerin Tanımı, Tarihçesi ve Gelişimi, Yapısal Unsurları	1
1.1.1. Hareketli Bölümlü Protezlerin Tanımı	1
1.1.2. Hareketli Bölümlü Protezlerin Tarihçesi ve Gelişimi	2
1.1.3. Hareketli Bölümlü Protezlerin Yapısal Unsurları	4
1.2. Metaller ve Metal Alaşımları	4
1.2.1. Metal Alaşımların Özellikleri	5
1.2.1.1. Renk	5
1.2.1.2. Faz Yapısı	5
1.2.1.3. Partikül Büyüklüğü	6
1.2.1.4. Biyouyumluluk	6
1.2.1.5. Korozyon	7
1.2.1.6. Dayanıklılık ve Sertlik	8
1.2.1.7. Dökülebilirlik	9
1.2.2. Metal Alaşımların Sınıflandırılması	9
1.2.2.1. Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanılan Temel Metal Alaşımları	11
1.2.2.2. Yapım yöntemine göre metaller	15
1.3. Protez Kaide Rezinleri	18
1.3.1. Polimerizasyon Tipine Göre Kaide Rezinleri	20
1.3.1.1. Isı İle Polimerize Olan Akrilikler	21
1.3.1.1.1. Konvansiyonel Yöntemle Polimerize Olan Akrilik Rezinler	21
1.3.1.1.1.1. Doldurucusuz Akrilik Rezinler	21
1.3.1.1.1.2. Güçlendirilmiş Akrilik Rezinler	22
1.3.1.1.2. Yüksek Çarpma Dayanıklılığına Sahip Akrilik Rezinler	22
1.3.1.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Otopolimerizan) Akrilik Rezinler	22
1.3.1.3. Enjeksiyonla Kalıplama Tekniği Kullanılarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler	23
1.3.1.4. Işıkla Aktive Olan Akrilik Rezinler	23
1.3.1.5. Mikrodalga ile Polimerize olan Akrilik Rezinler	24
1.4. Metal-Akrilik Rezin Bağlantısı	25
1.4.1. Makro-Mekanik Bağlantı Yöntemleri	26
1.4.2. Mikro-Mekanik Bağlantı Yöntemleri	27
1.4.2.1. Kumlama	27
1.4.2.2. Elektrolitik Pürüzlendirme	28
1.4.2.3. Kimyasal Pürüzlendirme	28
1.4.3. Kimyasal / Mikro-Mekanik Bağlantı Kombinasyonları	29
1.4.3.1. Metal Primerleri	29

1.4.3.2. 4-META Adeziv Rezin Tekniği	30
1.4.3.3. Opaker Verbund Sistem (OBS) (Kalay Kaplama)	30
1.4.3.4. Adeziv Rezinler ve Simanlar	31
1.4.3.5. Silan Primerleri	31
1.4.3.6. Rocatec Sistemi	32
1.4.3.7. Sebond MKV Sistemi	33
1.4.3.8. Silicoater MD Sistemi	33
1.4. Bağlanma Dayanıklılığı Testleri	34
1.4.1. Makaslama-Kesme (Shear) Bağlantı Dayanım Testi	34
1.5. Protez Temizleme Yöntemleri	35
1.5.1. Kimyasal yöntemler	36
1.5.1.1. Alkalen Peroksitler	37
1.5.1.2. Alkalen Hipokloritler	38
1.5.1.3. Seyreltilmiş Organik ve İnorganik Asitler	39
1.5.1.4. Dezenfektanlar	39
1.5.1.5. Enzimler	39
1.5.2. Mekanik Yöntemler	40
1.5.3. Kimyasal ve Mekanik Yöntemin Beraber Kullanıldığı Kombine Yöntem	41
2. GEREÇ VE YÖNTEM	43
2.1. Co-Cr Metal Örneklerin Elde Edilmesi	43
2.2. Co-Cr Metal Örneklerin Yüzey Hazırlığı	45
2.3. Metal Kaideler Üzerine Akrilik Rezin Blokların Hazırlanması	46
3. BULGULAR	53
4. TARTIşMA	60
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	74
ÖZET	75
SUMMARY	77
KAYNAKLAR	79
ÖZGEÇMİş	87

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen, her türlü olumsuzluğa rağmen yoğun emek ve çabasıyla tez çalışmamızı ortaya çıkarmamı sağlayan; yalnız akademik bilgi birikimi ile değil, bir anne sıcaklığı, ilgisi ve koruyuculuğuyla kanatlarını daima üzerimde hissettiğim çok değerli danışman hocam ve yol göstericim **Sayın Prof. Dr. Gülay KANSU**'ya,

Her türlü akademik çalışma hevesimde arkamda olan ve yardımını eksik etmeyen, beni türlü imkanlarla buluşturan, akademik birikimini ve vizyonunu her zaman örnek alacağım tez jürimin değerli üyelerinden **Sayın Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI**'ya ve akademik gelişimime katkıda bulunan tüm protetik diş tedavisi anabilim dalı öğretim üyelerine,

Tez jürimin değerli üyelerinden **Sayın Prof. Dr. Selim ERKUT**'a,

Tezimin istatistiksel analizlerinin yapılmasında emeği geçen **Sayın Prof. Dr. Zahide KOCABAŞ**'a,

Günler süren test örneklerimin hazırlanmasında beni kırmadan çalışan değerli bölüm personelimiz **Sayın Cemil ŞEKER**'e,

Her türlü mutlu ve üzgün anımda, hatamda ve doğrumda yanımda olan, ışığıyla en zor zamanlarımı güneş gibi aydınlatan en iyi arkadaşım, en büyük destekçim; bir abladan çok daha fazlası, **Münevver Gaye YILMAZ**'a,

Yıllardır verilen emeklerin esas mimarı, bir gün yorulmayan, bir an elimi bırakmayan, tüm benliğiyle yanımda olan yol göstericim iki insan... Bana cesareti, çalışkanlığı, bir işi en doğru ve en iyi yapmayı, dürüstlüğü ve insan olmayı öğreten en kıymetlilerim; annem **Zeynep YILMAZ** ve babam **Ercan YILMAZ**'a,

Fakültede uzmanlığa başladığım ilk günlerde yüksek enerjisi ve sevecenliğiyle tanıdığım, zaman geçtikçe artık bir ablamın daha olduğunu bildiğim, gerek hekimliğinden gerekse insanlığından çok fazla şey öğrendiğim, ne biliyorsa bana da öğreten ablam, sırdaşım, dostum; **Sayın Uzm. Dt. Merve ERDOĞ**'a,

Bu süreçte en çok gülerken hatırlayacağım; uzmanlık sürecimin her gününü keyifle geçirmemi sağlayan; desteklerini, sevgilerini her daim isteyeceğim kıymetli arkadaşlarım **Dt. Zeynep EKİCİ** ve **Dt. Asilkan GEZ** başta olmak üzere **Dt. Kübra KOZLU**, **Dt. Gökhan ÇİÇEKÇİ**, **Dt. Sercan SUNGUR**, **Uzm. Dt. Şulenur MACİT**, **Dt. Sebile ALTINTAŞ**, **Dt. İrem ÖZTÜRK**, **Dr. Dt. Fehmi GÖNÜLDAŞ**, **Uzm. Dt. İrem KIYAN OĞUZ**, **Dt. Hacer ERTÜRK AKYEL** ve **Dt. Özge ÖNCÜ**'ye,

Çocukluğumuzdan bu yana araya mesafeler ve zaman girse dahi varlıklarını her zaman hissettiğim; güç aldığım kıymetli arkadaşlarım **Canan Elif OCAK**, **Dr. Dilara ÜNAL**, **Dr. Çiğdem ÖZTÜRK** ve **Merve AYGENÇ**'e,

Tüm içtenliğimle, sevgi ve saygı ile teşekkür ederim...

SİMGELER VE KISALTMALAR

° C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association)
Ag	Gümüş
Al	Alüminyum
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
atm	Atmosfer
Au	Altın
Be	Berilyum
BIS GMA	Bisfenol-A Glisidil Metakrilat
Bo	Bor
C	Karbon
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturer
cm	Santimetre
cm ²	Santimetrekare
cm ³	Santimetreküp
Co	Kobalt
Cr	Krom
dk	Dakika
DMLS	Doğrudan Metal Lazer Sinterleme
EDTA	Etilen Diamin Tetraasetik Asit
Fe	Demir
g	Gram
HBP	Hareketli Bölümlü Protez
k.cal	Kilokalori
kHz	Kilohertz
MDP	10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (10-Metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat)
MEPS	Metakriloksialkil tiofosfat
Mhz	Megahertz

mm	Milimetre
Mn	Mangan
Mo	Molibden
Mol	Molekül
MPa	Megapaskal
N	Newton
NaOCl	Sodyum hipoklorit
Nb	Niobyum
Ni	Nikel
nm	Nanometre
OVS	Opaker Verbund Sistem
P	Anlamlılık değeri
PMMA	Polimetilmetakrilat
s	Saniye
SBS	Makaslama bağlanma dayanıklılığı (Shear Bond Strength)
Si	Silisyum
Ti	Titanyum
UV	Ultraviyole
VBATDT	6-(4-Vinylbenzyl-N-propyl) amino-1,3,5-triazine-2,4-dithione (6-(4-Vinilbenzil-N-propil) amino-1,3,5-triazin-2,4-ditiyon)
W	Volfram

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Co-Cr test örneklerinin geleneksel döküm işlemi sonrası görüntüsü.	44
Şekil 2.2. Döküm ile elde edilen örneklerin test edilmeyecek undercut alanları c tipi silikon ile kaplanması.	45
Şekil 2.3. Kumlama uygulanan ve kumlama uygulanmayan metal yüzeylerinin görüntüsü	45
Şekil 2.4. Hazırlanan silikon indeks ve muflalama öncesi örneklerin görünümü	47
Şekil 2.5. Muflaya gömülen örnekler	48
Şekil 2.6. Metal primer uygulama aşaması	48
Şekil 2.7. Mufladan çıkarılan örneklerin görüntüsü	49
Şekil 2.8. Universal test cihazına yerleştirilen örnek	52
Şekil 3.1. Örneklerin bekletilen solüsyona göre ortalama bağlantı değerlerinin dağılımı (MPa)	56
Şekil 3.2. Örneklerin uygulanan yüzey işlemine göre ortalama bağlantı değerlerinin dağılımı (MPa)	59

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Hareketli bölümlü protezlerde kullanılan temel metal alaşımlarının bileşimi	13
Çizelge 1.2. Bölümlü protez alaşımlarının fiziksel özellikleri	14
Çizelge 2.1. Örneklerin üretilmesinde kullanılan metal alaşımın içeriği ve üretici firma bilgisi	43
Çizelge 2.2. Örnekler rastgele 4 gruba ayrıldı: İşlem yapılmayan kontrol grubu, kumlama yapılan grup, metal primer uygulanan grup ve kumlama sonrası metal primer uygulanan grup.	46
Çizelge 2.3. Grup 3 ve Grup 4'teki örneklerin yüzeyine uygulanan metal primer içeriği ve üretici firma bilgisi	48
Çizelge 2.4. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan ısı ile polimerize olan akrilik rezin materyalin içeriği ve üretici firma bilgisi	49
Çizelge 2.5. Gruplar kendi arasında rastgele 3'e ayrılarak distile suda, Corega tablet ve Protefix tablet içeren solüsyonda bekletilmiştir.	50
Çizelge 2.6. Çalışmada kullanılan temizleyici tabletlerin içerik ve üretici firma bilgisi	51
Çizelge 3.1. Co-Cr alaşım örneklerin Universal Test Cihazında teste tabi tutulması sonrası elde edilen makaslama bağlantı dayanım değerleri (MPa)	54
Çizelge 3.2. Bekletilen solüsyona göre test örneklerinin grup ortalama, ortalamanın standart hatası ve ortanca değerleri.	55
Çizelge 3.3. Distile suda bekletilen örneklerin P değerleri	56
Çizelge 3.4. Corega tablet içeren solüsyonda bekletilen örneklerin P değerleri	56
Çizelge 3.5. Protefix tablet içeren solüsyonda bekletilen örneklerin P değerleri	57
Çizelge 3.6. Uygulanan yüzey işlemine göre test örneklerin grup ortalama, standart sapma, ortanca ve P değerleri	58

1. GİRİŞ

1.1. Hareketli Bölümlü Protezlerin Tanımı, Tarihçesi ve Gelişimi, Yapısal Unsurları

1.1.1. Hareketli Bölümlü Protezlerin Tanımı

Hareketli bölümlü protez; ağıza yerleştirilip çıkartılabilen, kısmi dişsizlik vakalarında kullanılan protez türü olup, kaidesi tamamen akrilikten hazırlanan 'bölümlü klasik protez' ve metal-akrilik kombinasyonu kaide ile döküm alaşımından metal altyapı içeren 'bölümlü iskelet protez' olmak üzere iki çeşittir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

En fazla kullanılan hareketli bölümlü protez tipi bazı dezavantajlarına karşın özellikle yapım kolaylığı, yapım süresinin kısa oluşu ve ekonomik nedenlerden dolayı "kroşe tutuculu bölümlü protezler"dir. Prefabrike hassas bağlantılı tutucular, kroşelerin bazı dezavantajlarını ortadan kaldırırsalar da maliyetleri oldukça yüksek, yapımları zor ve daha zaman alıcıdır. Eğer hareketli bölümlü protez bütünüyle doğal dişler tarafından desteklenirse "diş destekli bölümlü protez", eğer hem doğal dişler hem de dişsiz mukoza ve kemikten destek alırsa "diş-doku destekli bölümlü protez" adı verilir. Diş destekli bölümlü protez için dişsiz bölgenin hem mezial hem de distalinde proteze destek olacak doğal dişler bulunmalıdır. Diş doku destekli bölümlü protezde ise diş kavsinin en az bir tarafında diş ile desteklenmeden sonlanan bir kaide plağı bulunur. Bu protez şekli "distal uzantı protezi" ya da "serbest sonlanan protez" olarak adlandırılır (Çalikkocaoğlu, 1996).

1.1.2. Hareketli Bölümlü Protezlerin Tarihçesi ve Gelişimi

Diş hekimliği ile ilgili belgeler incelendiğinde, konunun 3000 yıl öncesine dayandığı görülmektedir. Mısır'da yapılan kazılarda, sallanan dişlerin altın ligatürler ile sabitleştirildiği belirlenmiştir. Kaybedilen dişlerin protez ile tamamlanması fikri daha eskiye dayanmakta olup, ilk yapılan protezlerde kemik, taş veya balmumu kullanılmıştır. Bulunan en eski protezlerin milattan 600-700 yıl önce yaşamış olan Etrüsklere ait olduğu belirlenmiştir. 3-5 mm'lik bantların içine dana dişleri yerleştirmişlerdir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Konu ile ilgili güvenilir tarihçenin, diş hekimliği konularına geniş yer veren II. Hippocrates ile başladığı bilinmektedir. Batıda Avicenna olarak bilinen İbn-i Sina (980-1037) ve aynı yüzyılın büyük hekimi Abdulkasım-ı Zehravi'nin de dişlerin ligatürle sabitleştirilmesi konularına yer verdikleri görülmektedir. Tıbbı olduğu gibi diş hekimliğine de hizmeti olan Leonardo Da Vinci (1452-1519); çiğneme kaslarını, frontal ve maksiller sinüslerin anatomilerini incelemiş, çizdiği şemalarda bu boşlukları ve dört gruba ayırdığı dişleri göstermiştir. Dişlerin kapanışları ise Andreas Vesalius (1514-1564) tarafından incelenmiştir. Altın ve gümüş tellerin yardımı ile destek dişlere bağlantıların yapıldığı, bir bakıma parsiyel protezlerin öncüsü sayılabilecek protetik uygulamalar, M.S. 16. Yüzyılda Ambroise Pare (1510-1590) tarafından gerçekleştirilmiştir. Jacques Guillemeau (1550-1613), o devirdeki protezlerde kullanılan kemik veya fildişinin zamanla sararıp parçalandığını görerek ilk defa bunların yerine mum, reçine mercan ve inci karışımından yaptığı yapay dişleri kullanmayı denemiştir (Kratochvil, 1991).

Sonraki yıllarda doğal dişler yerine altın, gümüş, porselen ve akrilik dişler kullanılmıştır. Fonksiyon konusu, ancak 18. yüzyılda protez bir bilim dalı olarak ele alınmaya başlandıktan sonra dikkate alınmıştır. Protetik diş hekimliğinde ilk ölçüyü Gottfried Purmann (1648-1721) mum ile almış ve model elde etmiştir. Philip Pfaff (1711-1766) protez yapımı için alçı model kullanmış ve Lorenz Heister'de (1683-1758) fildişinden veya su aygırı dişlerinden yapılan ve ilk olarak ağza takılıp çıkarılabilen protetik apareylerden söz etmiştir. 1820 yılında Christophe Francois

Delabarre (1787-1862) ilk defa gümüşten basit bir ölçü kaşığı imal ederek yumuşatılmış mumla ölçü almaya başlamıştır. Pierre Fauchard (1678-1761), fildişi ve kemikten yapılan dişleri kullanmıştır. Daha sonra kökleri kesilmiş insan dişlerinin pulpasını kurşunla doldurup, kronları delerek ipek ipliklerle komşu dişlere bağlamıştır. Üçten fazla diş eksikliğinde ise, dişleri altın veya gümüş levhaya perçinlemiştir. Tüm dişsiz ağızlarda ise, su aygırı dişlerini tek parça halinde oyarak diş dizilerini oluşturmuş ve arka uçlardan çelik yay ile sabitleştirmiştir. Daha sonraları ise yan hareketler için spiraller kullanmaya başlamıştır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1764'de Claude Mouton yay veya kroşeler yardımıyla yapay dişleri bitişik doğal dişlere tespit etmiş; Joseph Gall 1834'de taş baskısı ile basılan eserinde, bölümlü protezler ile ağızda mevcut dişler arasındaki bağlantının kroşeler yardımıyla ne şekilde sağlanabileceğini resimlerle açıklamıştır. Kroşe ve onunla ilgili terimleri modern kavramları ile ilk defa ortaya koyan William G.A Bonwill (1833-1899), aynı zamanda protetik uygulamaları önemli ölçüde etkileyen ilk anatomik artikülatörü (1858) icat etmiştir (Brudvik, 1999).

Altın, gümüş ve kalay gibi metallerin piyasaya çıkarılması ile en eski protez kaideleri olan kemik ve fildişinin yerini metal kaideler almaya başlamış, 1850'lerde vulkanit ortaya konmuş, 1851'de ise John Allen porselen ve platin uygulamasını başlatmıştır. Yine aynı yıl Edwin Truman guta-perka kaideler yapmış ve 1854'de Loomis, platin kaidesiz olmak üzere tamamen porselen protez oluşturmuştur. 1855'de selüloit materyal olan "Parkesite" ortaya çıkarılmıştır. 1860'larda metal kaide üstüne vulkanit uygulanmıştır. 1934'de ilk akrilik rezin "Neo-Hecolite" diş hekimliğine sunulmuştur. Toz-likit akrilik rezinler ise 1935'de geliştirilmiştir. 1936'da otopolimerizan akriliklerin bulunması ve 1965'de J.W McLean'in alüminli porseleni bulması, protez ve dolgu tekniğinde yeni gelişmelere yol açmıştır. Elwood Haynes 1900 yılında otomobil bujilerinde korozyona dayanacak bir alaşım araştırırken krom-kobalt alaşımını bulmuştur. Krom-kobalt esaslı alaşıma molibden ve tungsten gibi diğer elementleri de ekleyerek daha sert bir dizi alaşım oluşturan Haynes, 1900'den sonraki ilk yıllarda parlaklık, sertlik, direnç ve kararma özellikleri nedeniyle bu alaşımlara "Stellit" adını vermiştir. 1907'de Jameson, merkezkaç kuvvetiyle dökümü

gerçekleştirmiştir. Metallerin döküm protez olarak uygulanmaya başlaması 1912 yılındadır. 1904 yılında L.C Bryan tarafından lingual barın takdim edilmesi, bölümlü protez planlamasına ilişkin prensip ve teknikleri tamamen değiştirmiştir. Ülkemizde tek parça döküm protez imalatının başlaması 1954-1957 yıllarına rastlamaktadır. Zaman içerisinde geliştirilmiş olan yeni materyal ve metotlar sayesinde, diş hekimliğinin her sahasında olduğu gibi bölümlü protezler konusunda da bilimsel olarak hayli gelişmeler kaydedilmiştir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.1.3. Hareketli Bölümlü Protezlerin Yapısal Unsurları

Bölümlü protezler yapısal unsur olarak

- Protez kaidesi
- Tutucular
- Bağlayıcılar
- Yapay dişlerden oluşur.

Protez kaidesini oluşturan ana materyaller metal ve rezinlerdir.

1.2. Metaller ve Metal Alaşımları

Doğada en çok bulunan elementler metallerdir. Metaller normal olarak; oda sıcaklığında sıvı olan civa ve muhtemelen galyum dışında kristal yapılı katılardır. Son derece aktif bir metal olan hidrojen ise oda sıcaklığında gaz haldedir. Genel olarak katı metaller diğer kimyasal elementlerden daha sert, dayanıklı ve yoğundur. Ayrıca metal olmayan maddelerden daha kırılma eğilimi olan ve kolay çekilebilirler. En önemli karakteristik özellikleri ise ısı ve elektriği iyi iletme özellikleridir. Metaller, saf halde tek bir elementten ibarettir. Metallerin özelliklerini geliştirmek için çoğu zaman metale başka elementler ilave edilir. Bu şekilde elde edilen metal karışımına alaşım denir (Duran, 2017).

Protez yapımında saf metallere ziyade alaşımlar kullanılır çünkü; saf metallerin fiziksel özellikleri bu tür restorasyonlarda tek başlarına işlev görmesini engeller. Bu nedenle alaşımların kullanımı, başarılı ve uzun süreli protezler için gerekli olan fiziksel ve biyolojik özellikler sağlar. Diş hekimliğinde altın folyo ve platin folyo gibi saf metallerin kullanımı olmasına rağmen, metallerin ana yapısı alaşımlardır. Diş hekimlerinin kullandığı döküm alaşımlarının bileşenleri ve türleri son 25 yılda önemli ölçüde değişmiştir. Bununla birlikte, günümüz hekimleri, paladyum, gümüş, altın, nikel, kobalt ve titanyum bazlı alaşımlar arasından seçim yapabilir. Ayrıca, bu grupların her birindeki alaşımlar çeşitlidir ve hekimler şaşırtıcı bir dizi seçenek ile karşı karşıyadır. Bu malzemeler uzun dönem tedavide önemli rol oynarlar, uygun bir alaşım seçimi teknik, etik ve yasal açıdan kritik önem taşır (Duran, 2017).

1.2.1. Metal Alaşımların Özellikleri

1.2.1.1. Renk

Alaşımlarda renk tanımı genel anlamda beyaz veya sarı olarak yapılırsa da alaşımlar; yeşil, kırmızı ve kahverengi gibi tonları da yansıtmaktadır. Alaşımın rengi fiziksel ve biyolojik olarak yeterlilik göstergesi olmamakla beraber restorasyonun final estetiği için önemlidir (Özcelik ve ark., 2008; Terada ve ark.,1989).

1.2.1.2. Faz Yapısı

Faz yapısının değerlendirilmesi, alaşımı tanımlamakta oldukça önemli bir özelliktir. Alaşımlar tek ya da çift fazlı olabilir, İçerikteki yapılar birbiri içinde çözünerek homojen bir yapı oluşturuyor ise tek fazlı alaşım adını alır. Çok fazlı alaşımlar dayanıklılıkta daha iyi iken tek fazlı alaşımların işlenebilirlikleri ve korozyon dirençleri daha yüksektir (Wataha ve ark.,1991).

Faz yapısı aynı zamanda biyolojik özellikleri de etkiler. Çok fazlı alaşımlardaki elementlerin vücutta toksik birikim riski daha yüksektir. Alaşımın faz durumu çıplak göz ile tespit edilebilen bir özellik değildir. Üretici firma prospektüsünden alaşımın hangi fazda üretildiğini öğrenilebilir. 1975 yılına kadar, büyük kısmı tek fazlı ve altın esaslı olan alaşımlara paladyum, gümüş ve bakır gibi elementler karıştırılabildi. Günümüz alaşımları ise birbiri içinde çözünmeyen, kimyasal olarak diğer elementleri esas olarak kullanan ve karmaşık unsurları barındıran materyallerdir. Tipik bir alaşımın içeriğinde 8-10 arasında farklı element bulunur ve üç ya da daha fazla farklı faza sahiptir (Craig ve Powers, 2002).

1.2.1.3. Partikül Büyüklüğü

Su moleküllerinin buz kristallerini oluşturması gibi alaşımların küçük çekirdeklerden katılaşması üzerine oluşan kristallere partikül (gren) denir. Partikül büyüklüğünün etkilendiği faktörler: alaşımın soğutma hızı, alaşımın döküm sonrası ısıya tabi tutulması, alaşımın içeriği, iridyum, ruthenyum gibi spesifik çekirdek oluşturan elementlerin varlığıdır (Craig ve ark., 1996).

Partikül boyutunun ince ya da kalın olmasına bağlı olarak materyalin mekanik özelliklerinin belli oranlarda değiştirilmesi mümkündür. Partikül yapısı ince metaller genellikle daha serttir ve büyük partiküllü metallerden daha yüksek elastiklik limite sahiptirler. Örneğin altın alaşımları için 30 mikrometreden küçük tanecik boyutu, çekme dayanımını artırır iken, uzamayı azaltır. Soğuma hızına bağlı olarak alaşımların gren boyutu kontrol edilebilir. Hızlı soğutma ile alaşımın gren boyutu azaltılabilir (Wataha, 2002).

1.2.1.4. Biyouyumluluk

Biyouyumluluk materyalin biyolojik sistemde uygun cevap oluşturması ve sistem tarafından kabul edilmesi olarak tanımlanabilir. Vücuda yerleştirilen materyal, sistem

ile farklı etkileşimlerde bulunabilir. Vücudun biyoyumluluk göstermeyen materyale karşı verdiği ilk cevap toksisitedir (Kansu, 1991).

İkincil cevap ise enflamasyondur. Enflamasyon alerjiden veya konağın materyale karşı verdiği toksik cevaptan kaynaklanabilir. Eğer vücut ile etkileşimde olan materyal hücrelerin DNA'sında bir değişikliğe yol açarsa olay mutajenik reaksiyon şeklinde gelişir. Alışımından ağız kavitesine element salınımının olduğu durumlarda görülebilen alerji veya enflamasyon gibi birçok olumsuz etki alışımların iyon salınımından kaynaklanmaktadır (Kansu, 1991).

Hem kıymetli hem de kıymetsiz metal alışımları gruplarında, seramik ile kaplanmak için üretilmiş alışımlar vardır. Bu alışımlara, metal ile seramik arasında bağlantı meydana getirecek adeziv oksit oluşturunucular ilave edilir. Adeziv oksit oluşturunucular, oksijene kolaylıkla bağlanabilen metallerdir. Oluşan oksitler genel olarak metal yüzeyinde daha zengindir ve kaplanacak seramik ile etkileşime girerek bağlanma dayanıklılığını arttırlar. Oksitler, eğer tükürük yoluyla ortamdan kısa sürede uzaklaştırılmazsa, yüzeyden kopup lokal hasarlara yol açabilirler. Bu duruma daha çok dişeti cebinde rastlanır. Yüzeylerin iyi bir şekilde cilalanması ve asitlenmesi ile iyon salınımında önemli bir azalma elde edilebilir. Her ne kadar tehlike önemsiz gibi görünse de universal alışım kullanımından kaçınmak riskleri azaltılabilir. Örneğin, inleyler veya kronların seramikle kaplanmalarına gerek yoksa, seramik metallerin kullanımından bu nedenle kaçınılmalıdır (Duran, 2017).

1.2.1.5. Korozyon

Alışımın oksidasyonu sonucu oluşan korozyon, restorasyonların uzun dönem başarısını olumsuz yönde etkileyerek katastrofik başarısızlığa sebep olur. Bununla birlikte, oksidasyonu meydana getiren bileşenler doğal diş, porselen veneer ve hatta yumuşak dokuda renklemelere neden olabilir (Asgar, 1988). Restorasyonun estetik başarısı, korozyon ile yüzeyde gelişen çukur alanlar ve renklenmiş sahalar nedeniyle olumsuz etkilenir. Korozyona verilebilecek gözle görülebilen en iyi örnek demirde

oluşan pastır. Ancak korozyonun etkilerini gözle görülür şekilde izlemek, korozyonun oldukça yavaş bir seyirde ilerlediği döküm yöntemi ile elde edilmiş dental alaşımlarda çoğu zaman mümkün olmamaktadır. Dental alaşımlarda korozyon ürünleri ağız ortamına salınmakta ve tükürük ile korozyon sonucu oluşan ürünler dolaşıma karışarak alaşımın biyoyumluluğunu etkilemektedir (Bumgardner ve Lucas, 1995; Canay ve Öktemer, 1992).

1.2.1.6. Dayanıklılık ve Sertlik

Dayanıklılık: Özellikle gövde ve çok üyeli sabit protezler gibi kuvvet alan riskli bölgelerde 300 MPa üzerindeki gerilim (tensile) dayanımı yeterli görünmektedir. Gerilim dayanımının klinik olarak tespitinin oldukça zor olması sebebiyle pek çok üretici firma, alaşımın akma (yield) dayanımını belirtir. Akma direnci (yield strength); materyalde doğru orantılı seyreden elastik deformasyonun sona erip kalıcı deformasyonun başladığı stres olarak tanımlanır. Yani bir materyalin akma dayanıklılık değeri, materyalde kalıcı deformasyona yol açan stres miktarını belirler ve bu değer üzerindeki streslerde materyalde kalıcı deformasyon oluşacağını da ifade eder (Anusavice ve ark., 2012).

Akma dayanıklılık değerleri yüksek olan soy olmayan metal alaşımları, bu özellikleri sayesinde ince marjinlerde ve uzun köprülerde kullanılabilir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Sertlik: Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan metallerin sert olmaları, aşındırma ve polisaj gibi laboratuvar işlemlerini zorlaştırdığı için restorasyonun klinik başarısını etkilemektedir. İnce kenarlarda ve uzun köprü protezlerinde kullanım açısından metalin sert olması avantajlı bir durum olduğu halde, yüksek sertlik derecesine sahip metal alaşımlar, karşıt dentisyonda veya restorasyonda istenmeyen aşınmalara neden olabilmektedir. Üreticiler genel olarak sertliği Vickers parametresi ile verirler. Dental alaşımlarda sertliğin 125 kg/mm²'den daha az olmaması istenir (McLean, 1979; Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.2.1.7. Dökülebilirlik

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

Altın alaşımlarının paladyum, gümüş ve krom-kobalt alaşımlarına göre daha kolay dökülebildiği söylenebilir. Bununla birlikte eriyik haldeki baz metalin ısı işlem esnasında kompleks faz yapısındaki değişim, değerli alaşımlardan çok daha fazladır. Bu sebeple tekrarlayan dökümlerde baz metal alaşımların fiziksel özelliklerinin daha fazla etkilendiği söylenebilir (Duran, 2017).

1.2.2. Metal Alaşımların Sınıflandırılması

Metal alaşımların sınıflandırılmasında soy-soy olmayan, baz metal, kıymetli-kıymetsiz metal alaşımları gibi birtakım terimler kullanılmaktadır. Alaşımların doğru yerde ve doğru şekilde kullanılabilmesi için bu terimlerin ne anlama geldiğinin bilinmesi oldukça önemlidir.

Soy: Korozyona ve oksidasyona karşı kimyasal stabiliteleri sayesinde dirençli olan metalleri ifade eder. Diş hekimliğinde 7 adet soy metal alaşım bulunmaktadır. Bunlar: altın (Au), platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os) ve rodyum (Rh)' dir. Gümüş(Ag), bazı araştırmacılar tarafından soy metaller grubuna dahil edilirken, ağız içerisinde okside olduklarından diş hekimliğinde soy metal grubunda yer almamaktadır (Naylor, 2009).

Soy olmayan: Okside olabilen metalleri ifade eder. "Baz metal" terimi yerine kullanılabilen bir alternatif olarak düşünülmektedir (Naylor, 2009).

Baz metal: Soy olmayan ve kıymetsiz metaller için kullanılan bir başka terimdir. Diş hekimliğinde kullanılan belli başlı baz metal alaşımlar: Krom (Cr), kobalt (Co),

gümüş (Ag), bakır (Cu), çinko (Zn), zirkonyum (Zr), indiyum (In), kalay (Sn), galyum (Ga), molibden (Mo), alüminyum (Al), demir (Fe), berilyum (Be), manganez (Mn), titanyum (Ti), nikel (Ni), vanadyum (V), niyobyum (Nb)'dur (Craig ve ark., 2000; Naylor, 2009).

1983 yılında McLean'e göre metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları, içeriklerinde bulunan kıymetli metal oranlarına göre şu şekilde sınıflandırılmıştır:

A. Kıymetli Metal Alaşımlar

- a. Yüksek altın içeren metal alaşımlar Altın-platin-paladyum (Au-Pt-Pd) alaşımları Altın-platin-tantalyum (Au-Pt-Ta) alaşımları
- b. Düşük altın içeren metal alaşımlar Altın-paladyum-gümüş (Au-Pd-Ag) alaşımlar
- c. Altın içermeyen metal alaşımları Paladyum-gümüş (Pd-Ag) alaşımları

B. Kıymetsiz Metal Alaşımlar

- a. Kobalt-krom metal (Co-Cr) alaşımları
- b. Nikel-krom metal (Ni-Cr) alaşımları
- c. Titanyum (Ti) (McLean, 1983).

1996 yılında ise Craig, değerli ve baz metal alaşım oranlarının ağırlığına göre sınıflandırma yapmıştır (Craig ve ark., 1996).

2003 yılında ADA, Titanyum alaşımlarını da dahil ederek metal-seramik restorasyonlar için sınıflandırmayı revize etmiştir.

- a. Yüksek-değerli (değerli metal içeriği > %60 + altın içeriği > %40)
- b. Titanyum ve Titanyum alaşımları (Titanyum \geq 85%)

- c. Değerli (değerli metal içeriği > %25)
- d. Ağırıklı baz metal (değerli metal içeriği < %25)

2008 yılında O'Brien, metal-seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları içeriklerine göre sınıflandırmıştır:

A. Soy Metal Alaşımlar

a. Paladyum (Pd) alaşımları

Paladyum-gümüş (Pd-Ag) alaşımları

Paladyum-bakır (Pd-Cu) alaşımları

Paladyum-kobalt (Pd-Co) alaşımları

b. Altın (Au) alaşımları

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

Altın-paladyum (Au-Pd) alaşımları

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

B. Baz Metal Alaşımlar

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

b. Nikel-krom (Ni-Cr) alaşımları

c. Kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları

d. Titanyum (Ti) ve titanyum alaşımları (O'Brien, 2008).

1.2.2.1. Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanılan Temel Metal Alaşımları

1930'larda ilk kullanımlarından bu yana krom-kobalt-nikel alaşımları, bölümlü protezlerin yapımında en çok tercih edilen alaşımlar olmuştur. Bu alaşımların en büyük avantajı hem hafif olmaları hem de daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmalarıdır. Dental aparat yapımındaki güçlükler, yüksek erime ısıları nedeniyle gaz-hava alevinin kullanılamaması, son derece sert olmaları, dolayısıyla dökümden sonraki temizleme

ve düzeltme işlemleri için özel aletler gerektirmeleri dezavantajlarındandır (Can ve ark., 2014).

Bileşim: Cr-Co-Ni temel alaşımlarının en az %85 oranında Cr, Co ve Ni içermesi gerekmektedir. Bu tip alaşım sisteminin ilk şekilleri genellikle Cr ve Co'tan meydana gelir. Bazı durumlarda Co yerine Ni kullanılmıştır. Vitalyum bunlara örnek olarak gösterilebilir. Co-Cr alaşımı, Ni içermeyen vitalyum olup, diş hekimliğinde bölümlü protez yapımında kullanılmaktadır. Co-Cr sistemi, %70 kobalt ve %30 krom içeren bir katı çözelti olarak düşünülebilir. Cr, alaşıma korozyon direnci sağlar. Diğer elementlerle birlikte alaşımı sertleştirir. Bu %30 Cr oranı, maksimum fiziksel özellik için üst sınırı oluşturur. Co ve Ni, birbirinin yerine kullanılabilir. Co yerine Ni kullanılması durumunda kuvvet, sertlik, elastik modül ve birleşme sıcaklığı azalırken çekilebilirlik artar. Ancak diğer elementlerin alaşımlar üzerindeki etkisi Cr, Co, Ni'in relatif konsantrasyonlarından çok daha fazladır. Örneğin az miktarda bakır, demir, berilyum gibi elementler de sertleşmeye yardımcı olurlar. Mn ve Si da sertleştirici olmalarının yanında erime sırasında diğer metallerin oksidasyonunu önlemek amacıyla oksijen tutucu olarak kullanılırlar. Genel olarak oksidasyonu önleyici elementler kobalt esaslı alaşımların kırılma direncini artırır. Boron da oksidasyon önleyici ve sertleştirici olarak kullanılır. Ancak bu element NiCr alaşımlarının çekilebilirliğini azaltırken sertliğini büyük oranda artırır. Ayrıca katılma ısısını düşürerek erime aralığını genişletir. Ni yerine Cr konulursa oksidasyon önleyici element miktarı (Mn, Si veya Bo) yükselir. %3,5'e kadar Si, NiCr alaşımının işlenebilirliğini artırır. Bo sertleştirici ve partikül yapısını inceltici olmasına rağmen birleşme ısısını düşürmek için katılır. Ancak berilyum toksik etkileri nedeniyle son yıllarda üretilen alaşımlarda kullanılmamaktadır. Al, esas olarak Ni temelli alaşımlarda, nikel ve alüminyum bileşiği nikelalüminid oluşturarak sertleşmeyi artırır ve alaşımı kuvvetlendirir. Tüm bileşenler içinde en kritik olan karbondur. C miktarındaki çok ufak değişimler bile alaşımın kuvvet, sertlik ve çekilebilirliği üzerinde son derece büyük rol oynar. C herhangi bir metalik yapı ile karbid oluşturabilir. Karbit çökmesi bu alaşımların sertleştirilmesinde önemli bir faktördür. Ancak, aşırı halde, kırılma direncine neden olur. Bu nedenle alaşımdaki C miktarının kontrolü son derece önemlidir. Üretim ve döküm işlemleri süresince C miktarının

kontrol edilmesi güçtür. Alaşımın eritilmesi sırasında oksiasetilen alevi veya karbon arkından alaşım yapısına karbon ilave olur. Kısaca tüm bu faktörler elementlerin yapısında çok az değişimlere neden olsalar da, fiziksel özellikler üzerinde önemli rol oynarlar (Can ve ark, 2014).

Çizelge 1.1. Hareketli bölümlü protezlerde kullanılan temel metal alaşımlarının bileşimi

ELEMENTLER %											
Alaşım	Cr	Co	Ni	Fe	Mo	W	Mn	Si	C	Al	Be
CoCr	30	62.5	-	1	5	-	0.5	0.5	0.3	-	-
NiCr	17	-	67	-	5	-	5	0.5	Eser	5	1
CoCrNi	26	54	14	0.1	4	-	0.8	0.6	0.2	-	-

Mikroyapı: Temel metal alaşımlarının partikülleri çok geniştir. Partikül sınırları dendritik yapılarca kapatılır. İntergranüler ve interdendritik yapılar açıkça görülmektedir. Cr-Co alaşımlarındaki karbit oluşumu sürekli veya süreksiz olabilir. Süreksiz oluşum, nodüler ya da lameller şeklindedir. Karbit oluşumunun miktarı ve şekli, bileşim ile döküm sonrası uygulanan ısıl işleme bağlıdır. Genel olarak erime ısısı ne kadar yüksek, soğutma ne kadar hızlı ise süreksiz karbit oluşumu o kadar fazladır. Erime ısısının yüksekliği alaşım ile revetman arasında bir reaksiyon olasılığını artırır. Bu durumda yüzey yapısı bozulur (Can ve ark., 2014).

Fiziksel özellikler: Hem Cr-Co hem de Ni-Cr alaşımlarının çekme direnci, 700 MPa'ı aşar. Uzama yüzdesi; bileşim, soğuma hızı ve özellikle kullanılan erime ve revetman sıcaklığına bağlı olarak %1 ile %12 arasında değişir. Bazı bölümlü protez alaşımlarının fiziksel özellikleri tabloda görülmektedir.

Çizelge 1.2. Bölümlü protez alaşımlarının fiziksel özellikleri

Alaşım	Kopma Direnci MPa	Çekme Direnci MPa	Uzama %	Elas. Mod. MPa × 1000
CoCr	710	870	16	223
NiCr	690	800	38	182
CoCrNi	470	685	8	198
FeCr	730	841	9	202

Bazı işlemler ile yumuşaklığı artırmak mümkün olsa da; bu durum istenmeyen bazı etkilere sebep olur. Kobalt esaslı alaşımın erime sıcaklığını artırmak aynı zamanda onun çekilebilirliğini de artırır, ancak bunun sonucunda elde edilen döküm yüzeyi son derece kaba olur. Nikel esaslı alaşım 15 dakika süreyle 870-1200°C arasında ısı işleme tabi tutularak yumuşaklığı artırılır, ancak bu kopma ve maksimum çekme dayanıklılığı değerlerini %50 oranında düşürür. Kobalt esaslı alaşımların özellikleri de bu tip bir işlem sonunda aynı şekilde değişim gösterir. Yüksek sıcaklıklarda alaşımın okside olmaması, atmosferin okside edici olmaması ile sağlanır. CrCoNi alaşımlarının erime ısıları, tip IV altın alaşımlarından çok daha yüksektir (minimum 870°C). Alaşımlar erime ısılarına yüksek erimli (I. tip) ve düşük enerjili (II. tip) olarak ikiye ayrılabilir. I. tip alaşımların erime ısıları 1300°C'den büyüktür. II. tip alaşımların maksimum erime ısı 1300°C'dir. Co içeren alaşım ile diğer Co esaslı bölümlü protez alaşımlarının erime sıcaklıkları 1400-1500°C arasındadır. Bu alaşımlar gaz-hava kaynağı ile eritilemez. Bunlarda yakıt olarak oksijen ile asetilen gazlarının karışımı ya da başka gazların kullanılması mümkündür. Eritme amacıyla karbon arkları, argon arkları, yüksek frekanslı indüksiyon ve karbit direnç fırınları gibi elektriksel kaynaklar kullanılabilir. Bazı durumlarda partikül oluşumu ve karbit çökmesini ayarlamak amacıyla ısı döküm süresi ve benzer değişkenleri kontrol eden karmaşık elektronik aletlerin kullanılması gerekebilir. Oksijen-asetilen alevinin karburize edici bölümü alaşıma ek karbon katılmasına sebep olur. Bu ek karbon yalnızca mikro yapıyı değiştirmekle kalmaz, mekanik özellikleri de etkiler. Genel olarak sertlik ve kopma dayanıklılığı artarken işlenebilirlik azalır. Dolayısıyla alaşım oksijen-asetilen kaynağı ile eritilirken, bu iki gazın oranı, alev boyu ve alev ucunun alaşımdan uzaklığı standartlaştırılmalıdır. Co-Cr alaşımlarının yoğunlukları 8-9 gr/cm³

arasında değişir ki, bu değer altın alaşımlarının yarısı kadardır. Bu alaşımlar, altın alaşımlarından yaşlanma sertleşmesine tabi tutulmuş olsa bile çok daha serttir. Bunların çoğunun kesimi, tesfiye ve bitirilmesi son derece zordur. Bitirme işlemleri açısından bu tip alaşımların tesfiye ve parlatılması özel sertlikteki yüksek hızlı aletler gerektirir. Ancak bazı yeni daha işlenebilir ve yumuşak alaşımların tesfiye ve parlatılması kolaydır. Tüm bu alaşımlar kolayca sertleşme işlemine tabi tutulabilirler. Bunun sonucunda, döküm şartlarında uzama yüzdesine bağlı olmadan düşük işlenebilirlikteki alaşımlarda, kroşe kolunun ayarlanması son derece zordur. Bu kroşe kolları ayarlama sırasında kırılmasa bile, meydana gelen gerilme sertleşmesinden dolayı kullanım sırasında zamanla kopma gösterebilir. Alaşımın orijinal yumuşaklığında olan çok az bir artış, bu tip bir bozulmayı önleyebilir. Bu tip alaşımların dayanıklılıkları çok fazla olmasına rağmen, bu özellikten, işlenebilirliği arttırmak için biraz fedakarlıkta bulunulabilir. Genel olarak bu alaşımların uzama yüzdesi, yaşlanma sertleşmesine tabi tutulmuş olan tip IV altın alaşımlarınkine yakındır. Minimum uzama yüzdesi %1,5 olması istenir. Bu alaşımların elastik modülü, tüm bileşime göre değişse bile Co-Cr alaşımlarından daha yüksektir. Ancak her ikisinin elastisite modülleri tip IV döküm altın alaşımlarının iki katıdır. Dolayısıyla, yapılan protetik apareyler, altın alaşımı ile yapılanlardan daha serttir. Bunun yanında kalınlık ve ağırlıkları daha azdır. Ayrıca kroşenin tutucu ucu için, daha az bir andırkat gerekir (Can ve ark., 2014).

1.2.2.2. Yapım yöntemine göre metaller

- a. Geleneksel kayıp mum tekniği,
- b. CAD/CAM tekniği
- c. Lazer sinterleme yöntemi

olarak sınıflandırılabilir. Metallerin ağız içinde işlevsel hale getirilebilmeleri için çeşitli yöntemlerle laboratuvar ortamında hazırlanmaları gerekmektedir. Bunun için geleneksel kayıp mum tekniği yani santrifüjle merkezkaç kuvveti uygulanan eriyik haldeki metalin revetman içinde oluşan boşlukları tam olarak doldurması

sağlanır. Metalin eriyik hale getirilmesi için şalome ya da elektrikli ısıtıcılar kullanılır. Genel olarak eritmenin elektrikle sağlanması, daha spesifik cihazlar gerektirdiği için biraz daha maliyetli olabileceği düşünülmektedir. Metal seramik restorasyonlarda genellikle soy metal alaşımlarına göre daha ekonomik olmaları nedeniyle baz metal alaşımlar tercih edilmektedir. Ancak soy metal alaşımlarının dökümü ile kıyaslandığında; yüksek erime sıcaklığı ve alaşımın oksidasyonu nedeniyle baz metal alaşımlarının dökümü daha zordur. Döküm işlemi sırasında manşete dökülen eriyik haldeki metalin soğuma esnasında termal büzülmesine bağlı olarak metal altyapıların dayanak dişlerle olan uyumları çok sıkı olabileceği gibi, siman aralığının fazla olması ve marjinal aralığın kabul edilebilir sınırların üzerine çıkması gibi sorunlarla da karşılaşmaktadır. Ayrıca baz metal alaşımlarının yüksek sertlik dereceleri nedeniyle tesviye ve polisajlarının zor olması gibi problemler de söz konusudur (Açıkalın ve ark., 2011).

Oldukça yüksek teknik hassasiyet gerektiren döküm işlemleri, birbirine bağlı bir dizi işlemde meydana gelir. Gereken hassasiyet gösterilmediği takdirde altyapıda gelişecek porözite, distorsiyon, yüzey düzensizlikleri, eksik veya kısa marjin oluşumu gibi döküm defektleri kaçınılmazdır. Başarısız bir döküm işlemi hem zaman kaybına hem de ekonomik kayba neden olmaktadır (Anusavice ve ark., 2012).

Bilgisayar ve otomasyon teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte diş hekimliğinde kullanılan metal işleme tekniklerinde de değişimler olmuştur. Bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM)) teknolojisi sayesinde, geleneksel döküm yöntemi dışında alternatif metal şekillendirme teknikleri diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sistemleri ile birlikte geleneksel döküm yöntemlerinde görülen problemler ortadan kalkmakta, yüksek ve üniform kalitede restorasyonlar üretilmektedir (Duran, 2017).

Günümüzde titanyum, titanyum alaşımları ve krom-kobalt alaşımları freze cihazları kullanılarak şekillendirilmektedir. Freze edilmesi sırasında materyalde büyük

miktarda kayıp meydana gelmesi ve yüksek maliyetleri nedeniyle kıymetli metal alaşımları tercih edilemez (Beuer ve ark., 2008).

Ayrıca yüksek sertlik derecesindeki baz metal alaşımdan oluşan blokların freze işlemine tabi tutulması, hem oldukça zaman almakta hem de freze ekipmanlarının daha çabuk yıpranmasına neden olmaktadır (Sun ve Zhang, 2012).

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

Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS) sisteminde kullanılan metal tozlarında, yapısal materyalin bağlayıcı materyal ile kaplanması gerekmez. Metal tozlarının farklı erime derecelerine sahip bir karışımı kullanılır. Bağlayıcı olarak görev alacak materyal, düşük erime sıcaklığına sahip olan metal alaşımdır. Bu sayede oldukça üstün mekanik özelliklere sahip metal üretilir (Santos ve ark., 2006).

Üretilen ilk DMLS cihazlarında CO₂ ve Nd:YAG gibi standart lazer sistemleri kullanılmıştır; ancak gelişen teknolojiye paralel olarak lazer odağının güç ve kalitesi de gelişmiş, bu sayede yeni nesil lazer sistemleri (fiber ve disk lazerler vb.) DMLS cihazlarında kullanılmaya başlanmıştır (Shellabear ve Nyrhila, 2004).

Günümüzde DMLS teknolojisi, dental restorasyonların üretiminde oldukça popüler bir uygulama haline gelmiştir. 2005 yılından beri dental alanda kron-köprü restorasyonların yapımında kullanılan bu sistemlerle 24 saat içerisinde yüzlerce metal altyapının üretimini gerçekleştirmek mümkündür. DMLS makinelerinde metal tozun serildiği platformun alanı üretim kapasitesi ile doğru orantılıdır. Sistemin yüksek üretkenliği sayesinde ürünlerin birim laboratuvar maliyetleri düşer ve kalite standardizasyonu sağlanır. Ayrıca ± 20 μm hassasiyetle çalışan bu sistemlerle üretilen restorasyonların marjinal uyumu oldukça yüksektir. Bu sistemler ile krom-kobalt altyapılar, diğer kron/köprü uygulamaları, krom-kobalt konstrüksiyonlar, vida-

tutuculu bar/köprüler, custom(bireysel)-abutmentlar (post-milling ya da TiBase) ve hareketli bölümlü protez iskeletlerinin üretimi yapılabilmektedir (Duran, 2017).

1.3. Protez Kaide Rezinleri

Tam ya da bölümlü protezlerde, kaide olarak kullanılan maddeler, en çok ağız içi kuvvetler ve ısısız değişikliklerden etkilenir. Bu nedenle kaide maddelerinin ağız dokularına tam uyumuna ve boyutsal sabitliğine önem verilmelidir. Rezinler, protez kaide maddesi olarak kullanılmaktadır (Can ve ark., 2014).

Akrilik rezinler etilenin türevleri olup yapısal formülünde vinil grubu içerirler. Dental amaçlarda kullanılan iki tane akrilik rezin serisi mevcuttur. Bunlardan biri akrilik asit ($CH_2 = CH-COOH$) diğeri ise metakrilik asit ($CH_2=C(CH_3)COOH$)' ten üretilmiştir. Bunların her ikisi de bilinen şekilde katılma polimerizasyonu ile polimerleşir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Metilmetakrilat, genellikle toz halinde bulunan polimer ile karıştırılır. Monomer, polimeri kısmen çözerek plastik bir hamur meydana getirir. Hamur muflaya konarak polimerleştirilir. Metilmetakrilat şu fiziksel özelliklere sahiptir; erime noktası $-48\text{ }^{\circ}C$, kaynama noktası $100,8\text{ }^{\circ}C$, yoğunluğu $20\text{ }^{\circ}C$ 'de $0,945\text{ g/ml}$, polimerleşme ısısı $12,9\text{ k.cal/Mol}$ ' dür. Yüksek buhar basıncına sahip olup mükemmel bir çözücüdür. Polimerizasyon ultraviyole veya görünür ışıkla yapılabilmesine rağmen diş hekimliğinde polimerizasyon için daha çok kimyasal bir başlatıcı kullanılır. Polimerizasyon derecesi, sıcaklık, aktivasyon metodu, kullanılan başlatıcı tipi ve konsantrasyonu, kullanılan kimyasal maddelerin saflığı ve polimerizasyon şartlarına bağlıdır. Çalışma şartlarında kolayca polimerleştiklerinden dolayı; metilmetakrilat monomerleri diş hekimliğinde çok kullanılır. Diğer birçok rezin sistemi oda sıcaklığında hava mevcudiyetinde polimerleşmeyebilir. Saf metilmetakrilat monomerin polimerizasyonu sırasında, %21' lik bir hacimsel büzülme meydana gelir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Polimetilmetakrilat (PMMA), oldukça şeffaf bir rezindir. Dalga boyu 0, 25 µm olan UV ışığı bile geçirebilir. Bu rezin 18-20 arasında Knoop sertlik numarasına sahip, sert bir rezindir. Çekme kuvveti 59 MPa ve özgül ağırlığı 1.19 g/ml' dir. Elastik modülü yaklaşık 2400 MPa' dır. Rezin son derece stabil olup UV ışığı ile renk kaybına uğramaz. Ayrıca olağanüstü yaşlanma özelliklerine sahiptir. Isıya karşı da stabil olup 125 °C' de yumuşar ve bir termoplastik madde gibi davranır. 125-200 °C arasında ise depolimerizasyon meydana gelir. Yüksek molekül ağırlıklı polimetilmetakrilat ilk önce düşük bir polimere depolimerize olur ve bu polimer daha sonra monomere dönüşür (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Epoksi rezinler bir diğer önemli rezin tipidir. Bu termostat rezinler çeşitli metal, tahta ve cama yapışma açısından kendine has özelliklere sahiptir. Protez kaide maddesi olarak çok sayıda modifiye edilmiş epoksi rezin üretilmiştir. Bu tip rezinlerin belli avantajları olmasına rağmen, renk stabilitesi, su absorpsiyonu ve hastanın hassasiyeti gibi sorunlar tam olarak giderilememiştir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Diş hekimliği açısından birkaç değişik polimer daha vardır. Bunlar arasında polikarbonat, poliüretan ve siyano akrilatlar sayılabilir. Polikarbonat rezinler protez kaide maddesi ve direkt dolgu rezinleri olarak kullanılır. Bunların fiziksel özellikleri poli metilmetakrilat rezinine benzer. Polikarbonat rezinlerinin poli metilmetakrilatlara göre avantajı; çarpmadan dolayı olan kırılmalara daha fazla dayanıklılık göstermesidir. Ancak, bunun yüksek yumuşama sıcaklığı ve karmaşık aletler gerektirme gibi dezavantajları vardır. Maddeyi muflalamak için 140-160 °C arasındaki sıcaklıklar gerekir. Yumuşamış madde bundan sonra muflaya enjekte edilir. Karmaşık bir yöntem gerektirdiğinden; bu rezinler diş hekimliğinde kaide maddesi veya restorasyon maddesi olarak pek kullanılmaz (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.3.1. Polimerizasyon Tipine Göre Kaide Rezinleri

Polimerizasyon Tiplerine ve Aktivasyon Şekillerine Göre Yapılan Sınıflandırma

- Isı İle Polimerize Olan Akrilikler
 - a. Konvansiyonel yöntemle polimerize olan akrilik rezinler
 - i. Doldurucusuz akrilik rezinler
 - ii. Güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - 1. Karbon ile güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - 2. Poli-fiber ile güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - b. Yüksek çarpma dayanıklılığına sahip akrilik rezinler
- Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Otopolimerize) Akrilik Rezinler
- Enjeksiyonla Kalıplama Tekniği Kullanılarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler
 - a. PMMA (Poli metilmetakrilat)
 - b. Polikarbonat
 - c. Naylon
- Işık İle Aktive Olan Akrilik Rezinler (O'Brien ve William, 2008).
- Mikrodalga İle Polimerize olan Akrilik Rezinler (Can ve ark., 2014).

1.3.1.1. Isı İle Polimerize Olan Akrilikler

Günümüzde en çok kullanılan ısı ile polimerize olan rezinler toz (polimer) ve sıvı (monomer) şeklinde bulunan PMMA'dır. Burada polimer PMMA, monomer metilmetakrilat yapısındadır (Can ve ark., 2014).

Bunun dışında polistiren veya vinil kopolimerleri gibi ısı ile aktive olan protez kaide rezinleri de mevcuttur. PMMA saydam bir rezindir, renklendirilebilir. Rengi, optik özellikleri, dayanıklılığı ve fiziksel özellikleri yeterli olup normal şartlarda sterilidir (Zaimoğlu ve ark. 1993).

1.3.1.1.1. Konvansiyonel Yöntemle Polimerize Olan Akrilik Reziner

Günümüzde protez kaide akriliklerinin büyük bir kısmı toz ve likit formunda temin edilmektedir. PMMA tozu, aslen PMMA blokları aşındırılarak üretilir (O'Brien ve William, 2008).

Orijinal akrilik tozu şeffaftır. Küçük küresel tanecikler halindedir. Bu küreler polimerleşmeyen bir sıvı içerisinde ısıtılarak monomerin polimere dönüşmesiyle elde edilir. Sıvı (monomer) ise esas madde olarak saf metakrilat içerir. Monomer ısı, ışık ve az da olsa oksijenle polimerize olmaya başladığından içerisinde eser miktarda (% 0,006'dan daha az) hidrokinon içerir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.3.1.1.1.1. Doldurucusuz Akrilik Reziner

Kullanım kolaylığı, iyi bir yüzey bitimi elde edilebilmesi ve maliyetlerinin düşük olması gibi olumlu özelliklerinin yanında, hastada hassasiyete neden olabilecek artık monomer ve formaldehit ihtiva eden olumsuz özelliklere de sahiptirler. Radyolüsent görüntü vermesi, çarpma direnci ve yorulma ömrünün düşük olması diğer dezavantajları arasındadır. Bununla birlikte, esneme direncinin düşük olması

nedeniyle, iyi bir protez dizaynı yapılmadığında bu durumu tolere edemez ve kırılır (O'Brien ve William, 2008).

1.3.1.1.2. Güçlendirilmiş Akrilik Reziner

Kauçuk, polifiber veya karbon ile güçlendirilmiş akrilik rezinlerdir. Yüksek sertlikteki bu rezin materyallerin çarpma dayanımları oldukça iyidir ve yorulma ömürleri uzundur. Polipropilenler, iyi ışık geçirgenliği ve yüzey bitimi özellikleriyle ön plana çıkar. Bununla birlikte karbon ve Kevlar (KEVLAR®, 1965 yılında DuPont firması tarafından icat edilmiş ve çok hafif karbon kökenli çok sağlam liflerden oluşan malzeme üzerinde kullanılan ticari bir markadır.) fiberlerde ise estetik olmayan yüzey rengi ve kötü yüzey bitimi gözlenmektedir (O'Brien ve William, 2008).

1.3.1.1.2. Yüksek Çarpma Dayanıklılığına Sahip Akrilik Reziner

Yüksek çarpma dayanıklılığına sahip akrilik rezinler, aynı şekilde ısıyla polimerize olan akrilik rezinler gibi hamur yöntemi ile elde edilir. Çarpmaya direnci, süspansiyon polimerizasyonu sırasında bilye formundaki molekül içeriğine kauçuk fazın dahil olmasından kaynaklanır. Bu molekül adacıkları kauçuk/PMMA kopolimer yapısını oluşturur. Akrilik dış ve astar malzemelerine olan tutuculukları iyidir. Az miktarda artık monomer oluştururlar (O'Brien ve William, 2008).

1.3.1.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Otopolimerizan) Akrilik Reziner

Dental amaçlarda ilk olarak II. Dünya savaşı sırasında Almanya'da kullanılan bu rezinlerin ısıyla aktive olanlardan ayrılmak amacıyla "kendi kendine polimerize olan", "soğuk polimerize olan" veya "otopolimerizan" akrilik rezinler denilmiştir. Genel kullanım amaçları tamir akriliği olsa da kaide akriliği olarak da kullanılabilirler. Genel olarak kimyasal aktive edici ile ısı ile yapılan aktivasyon kadar yüksek bir polimerizasyon derecesi elde edilemez. Isı ile polimerize

olan rezinlerde olduğu gibi polimerizasyon hızı, polimerin partikül boyuna bağıdır. Partikül boyu ne kadar küçükse, polimerizasyon o kadar hızlı oluşur. Renk stabiliteeri, tersiyer aminlerde daha sonra meydana gelen oksidasyondan dolayı, ısıyla polimerize olan rezinlerden daha kötüdür. Bu durum ya belli bir stabilize edici madde katmak ya da polimerizasyonda daha kararlı bir aktivatör kullanmak suretiyle önlenebilir. Muflalama işlemleri aynı şekildedir. Çalışma süreleri daha kısadır. Dayanıklılık ısıyla polimerize olan rezinlerinkinin ancak %80'ine erişebilmektedir. Kendi kendine polimerize olan rezinlerdeki serbest monomer miktarı %3-5 iken, ısıyla polimerize olan rezinlerde bu oran %0,2-0,5 arasındadır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.3.1.3. Enjeksiyonla Kalıplama Tekniği Kullanılarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Enjeksiyon kalıplama tekniği ile polimerize olan akrilik rezinler, tutarlı bir moleküler ağırlığa sahiptir; ancak elde edilmesinde gerekli olan ekipmanların maliyetli olması, düşük çatlama direnci ve dişlerin protez kaidesine tutunması ile ilgili zorluklar, dezavantajları arasındadır. Polikarbonat ve naylon içerikli akrilik rezinlerin, enjeksiyon kalıplama tekniği ile kullanılmaları önerilmektedir. Bunlar, pazarın çok küçük bir bölümünü temsil ederler, çünkü geleneksel metakrilat, nikel veya kobalt duyarlılığı olan hastalar için metal protezlere gerçek bir alternatif sunarlar (O'Brien ve William, 2008).

1.3.1.4. Işıkla Aktive Olan Akrilik Rezinler

Protez kaide materyali olarak görünür ışıkla sertleşen (visible light cure; VLC) popüler materyal Triad® sistemdir. Bu maddeler üretan dimetakrilat matriks, akrilik kopolimer, küçük silika doldurucular ile kamforokinon amin foto initiatör içermektedir. Materyalin polimerizasyonu, kuvars halojen lambaları ile üretilen 400-500 nm'lik mavi ışık ile sağlanmaktadır. Sisteme özel yapay dişler ve özel polimerizasyon apareyi mevcuttur. Rulo ve plakalar şeklinde bulunan hamur

kıvamındaki materyal opak plastik ambalajlarda muhafaza edilir. Yüksek bir dirence sahip olduğu, tam bir polimerizasyon gösterdiği ve artık (rest) monomer bulunmadığı belirtilmektedir. Ek olarak boyutsal stabilitesinin ve doku adaptasyonunun iyi olduğu, renk stabilitesinin yüksek ve manipülasyonunun kolay olduğu ileri sürülmektedir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.3.1.5. Mikrodalga ile Polimerize olan Akrilik Rezinler

Genellikle mikrodalga polimerizasyonu çalışmalarında bilinen rezinler kullanılmasına rağmen, bazı firmaların bu amaç için ürettikleri özel “mikrodalga rezinleri” bulunmaktadır. Bu rezinlerde monomer metil ve etil metakrilat karışımı içermektedir. Mikrodalga, 300 ile 300 000 megahertz (Mhz) arasında frekansa sahip elektromanyetik dalga olarak tanımlanır. Mikrodalga ışıması, esas olarak bir ışın yayma olayı olarak kendini gösterir. Gerçekte tüm elektromanyetik radyasyonlar ısıya çevrilir; ama bu etki frekanslara göre değişir. Rezin içindeki benzoil peroksit moleküllerini serbest radikal haline getirmek için ısı gerekiyorsa, aradaki ısı farkını önlemek için muflanın dışındaki ısı yükselmemelidir. Mikrodalga fırın sadece kap içindeki materyali ısıttığı için oldukça elverişlidir. Fırında polimerizasyon ısısı daha etkili olarak dağıtılır ve polimerizasyon porozite riski olmadan daha hızlı gerçekleşir. Ayrıca bu teknik sıcaklığın mufla, alçı model gibi çeşitli yapılardan rezin içine transfer edilmesi için gerekli zamanı ortadan kaldırır. Mikrodalga, rezin içindeki ıyı da ayarlamakta oldukça elverişlidir. Magnetron olarak adlandırılan bir sistemle elektromanyetik dalgalar üretilir. Metil metakrilat molekülleri, mikrodalganın elektromagnetik sahası içinde dönme eğilimindedirler ve 2450 Mhz frekansta bunların yönü, saniyede 5 milyar kere değişir. Sonuç olarak intermoleküler sürtünme sonucu ısı açığa çıkar. Bu ısı da rezinin polimerizasyonunu sağlar. Mikrodalga işlemleri sırasında metal kaplar kullanılmamalıdır. Bunun sebebi mikrodalgaların yüzeiden yansıyıp, rezin üzerinde etkili olamamasıdır. Aynı zamanda yansıyan bu dalgalar enerji kaynağına geri döner ve magnetronu tahrip edebilir. Muflalar mikrodalgaları geçiren maddelerden yapılmalıdır. Bunlar normal rezinler, yüksek dirençli seramik veya kırılmayan camlar olabilir. En çok tercih edileni fiberle güçlendirilmiş plastik

muflalar veya teflon kaplardır. Metal muflalar, ancak mikrodalga jeneratörü değiştirilirse kullanılabilir. Fırın içinde birden fazla protezin aynı anda pişirilmesi de arzu edilebilir. Bu ancak bilgisayarlı bir sistem ile yapılabilir. Böylece magnetronun total güç çıkışı, her mufla için gerekli olan güç çıkışının ayarlanmasını sağlayabilir. Mikrodalga polimerizasyonu, enjeksiyon tekniğinde kullanılan akrilik rezinlere uygulandığında daha avantajlı olabilir (Can ve ark., 2014).

1.4. Metal-Akrilik Rezin Bağlantısı

Neredeyse tüm diş hekimliği disiplinlerinde yer alan adezyon kavramı, biyolojik maddelerin adezyonu yerine iki dental materyalin fizikokimyasal olarak bağlanması anlamına da gelir. Temel olarak adezyon, iki maddenin birbirleriyle yakın temasa geldiğinde birbirine yapışmasına neden olan kuvvettir. Bir maddenin molekülleri diğerinin moleküllerine doğru çekilir veya birbirine yapışır. Bu kuvvette aynı türden moleküller arasında gerçekleştiğinde kohezyon, farklı türde moleküller arasında gerçekleştiğinde ise adezyon adını alır. Yapışma sağlamak için eklenen malzeme veya film "adeziv" olarak bilinir ve uygulandığı materyale ise "adherent" veya "substrat" denir. Diş hekimliğinde çeşitli protetik ve restoratif materyaller arasındaki adezyonu arttırmaya yönelik çabalara rağmen, halen adeziv ve/veya koheziv başarısızlıklar görülmektedir (Özcan, 2003).

Hareketli bölümlü protezlerde tedavi başarısı için akrilik rezin-metal arayüzündeki bağlanma dayanıklılığının iyileştirilmesi şarttır. Akrilik rezin ve metal arasındaki bağlanma dayanıklılığını arttırmak için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Akrilik rezin-metal bağlantısının kimyasal sistemler ile sağlanması, bu bağlantıdaki en önemli ilerleme olmuştur. 1980'lerden beri, akrilik rezin ile metal alaşım arasında mekanik yöntemler kullanılmaksızın sağlanabilecek kimyasal yöntemlerle ilgili çalışmalar yapılmaktadır. (Kim Hai ve ark., 2003).

HBP'lerde konvansiyonel akrilik rezinin metal alaşıma mekanik olarak bağlanması için birtakım iskelet altyapı dizaynları mevcuttur. Örnek olarak tutuculuğu

(retansiyon) artıran boncuklar, çubuklar, kullanılan kafes ve ağ dizaynı verilebilir (Ohkubo ve ark., 2000).

Bununla beraber kumlama, kimyasal asitle pürüzlendirme, andırkatlı bitimler, çentikler ya da elektrolitik pürüzlendirme gibi yöntemlerle de mekanik tutuculuk sağlanabilir (Aykent ve ark., 1998).

Metal alaşımı ile akrilik rezinin bağlanma mekanizması, kullanılan üç temel sistemle sağlanır. Bu sistemler;

- Makro-mekanik (pozitif) bağlantı yöntemleri
- Mikro-mekanik (negatif) bağlantı yöntemleri
- Kimyasal adezyon/mikro-mekanik bağlantı kombinasyonları olarak özetlenebilir (Flood, 1989).

1.4.1. Makro-Mekanik Bağlantı Yöntemleri

Geleneksel yöntemlerde akrilik rezin ile metal alaşımı arasındaki bağlantı, iskelet yapısında yer alan ağ şeklindeki yapılar, retansiyon boncukları, çubuk şeklindeki yapılar, kafesin dizaynı, çivi başlı tutucular ve engeller ile andırkatlı bitim alanları gibi yapılar ile sağlanır. Metal ve akrilik rezin arasında kimyasal bir bağ oluşmaması durumunda, bu bağlantı ara yüzeyinde kenar sızıntısına ve renklenmeye neden olan bir mikro aralık oluşur. Mekanik bağlantıdaki en önemli sorun, oluşan mikro aralıktan akrilik rezin-metal ara yüzeyine sızan ağız sıvılarına bağlı olarak mikroorganizma ve besin birikimi; kötü koku, renk değişiklikleri ve dolayısıyla protetik tedavinin başarısızlığıdır (Nabadalung ve ark. 1998a; Ohkubo ve ark. 2000; Rothfuss ve ark. 1998; Sharp ve ark. 2000).

1.4.2. Mikro-Mekanik Bağlantı Yöntemleri

Bölümlü protez metal alaşımı ile akrilik rezin arasındaki bağlantıyı artırmak amacıyla pek çok sistem önerilmiştir. Livaditis ve Thompson (1982), elektrokimyasal ve kimyasal asitleme işlemlerinin kullanıldığı mikromekanik retansiyonu tarif etmiştir (Livaditis, 1986; Nabadalung ve ark., 1998b).

İslanabilirlik, serbest yüzey enerjisi ve yüzey alanının artması; mikro-mekanik bağlantıyı artıran faktörlerdir (Sharp ve ark., 2000).

Metal alaşımı ile akrilik rezinin mikro-mekanik bağlantısını güçlendirmek amacıyla alaşım yüzeyine kumlama, elektrolitik pürüzlendirme, kimyasal pürüzlendirme gibi birtakım işlemler uygulanabilir (Lin ve ark., 1990).

1.4.2.1. Kumlama

Al_2O_3 içeren kum tanecikleri, metal alaşımın yüzeyine çarptığında belirli elementlerin yüzeyden uzaklaşması ya da yüzeyde birikmesini içeren bir seri komple reaksiyon ile yüzey enerjisini aktive eder. Kullanılan 50 veya 250 μm 'lik Al_2O_3 kum tanecikleri ile restorasyonların alaşım yüzeyleri temizlenerek, negatif bağlantı oluşturulur ve metalin alaşımın yüzey alanı artırılır. Metal alaşımı ile akrilik rezin arasındaki bağlantının adezyon ile sağlandığı yeni tekniklerin birçoğunda, kimyasal bağlantı ajanı sürülmeden önce metal yüzeyinin kumlanmasının gerekliliği; bağlantı dayanıklılığının artırılması açısından oldukça önemlidir (Kern ve Thompson, 1993).

Bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilen kumlama işlemi sırasında basınç ile püskürtülen kum taneciklerinin hızı 100-200 m/s, metal yüzeyindeki madde kaybı 100 $\mu m/dk$ 'dır. Bu işleminin başarısı, uygulama hassasiyetinin yanında kullanılan metalin tipine de bağlıdır. Yapılarına bağlı olarak; soy metallerin yüzeyinde daha yumuşak hatlı girintiler oluşurken, baz metallerde ise daha keskin hatlı girintiler oluşur.

Kumlama, diğerk mikro-mekanik tekniklerin birçoğugibi pahalı dzenekler ve çok hassas teknik gerektirmediğı gibi zararlı kimyasallar da içermez (Sharp ve ark., 2000).

1.4.2.2 Elektrolitik Pürüzlendirme

Bu mikromekanik bağlantı yönteminin amacı, akrilik rezin için tutucu bir yüzey elde etmek için metal alaşımın yüzeyini kimyasal veya elektrokimyasal korozyon yoluyla aşındırmaktır. Daha çok sabit restorasyonlarda kullanılan bu yöntemle bağlanma kuvvetinin belirgin şekilde arttığı gözlenmiştir (Schaffer ve Piffer, 1990).

Elektrokimyasal dağlamada, çözülden etkilenmeyen yardımcı bir elektrot ile metal örnek arasından, doğru akım üreten bir kaynak kullanılarak akım geçirilmesiyle maddenin çözünmesi sağlanır. Soy olmayan metal alaşımları, içinden 300 mA/cm² yoğunluğunda akım geçen %10'luk sülfürik asit çözeltisi içinde 3 dakika bekletildikten sonra, %18'lik sülfürik asitle yıkanıp, distile suyla temizlenmesiyle yeterli mikro-retantif yüzey elde edildiğı bildirilmiştir. Ancak; pürüzlendirme işleminin, her alaşım tipi için özel bir solüsyonla ve özel elektroliz koşulları altında gerçekleştirilmesi gerektiğı de belirtilmiştir. Soy olmayan metal alaşımlarda mikro bağlantı sağlamak için elektrolitik dağlama yönteminin kullanılmasıyla önemli yararlar elde edilmesine rağmen, bu yöntemin bazı dezavantajlarının olduğu bildirilmiştir, Uygulama sırasında zararlı asitlerin kullanılması, özel bir laboratuvar donanımı gerektirmesi, hassas ve zaman alıcı bir işlem olması, özellikle girintili çıkıntılı bir metal yüzeyine uygulandığında pürüzlendirmenin her bölgede eşit oranda oluşturulamaması, sadece belirli alaşımların kullanılabilmesi bu yöntemin başta gelen sakıncalarındandır (Bülbül, 2007).

1.4.2.3. Kimyasal Pürüzlendirme

Kimyasal pürüzlendirme yöntemi ile ilgili araştırmaların temeli 1955 yılında Buonocore adlı araştırmacı tarafından mine yüzeyinin fosforik asit ile

pürüzlendirmesine dayanmaktadır. Bu yöntemde, kullanılan kuvvetli inorganik asit çözeltisinin ve alaşımın tipine göre restorasyon 3-20 dk arasında bekletilir (Krueger ve ark., 1990).

Kimyasal pürüzlendirme için hidroklorik asit, asetik asit, nitrik asit, ferrik klorür ve metanol gibi çözeltiler kullanılır (Conceiçao ve ark., 1994).

1.4.3. Kimyasal / Mikro-Mekanik Bağlantı Kombinasyonları

Hareketli bölümlü protez (HBP) akrilik kaidesi ile metal iskelet arasındaki kimyasal bağlantının yeterli olmaması nedeniyle, bağlantının çok daha etkin olduğu kimyasal ve mikromekanik bağlantının kombine olarak kullanıldığı yöntemler geliştirilmiştir. Bu kimyasal bağlantı kombinasyonu sistemleri:

- Metal primerleri
- 4-META adeziv rezin tekniği
- Opaker Verbund Sistem (OVS) (Kalay Kaplama)
- Adeziv rezinler ve simanlar
- Silan primerleri- Rocatec sistemi
- Sebond MKV sistemi- Silicoater MD sistemi olarak sıralanabilir (Bülbül, 2007).

1.4.3.1. Metal Primerleri

Günümüzde metal ile akrilik rezin arasındaki kimyasal bağlantının etkinliğini arttırmak amacıyla çok sayıda farklı adeziv sistemler geliştirilmiştir (Minami ve ark., 2017).

Primerler genellikle su, etanol ve aseton gibi uygun bir çözücü içinde polimerize olabilen monomer içeren bir likitten oluşurlar. Bu materyaller primer olarak adlandırılrsa da aslında bunlar bağlayıcı ajanlardır. Monomerler bifonksiyonel

yapıdadır. Bir ucu rezin ile bağlantıyı sağlamak için metakril veya benzer fonksiyonel gruba sahip iken diğer ucu değerli metal alaşımlarına bağlanmayı sağlayan merkaptol ve tiol (-SH) grubunu içerir. Metal primeri, kumlama işlemine tabi tutulmuş metal alaşımı yüzeyine uygulandığında, sülfür değerli metal alaşımları ile reaksiyona girer ve bu sayede rezinin adezyonunu artırır (Van Noort, 2002).

Günümüzde, 11 metakriloksioksiundekan 1,1-dekarboksilik asit (MAC10); 10 metakriloiloksidil dihidrojen fosfat (MDP); 6-4 vinil benzil n propil amino 1,3,5 triazin 2, 4-dithone (VBATDT) gibi farklı fonksiyonel grupları içeren çeşitli metal primerleri ve metakriloksialkil tiofosfat türevleri (MEPS) mevcuttur. Farklı metal primerlerin, çeşitli alaşımlarla rezinlerin bağlanma dayanıklılığı üzerindeki etkilerini araştırmak için çeşitli çalışmalar yapılmıştır; ancak bağlanma dayanıklılığının kullanılan rezinin tipine, metal alaşımın bileşimine ve kullanılan metal primere bağlı olduğu görülmüştür (Kalra ve ark., 2015).

1.4.3.2. 4-META Adeziv Rezin Tekniği

Bu adeziv rezin ilk olarak Tanaka adlı araştırmacı tarafından geliştirilmiştir. Yapısında hem hidrofilik hem de hidrofobik baz içeren bir monomerdur. 4- META veya MDP monomer içeren rezinler metal yüzeyi üzerindeki oksit tabakası ile meydana gelen kimyasal etkileşimleri sayesinde kuvvetli bir bağlantı kurarlar. 4-META opak rezin, oksitli yüzeylere daha fazla afinite gösterdiğinden soy metallere daha zayıf bağlanır. (Matsumura ve ark., 1991).

1.4.3.3. Opaker Verbund Sistem (OBS) (Kalay Kaplama)

Bu sistem, metal yüzeyinin ince bir kalay tabakasıyla kaplanmasına dayanır. Kalay kaplama soy ve değerli metallere klinik olarak rezin ile bağlantısını artıran bir yöntemdir. Kalay ile kaplanan metal yüzeyinde oluşan organik kompleksler bazı adezivlerle oluşan bağlantıyı güçlendirir. Kalay mikrokristallerinin yüzeyde

oluşturduğu düzensiz tabaka, pürüzlülüğü artırarak rezin için mikromekanik retansiyon oluşturur. Ayrıca oksitlenmiş kalay, adezivlerin reaktif grupları ile kimyasal bağlar oluşturarak bağlantı kuvvetini artırır. Bununla birlikte kalay kaplama tabakası çok kalın olduğunda bağlantı kuvvetinin zayıfladığı da bildirilmektedir (Van Noort, 2002).

1.4.3.4. Adeziv Resinler ve Simanlar

İçeriğinde Bis-GMA ile bifonksiyonel üretan dimetakrilat veya 4-META rezin sistemi bulunduran Panavia EX, All-Bond, Super-Bond C & B gibi firmaların ürettiği simanlar metal yüzeyine doğrudan yapışma özelliğine sahiptir. Monomerlerinde fosforik asit, aktive olmuş fosfat esteri veya karboksilik fonksiyonel uç bulunduran rezin esaslı bu materyaller, rezin ile alaşım arasında kimyasal bağlantı kurar (Yatmaz, 1996; Yoshida ve ark., 1999).

1.4.3.5. Silan Primerleri

Yüzey enerjisini artırmak amacıyla kullanılan silan bağlayıcı ajanlar uygulandıkları yüzeyi modifiye ederek birbirine benzemeyen organik ve inorganik yapıları birbirine bağlar. Genel olarak silanlar direkt $\equiv\text{Si-C}\equiv$ bağları içeren büyük kimyasal gruplar halinde inorganik-organik bileşikler oluştururlar (Matinlinna ve Vallittu., 2007).

Silan primerlerin doğrudan metal yüzeyine uygulanmaları, dental alaşımların yüzeyi silikat yapı içermediğinden bağlantı için tek başına fayda sağlamaz. Kimyasal adezyonu sağlayabilmek için alaşım yüzeyinin silikat tabakası ile kaplanması gerekir. Kuru ortamda başarılı olan silan primerler, nemden olumsuz yönde etkilenirler ve bağlantı dirençleri zayıflar (Berte ve ark., 1993; Hayakawa ve ark., 1992).

Polyzois ve ark. (1991) yaptıkları bir çalışmada ise, ışıkla polimerize olan protez kaide plağı rezinlerinin metal iskelet ile bağlantısını güçlendirmek amacıyla vinil benzidamin silan kullanmış ve sonucun olumlu olduğunu bildirmişlerdir.

1.4.3.6. Rocatec Sistemi

Rocatec (3M-ESPE) sistemi, ilk kez 1989 yılında, rezin ile metal arasında önceki bağlantı tiplerinden farklı bir mekanizma ile bağlantı oluşturma yöntemi olarak Almanya’da piyasaya sürülmüştür. Rocatec, tribokimyasal olarak yüzeyleri silikat ile kaplamak için kullanılan bir yöntemdir. Tribokimya, mekanik enerji uygulayarak kimyasal bağ oluşturma özelliğidir. Bu mekanik enerji aşındırma, sürtünme ve kumlama yoluyla elde edilir. Kimyasal reaksiyonların oluşması için ışık veya ısı uygulaması gerekmez. Bu yüzden Rocatec uygulaması “soğuk silanizasyon” olarak da adlandırılır. Mekanik enerji, uygulandığı yapıya kinetik enerji formunda transfer edilir ve silanizasyon sıcaklıkta bir değişiklik olmaksızın makroskobik olarak oluşur (3M ESPE Rocatec bonding scientific product profile).

Kumlanmış ve aktive olmuş metal yüzeyine, tek bileşenli Rocatec-Sil sürülür ve opak rezinin kimyasal olarak tutunması sağlanır (May ve ark., 1995).

Rocatec sistemi şu kısımlardan oluşur:

- Rocatec Delta veya Rocatec Junior: Tribokimyasal kaplama yapmak için kullanılan ünit
- Rocatec-Pre: Yüzeyi temizlemek ve aktive etmek için kullanılan yüksek derecelerde saf 110 µm’lik alüminyum oksit kum
- Rocatec Plus veya Rocatec Soft: Silika ile modifiye edilmiş 110 µm’lik (pre) veya 30 µm’lik (soft) alüminyum oksit kum
- Espe-sil: Silan solüsyonu (rezin primer) (3M ESPE Rocatec bonding scientific product profile).

Çeşitli avantajlar sunan bu yöntem pahalı bir donanım gerektirmektedir (Imbery ve ark., 1993).

1.4.3.7. Sebond MKV Sistemi

1986 yılında Schütz Dental firması tarafından Almanya’da piyasaya sürülmüştür. Bu sistemde kimyasal bağlantı, kumlanmış alaşımın yüzeyinde oluşan metal oksitler ile rezinin yapısındaki serbest karboksil gruplarının bağlanmasıyla sağlanır. Barzilay ve ark (1990), Sebond MKV (Elcebond) adeziv sistemi kullanılan Co-Cr, Ni-Cr ve Au-Ag alaşımların makaslama bağlantı değerlerini araştırmışlardır. Sonuçta, Sebond MKV adeziv tabakası ve Au-Ag alaşımı arasındaki bağlantının çok zayıf olduğunu (1,41 Mpa), Co-Cr (7,55 Mpa) ve Ni-Cr (6,80 Mpa) alaşımlarıyla elde edilen bağlantı değerlerinin birbirine yakın olduğunu bulmuşlardır. (Barzilay ve ark., 1990). Kappert ve ark. ’nın (1989) yaptığı çalışma da bu bulguları desteklemektedir.

1.4.3.8. Silicoater MD Sistemi

Musil ve Tiller (1984), 'silikat tekniğini' rezin ve metal alaşımlarının yüzeyi arasında kimyasal olarak 'moleküler bir bağlanma sistemi' olarak tanıtmıştır.

Kullanımı oldukça zor olan bu sistemde, özel bir cihazda metale uygulanan alev ile yüzeyde oksit tabakası oluşturulur. Zorluğundan dolayı aynı araştırmacılar tarafından bu sistem geliştirilerek 1988 yılında "Silicoater MD" adı ile piyasaya sürülmüştür. Metal yapısında SiOH veya AlOH serbest uçları bulunmadığından, metal yüzeyi silan yapısı ile bağlantı yapabilecek -OH grupları içeren bir SiO tabakası ile kaplanır. Bu tekniğin kullanımıyla elde edilen kimyasal bağ, metal ve rezin arasında marjinal boşluk oluşumunu engeller. Laufer ve ark.’a göre rezin yapısı ile uyumlu bir tekniktir (Laufer ve ark., 1988).

1.4. Bağlanma Dayanıklılığı Testleri

İki materyal arasındaki bağlanma dayanımını geliştirmek için, bağlanma dayanım değerlerinin tespiti gerekir. Bunun için de farklı test yöntemleri geliştirilmiştir. Bu test yöntemleri gerilim tiplerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir:

- Makaslama-kesme (shear) bağlantı dayanım testi
 - Sirküler arayüz makaslama testi
 - Oblik makaslama testi
 - Hammad Stein makaslama testi
 - Rectanguler arayüz makaslama testi
 - Konik arayüz makaslama testi
- Çekme (tensile) testi
- Makaslama ve çekme kombinasyonu testi
- Esneme (Flexural) testi
- Dönme (Torsiyon) testi (Hammad ve Talic, 1996).

1.4.1. Makaslama-Kesme (Shear) Bağlantı Dayanım Testi

Yapıştırma sistemlerinde kesme kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, genellikle tabanı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir uç yardımı ile kuvvet uygulanır ve test örneğinin koptuğu yük tespit edilir. Kuvvetin uygulandığı uçlar çeşitlidir. Bu uçlar dikdörtgen tabanlı veya bıçak sırtı şeklinde olabilir. Kesme kuvveti uygulanacağı zaman bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar tercih edilmelidir,

çünkü dikdörtgen tabanlı uçlar desteksiz kuvvet uygularken, bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uygular (Retief, 1991).

Kesme kuvveti uygulandığında sonuç değerleri etkileyen diğer bir parametre ise yükün uygulanma hızıdır. Kırılgan materyallere yük uygulama hızı, elastik materyallere yük uygulama hızından düşük olmalıdır. Bağlantı testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0,5 mm/dk'dır. Bağlantı dayanımı ise uygulanan kuvvetlerin birim alana bölünmesi ile pound/inç², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (Megapaskal, MPa) olarak ifade edilebilir (Retief, 1991).

Malzeme seçimi ve rezin bağlayıcılar konusundaki klinik tavsiyeler, materyal ve metotlarda büyük çeşitlilik gösteren mekanik laboratuvar testlerine dayanmaktadır. En yaygın test metotlarından birisi makaslama bağlanma testidir. Ne var ki; bazı araştırmacılar farklı şekillerde olan ara yüz gerilimini elimine etmek için modifiye çekme testlerini tercih etmektedirler. Çekme test sonuçlarında özel geometriden dolayı kuvvet uygulanması sırasında düzensiz ve büyük gerilim dağılımı olması nedeniyle araştırmalarda esas olarak makaslama testi kullanılır (Bülbül, 2007; Özcan, 2003).

1.5. Protez Temizleme Yöntemleri

Hareketli bölümlü protez (HBP) kullanan hastalar için ağız hijyeni, birçok hasta hijyen sağlamanın en uygun yöntemlerini yeterince anlamadığı için bir sorundur. Çoğu durumda hastalar, protezlerine zarar verebilecek teknikler ve malzemeler kullanır (Vasconcelos ve ark, 2018).

Doğal dişler üzerinde olduğu gibi protezler üzerinde de plak, leke ve diş taşı birikimi olmaktadır. Protez üzerinde oluşan birikimler tükürük kompozisyonu, diyet, protezin yüzey yapısı, kaide materyalinin porözitesi ve protez kullanım süresi gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak kişiden kişiye değişir. Yetersiz protez hijyeni, protezi taşıyan dokular üzerinde biyofilm formasyonuna neden olarak fırsatçı oral enfeksiyonlara, protez stomatitine ve ağız kokusuna yol açabilir. İdeal bir protez

temizleyici ajan, protez kaidesi ve yapay dişlerin mekanik özelliklerine zarar vermeden biyofilm birikimini azaltmalı, bakterisidal ve fungusidal etkiye sahip olmalıdır. Ayrıca toksik olmamalı, kısa sürede etkisini gösterebilmeli, kullanımı kolay ve ucuz olmalıdır. Protez üzerinde oluşabilecek lekeler ve kötü kokuya karşı etkili olmalıdır (Öztürk ve Gültekin, 2017).

Uygun olmayan hijyen yöntemleri kullanıldığında, protez yüzeyinde potansiyel olarak lokal veya sistemik enfeksiyonlara ve çeşitli patolojilere yol açan biyofilm birikimi meydana gelir. Bu nedenle diş hekimleri ve laboratuvar teknisyenleri çapraz kontaminasyon ile karşı karşıyadır. Tüm personel enfeksiyon kontrolünün bilincinde olmalı, protezlerin klinik ve laboratuvara giriş çıkışlarında temizleyici solüsyonlar ile dezenfeksiyon sağlanmalıdır. (Bayraktar ve ark., 1998; Paranhos ve ark., 2013).

Protez hijyenini korumak için üç temel yöntem kullanılır: hijyenik daldırma solüsyonları tarafından sağlanan kimyasal yöntemler, fırçalama ve ultrasonik kullanımı gibi mekanik etkiyi içeren yöntemler ve kimyasal ve mekanik temizliğin beraber kullanıldığı kombine yöntem (Paranhos ve ark., 2007; Vasconcelos ve ark., 2018).

1.5.1. Kimyasal yöntemler

Kimyasal temizleme yöntemleri temel olarak protezlerin çeşitli çözücü, deterjan, antibakteriyel ve antifungal özellikleri olan solüsyonlar içinde bekletilmesine dayanmaktadır. Kimyasal temizleyici ajanların kullanımı günümüzde oldukça popülerdir. Özellikle motor koordinasyonu iyi olmayan ve görme problemi olan yaşlı hastalar için; kullanım kolaylığı, yüzeydeki mikropöroziteler içindeki mikroorganizmaları ortadan kaldırması kimyasal yöntemin en önemli avantajlarıdır. Ayrıca mekanik temizleme ile ulaşılamayan undercut alanlarına da ulaşarak etkin bir şekilde temizlik sağlar. En önemli dezavantajları ise kullanılan konsantrasyon ve bekletme zamanına bağlı olarak oluşan yan etkilerdir. Protez temizleyicileri:

- Alkalen peroksitler,
- Alkalen hipokloritler,
- Seyreltilmiş organik ve inorganik asitler,
- Dezenfektan ajanlar,
- Enzimler olarak sınıflandırılabilirler (Öztürk ve Gültekin, 2017; Schwindling ve ark., 2014).

1.5.1.1. Alkalen Peroksitler

Tablet ya da toz halinde ticari formları bulunan alkalen peroksitler; oksidan, efervesan, yüzey gerilimi azaltıcı ve şelasyon ajanından oluşurlar. Su ile temasa geçince hidrojen peroksit solüsyonu haline gelirler. Alkalen peroksitlerin kimyasal temizliğin yanı sıra oksijen salınımı ve salınan oksijen kabarcıkları etkisi ile mekanik temizlik etkisi de vardır. Sodyum perborat veya perkarbonat gibi oksijen açığa çıkaran ve yüzey gerilimini azaltmak amacıyla trisodyum fosfat gibi alkalen deterjan içeren maddelerdir. Peroksit temizleyicilerin en çok yeni oluşmuş plak ve lekeler üzerinde etkili olduğu, protezlerin ilk kullanımıyla beraber düzenli daldırma işlemi yapıldığı takdirde gıda artıklarını yeterli biçimde uzaklaştırabildiği bildirilmiştir (Al-Huraishi ve ark., 2013; Çakan ve ark., 2015; Salles ve ark., 2015).

Bu solüsyonlar tek başına veya mekanik yöntemlerle birlikte kullanılabilir. Bazı solüsyonlar 3-20 dk arasında değişen kısa süreli daldırma periyotları gerektirirken, bazıları 8 saate kadar daldırma sürelerine (ör., gece solüsyonları) gereksinim duyabilirler (Vasconcelos ve ark., 2018).

Hoş bir kokuya sahip olan, antibakteriyel özelliklere sahip alkalen peroksitlerin; akrilik rezin veya metal alaşımlarının yüzey sertliğini ve pürüzlülüğünü değiştirmedini bildiren çalışmalar olduğu gibi (Arruda ve ark., 2015; Garcia ve ark., 2004), uzun vadede akrilik rezinin renginde ağarmaya ve protez yüzeyinde birtakım değişikliklere sebep olması gibi olumsuz etkileri bildiren çalışmalar da mevcuttur. (Hong ve ark. 2009; Schwindling ve ark., 2014).

Parlaklığın kademeli olarak azalması, boyanma ve oksidasyon gibi metal yüzeyine zarar veren etkiler de rapor edilmiştir (Felipucci ve ark., 2011a; Keyf ve Gungor, 2003).

Bununla birlikte, uzun süreli hijyen çözümlerinin metal yüzeyler üzerindeki olumsuz etkilerini araştıran az sayıda çalışma mevcut olduğundan, HBP için hijyen protokolleri hala yetersizdir (Vasconcelos ve ark., 2018).

1.5.1.2. Alkalen Hipokloritler

Bu gruptaki temizleyiciler, sodyum hipoklorit içeren temizleyicilerdir. Protez dezenfeksiyonu için uygun olduklarından protez temizliğinde rutin olarak tavsiye edilirler. Alkalen hipokloritler lekeleri beyazlatmanın yanı sıra organik yapıları çözümler bakterisid ve fungisid özellik gösterirler. Ayrıca sodyum hipokloridin sporlar dahil birçok mikroorganizmayı ortadan kaldırdığı çeşitli araştırmalarla ortaya konmuştur. Protez yüzeyinden 3 mm derinliğe kadar penetre olmuş mikroorganizmaları ortadan kaldırdığı belirtilmiştir (Jeyapalan ve ark., 2015; Schwindling ve ark., 2014).

Diş taşı eritemedikleri, ancak diş taşı üzerindeki organik matriksi eriterek diş taşı oluşumunu inhibe ettikleri bildirilmiştir. %5,25'lik sodyum hipoklorit solüsyonunun beş dakikalık kullanımının en etkili bakterisidal ve fungisidal yöntem olduğu belirtilmiştir. Bir başka araştırmada %10'luk konsantrasyonunun 4 dk içinde tam dezenfeksiyon sağladığı ifade edilmişken, benzer bir çalışmada ise %0,75'lik konsantrasyondaki sodyum hipokloritin dezenfeksiyon için 30 dk kadar kullanılmasının gerektiği bildirilmiştir. Diğer bir araştırmada %1'lik sodyum hipokloritin 10 dk'da mikroorganizmaları yok ettiği ortaya konulmuştur. Protez kaide materyalinin beyazlamasına sebep olduğundan %1-2,5'lik konsantrasyonda 2-3 dk'lık bekletme de önerilmiştir. Oldukça etkili bir dezenfektan olmasına rağmen akrilik rezinin renginde ağarmaya ve protezin iskelet yapılarında korozyona neden olması, kullanımını kısıtlar (Dikbaş ve Köksal, 2005; Salles ve ark., 2015).

1.5.1.3. Seyreltilmiş Organik ve İnorganik Asitler

Seyreltilmiş asitler, diş taşının yapısındaki inorganik fosfata etkili olarak alkalin peroksit dezenfektanlara dirençli lekelerle karşı etkilidirler. Genellikle %5'lik hidroklorik asit çözeltisi şeklinde bulunurlar. Bunun dışında %15-25 arası oranlarda fosforik asit tek başına kullanılabilirdiği gibi hidroklorik asitli temizleyicilere ilave edilerek kombine de kullanılabilir. %5'lik asetik asit olan sirke ve benzoik asit de bu tip temizleyiciler arasındadır. %5'lik hidroklorik asit esaslı temizleyiciler, etkili olmalarına karşın yapısında metal bulunduran protezlerde korozyon oluşturduğundan ve giysiler, gözler ve cilt için zararlı olduğundan bu tip ürünlerin kullanımı ve depolanmasında dikkatli olunması gerektiği bilinmektedir (Dikbaş ve Köksal, 2005).

1.5.1.4. Dezenfektanlar

Potasyum permanganat (%0,4-1), gluteralehitin %2'lik solüsyonu, klorin dioksit ve klorheksidin glukonat (%0,2) gibi çeşitli dezenfektan solüsyonlar da protez temizliğinde kullanılabilir. %2'lik gluteralehit solüsyonunun 10 dk'da dezenfeksiyon sağladığı bilinmektedir. %0,4 ve %1'lik potasyum permanganatın ise bu konuda yetersiz kaldığı belirtilmiştir (Dikbaş ve Köksal, 2005; Kansu ve ark., 1999).

1.5.1.5. Enzimler

Papain, mütiaz, proteaz, amilaz gibi enzimleri içeren solüsyonlar da protezlerin dezenfeksiyonunda kullanılabilir. Enzim içeren temizleyiciler bakteri plağındaki glikoprotein, mukoprotein ve mukopolisakkaritleri parçalayarak etki gösterirler. Protezlerden organik maddelerin çıkarılmasında iyi sonuç verirler; inorganik birikintilerin çıkarılması için de solüsyona EDTA (Etilen Diamin Tetraasetik Asit) ilave edilebilir (Dikbaş ve Köksal, 2005).

1.5.2. Mekanik Yöntemler

Mekanik yöntemler fırça, mikrodalga fırın ve ultrasonik temizleyici kullanımını içerir. Fırçalama için su, sabun, diş macunu ya da aşındırıcı ajanlar kullanılabilir (Schwindling ve ark., 2014).

Diş fırçaları protez temizliği için kullanılabilir, ancak bu iş için özel dizayn edilmiş "protez fırçaları" da piyasada bulunmaktadır. Rutin protez temizliği için en yaygın yöntem akar su altında sabun veya diş macunu ile protezlerin fırçalanmasıdır. Bu yöntemin protezdeki renklenmeleri ve plağı çıkarmak için çok etkili olduğunu bildiren pek çok araştırmacı vardır. Leke çıkarma gücü hastaların sigara içip içmemesine göre değişir. Sigara içenlerde az aşındırıcı bir macunun lekeleri çıkarmada yetersiz olduğu görülmüştür. Özellikle protez stomatitli vakalarda protezi fırçalamanın yanı sıra kaide plağının altındaki dokunun da fırçalanması gerekmektedir (Dikbaş ve Köksal, 2005).

650 Watt gücünde mikrodalga ışını, steril suya batırılmış protezleri yüzey bozulmasına neden olmadan üç dakikada sterilize eder. Ancak, bu tekniğin uzun vadeli etkileri henüz incelenmemiştir (Campanha ve ark., 2005; Kansu ve ark., 1999; Mima ve ark., 2008; Pavarina ve ark., 2005; Ribeiro ve ark., 2009).

Ultrasonik cihazlar, ürettikleri ultrasonik ses dalgaları (20-120 kHz) nın yüzeye çarpması ile mikroskobik boşluklar (kabarcıklar) oluşturarak etki eder. Buna "kavitasyon" denir. Protez yüzeyindeki plak ve birikintiler ses dalgalarının yarattığı kuvvet ile ortadan kalkar. Ultrasonik temizleyicide kullanılmak üzere ticari olarak temin edilebilen iki çözelti tipi mevcuttur. Biri noniyonik deterjan, proteaz enzimi ve izopropil alkol içeren Bio Sonic Enzymatic (Colt`ene / Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, USA), diğeri alkalın-peroksitin oluşumunu sağlayan iki çözeltinin karıştırılmasını gerektiren Ultra-Kleen (Sterilex, HuntValley, MD, USA). Yapılan araştırmaya göre ilginç bir şekilde, test edilen bu iki çözeltinin hiçbiri tamamen bakterisidal değilken; ultrasonik yöntemle birlikte kullanıldıklarında bakterisidal öldürme oranlarının oldukça yüksek olduğu görülmüştür. Konu ile ilgili yapılan yayınlar, ultrasonik

temizleme ile piyasadaki diğer protez temizleyicilerin kullanımının araştırılmadığını göstermiştir (Felton ve ark., 2011).

Bu yöntem, özel bir cihaz gerektirmesi nedeniyle maliyetli olup diş laboratuvarları ve ofislerin dışında yaygın kullanıma sahip değildir (Schwindling ve ark., 2014).

1.5.3. Kimyasal ve Mekanik Yöntemin Beraber Kullanıldığı Kombine Yöntem

Yapılan araştırmalar ağız sağlığı ve hasta memnuniyeti açısından kimyasal ya da mekanik temizliğin birbirine üstünlüğünün olmadığını göstermiş, bazı araştırmacılar kombine kullanım ile iki yöntemin de avantajlarından faydalanmayı önermiştir. Kimyasal temizlik sonrası protez yüzeyindeki mikroorganizma sayısı, fırçalama sonrası temizliğe göre daha düşüktür; ancak fırçalama yöntemi, plağı kaldırmada kimyasal yöntemle göre daha etkindir (Schwindling ve ark., 2014).

Protez temizleyiciler genellikle protez yüzeyindeki biyofilm tabakasını azaltmasına rağmen ne kimyasal ajanlar ne de fırçalama tek başına kullanıldığında yeterli antiseptik-germisid etkiye sahip değildir. Kimyasal ve mekanik yöntemin beraber kullanıldığı kombine yöntem en iyi seçenek olarak düşünülse de bazı çalışmalar bu yöntemin test edilmesi sırasında tartışmalı sonuçlar göstermiştir (Paranhos ve ark., 2007).

Paranhos ve ark. (2007) tarafından yapılan in vitro çalışma, mekanik ve kimyasal yöntemlerin bir arada kullanımının akrilik rezin yüzeyindeki mikrobiyal biyofilmin azaltılmasında tek başına kimyasal yöntemden daha etkili olduğunu göstermiştir.

Protez temizleme yöntemlerinin etkinliğini incelemek için standart yöntemlerin kullanılmamasından dolayı, mekanik ve kimyasal yöntemlerin değerlendirilmesi ve ikisi arasındaki karşılaştırmalar hakkındaki bilgiler mevcuttur. Ayrıca farklı temizleme yöntemlerinin; hasta memnuniyeti ve tercihleri, maliyetleri, yan etkileri ve mukoza

üzerindeki etkisi hakkında çok az şey bilinmektedir (De Souza ve ark., 2009; Felton ve ark., 2011).

Bu tez çalışmasında farklı yüzey işlemi uygulanmış Co-Cr esaslı hareketli bölümlü protezlerin alt yapısında kullanılan metal alaşımı ile kaideyi oluşturan akrilik rezin materyalinin bağlantı dayanımları üzerine protez temizleyicisi olarak kullanılan temizleme tabletlerinin etkisi incelenmiştir.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma; Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarı ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Test örnekleri Bektaş Dental Laboratuvarı (İstanbul) tarafından yapıldı.

Deney sonrasında elde edilen bulguların istatistiksel analizi Ankara Üniversitesi Ziraat Fakültesi Biyometri ve Genetik Anabilim Dalı'nda yapıldı.

2.1. Co-Cr Metal Örneklerin Elde Edilmesi

2 mm kalınlığında ve 10 mm çapında, test edilecek bölgeden uzak bölgede tij bağlanabilecek uzantısı olan, döküm işlemine elverişli 120 adet standart plastik parça, Co-Cr örneklerin hazırlanmasında kullanıldı. Böylelikle standart örnekleri elde edebilmek için paslanmaz çelik kullanılarak özel bir kalıp hazırlanmasına gerek kalmadı.

Çalışmada kullanılan metal alaşımın içeriği ve üretici firma bilgisi çizelge 2.1.'de sunulmuştur.

Çizelge 2.1. Örneklerin üretilmesinde kullanılan metal alaşımın içeriği ve üretici firma bilgisi

Ürün adı	İçerik	Üretici firma
MoguCast EH Dental Alloys	%62 Co, %25 Cr, %9 W, %2 Nb,	S&S Scheftner GmbH, Mainz-Germany
Co-Cr alaşımı	<%1 C, V, Mo, Mn, Si	

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 100 g toz/15 ml likit oranlarında hazırlanan fosfat bağlı revetman (Wirovest® BEGO, Lincoln, USA) karıştırma cihazında ve vakum altında 1 dk süre karıştırıldı. Döküm manşeti, vibratör (Vakuum-Mixer VM 2000 Siladent, Goslar, Germany) cihazında, hazırlanan revetman ile yavaş bir şekilde dolduruldu ve test için hazırlanan plastik örnekler revetmana alındı. Üretici firma tarafından revetman için belirlenen çalışma zamanı 21 °C 'de 2 dk 45 s ve sertleşme süresi 30 dk olarak belirlenmiştir.

Manşetler tij yolu aşağıya gelecek şekilde oda sıcaklığındaki ön ısıtma fırınına (Nabertherm GmbH, Lilienthal, Germany) yerleştirildi. Döküm manşet 5 °C/dk olacak şekilde 1000 °C'ye kadar ısıtıldıktan sonra 60 dk boyunca ön ısıtma fırınında tutularak mum atım işlemi gerçekleştirildi.

Daha sonra üretici firmanın talimatları doğrultusunda 1400 °C'de induksiyon cihazı (Aseg-Galloni, Milano, Italy) kullanılarak klasik döküm işlemi gerçekleştirildi.



Şekil 2.1. Co-Cr test örneklerinin geleneksel döküm işlemi sonrası görüntüsü.

Elde edilen tüm alaşım örneklerin tijleri karbon separe (Keystone separating disks, Gibbstown, USA) ile kesildi. Revetman artıkları kumlanarak uzaklaştırıldı.

Üretilen metal disklerin özel silikon kalıplar kullanılarak otopolimerizan akrilik rezin içerisine bir yüzeyleri dışarıda kalacak şekilde gömüldüğü benzer çalışmalarda aşamanın çalışmamızda uygulanmasına gerek kalmadı. Üretilen alaşım örneğin test uygulanmayacak yüzeyinden uzanan ve çapı, test uygulanacak metal yüzeyinden daha geniş olan undercut alanı, c tipi silikon ölçü malzemesi ile örtüldü. Örneklerin test

öncesi universal test cihazına yerleştirilmesinde, örnekten daha geniş çaplı bu undercut alanı kullanıldı.



Şekil 2.2. Döküm ile elde edilen örneklerin test edilmeyecek undercut alanları c tipi silikon ile kaplanması

2.2. Co-Cr Metal Örneklerin Yüzey Hazırlığı

Örnek yüzeyleri taşlandı, sonra metal örnekler 600 grid silikon karbid ile aşındırılarak düzgün yüzey haline getirildi. Örnekler rastgele dört gruba ayrıldı. 2. ve 4. gruptaki toplam 60 adet Co-Cr metal örneğin yüzeyi kumlama cihazında (Kaba Kumlama Cihazı/Şirin Dental, Ankara, Türkiye) üretici firma talimatlarına göre 50 mikrometre Al_2O_3 (Treibacher Alodur WSK, Villach, Austria) ile 6 atm hava basıncı ile 5 mm uzaklıktan 5 s boyunca kumlandı. Kalan diğer 60 adet örneğe kumlama işlemi uygulanmadı.



Şekil 2.3. Kumlama uygulanan ve kumlama uygulanmayan metal yüzeylerinin görüntüsü

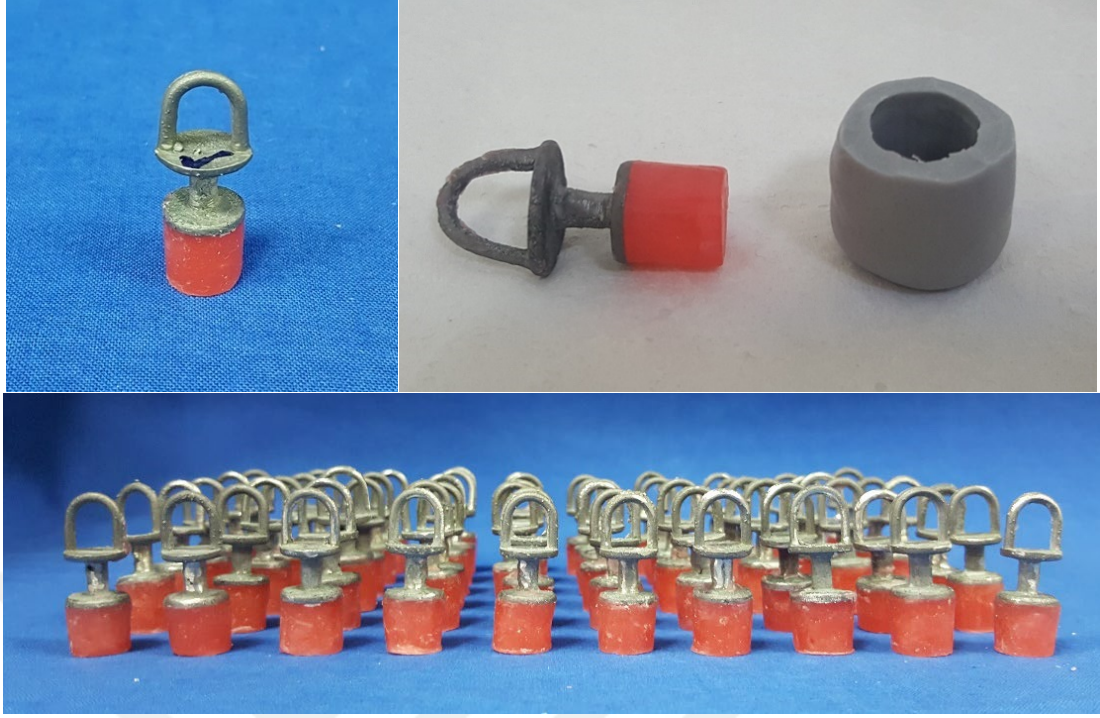
Çalışma planlanırken tüm örnekler 4 gruba ayrıldı. Gruplara uygulanacak yüzey işlemleri aşağıdaki çizelge 2.2.' de görüldüğü gibi belirlendi.

Çizelge 2.2. Örnekler rastgele 4 gruba ayrıldı: İşlem yapılmayan kontrol grubu, kumlama yapılan grup, metal primer uygulanan grup ve kumlama sonrası metal primer uygulanan grup.

Gruplar	Yüzey işlemi	Örnek sayısı
Grup 1	İşlem yok	30
Grup 2	Kumlama	30
Grup 3	Metal primer	30
Grup 4	Kumlama + Metal primer	30
Toplam		120

2.3. Metal Kaideler Üzerine Akrilik Rezin Blokların Hazırlanması

10 mm çapında ve 5 mm kalınlığındaki mum örnekten c tipi silikon (Zetaplus System, Zhermack, Marl, Germany) ile alınan ölçüden elde edilen silikon indeksler anahtar-kilit şeklinde hazırlandı. Bu silikon indeks içerisindeki yuvaya daldırma mumu damlatılarak metal örneklerin test edilecek yüzeylerine parmak basıncı ile yapıştırıldı.



Şekil 2.4. Hazırlanan silikon indeks ve muflalama öncesi örneklerin görünümü

Hazırlanan örnekler su ile yıkanarak hava ile kurutuldu. Akrilik rezin tepimi için muflalama işlemine geçildi. Her muflaya şekil 1.5.'teki gibi 12 adet örnek gömüldü.

Alt yarıya alınan muflada sertleşen beyaz alçı yüzeyine fırça ile bir kat lak (Isolant/CMS, Dentsply, Addlestone, UK) sürüldü. Muflanın üst yarısına da beyaz alçı döküldükten sonra sertleşmesi beklendi. Daha sonra mufla, kaynayan suya konularak 5 dk boyunca mum atımı için bekletildi. Muflalar sudan çıkarılarak açıldı ve mum artıkların uzaklaştırılması için metal örnekler ve alçı yüzeyleri sıcak su ile yıkandı. Yüzeyler kurutularak, oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Soğuyan muflanın mum modelasyon yüzeyi içeren alçı bölümü lak ile izole edildi.

Metal primer uygulanmayacak 60 adet örnek akril tepimi için bekletilirken, 3. grup (kumlama yapılmamış 30 adet) ve 4. gruptaki (kumlama yapılmış 30 adet) örneklerin alaşım yüzeyine metal primer, üretici firmanın önerileri doğrultusunda ince bir fırça yardımı ile tek kat ve tüm yüzeyi ıslatacak şekilde uygulanarak kurumaları için 5 dk beklendi.



Şekil 2.5. Muflaya gömülen örnekler



Şekil 2.6. Metal primer uygulama aşaması

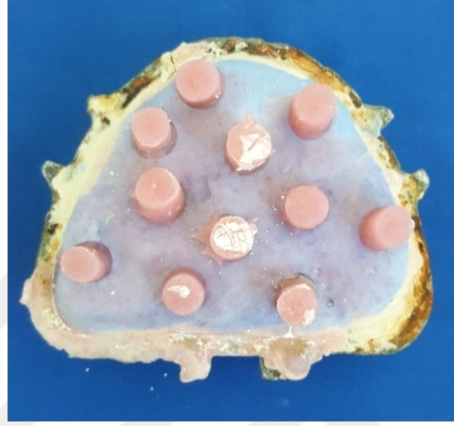
Çizelge 2.3. Grup 3 ve Grup 4'teki örneklerin yüzeyine uygulanan metal primer içeriği ve üretici firma bilgisi

Ürün adı	İçerik	Üretici firma
Alloy Primer	<ul style="list-style-type: none">● Aseton● 10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP)● 6-(4-Vinylbenzyl-N-propyl) amino-1,3,5-triazine-2,4-dithione (VBATDT)	Kuraray Medical Inc. Okayama, Japan

Isıyla sertleşen akrilik (Meliodent® Heat Cure/Kulzer, Berkshire, Germany), üretici firmanın önerileri doğrultusunda (35 g toz/ 14 ml likit) hazırlandı. Yeterli miktarda likit karıştırma kabına konulduktan sonra, uygun miktarda toz hızlıca eklenerek yaklaşık 1 dk boyunca spatula ile karıştırıldı. Sıkıştırılabilir hamur kıvamına yaklaşık 10 dk sonra erişen karışım, muflanın modelasyon yüzeyi içeren kısmına uygulandı. Muflalar arasına polietilen folyo konularak hidrolik preste (Hydrofix, Bego, Bremen, Germany.) 100 bar basınç altında sıkıldı. Taşan akriller muflalar açılıp temizlendikten sonra sıkıştırma işlemi tekrarlandı. Son provadan sonra polietilen folyo kaldırıldı ve mufla 200 bar basınç altında 5 dk bekletildi.

Çizelge 2.4. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan ısı ile polimerize olan akrilik rezin materyalin içeriği ve üretici firma bilgisi

Ürün adı	İçerik	Üretici firma
Meliodent® Heat Cure	polimer, toz (polimetil metakrilat) likit (metil metakrilat, dimetakrilat)	Kulzer, Berkshire, Germany



Şekil 2.7. Mufladan çıkarılan örneklerin görüntüsü

Brite alınan mufla, oda sıcaklığındaki suya yerleştirildi. Ardından 20 dakika boyunca kaynatıldı. Polimerizasyonun ardından ısı kaynağı kapatılarak soğumaya bırakıldı.

Örnekler mufladan çıkarıldıktan sonra metal etrafına taşan fazlalık akrilik rezinler karbit frez (NTI-Kahla, Rotary Dental Ins., Kahla, Germany) yardımı ile temizlendi.

Çizelge 2.5. Gruplar kendi arasında rastgele 3'e ayrılarak distile suda, Corega tablet ve Protefix tablet içeren solüsyonda bekletilmiştir.

Gruplar	Yüzey işlemi	Örnek sayısı	Distile su	Corega	Protefix
Grup 1	İşlem yok	30	10	10	10
Grup 2	Kumlama	30	10	10	10
Grup 3	Metal primer	30	10	10	10
Grup 4	Kumlama + Metal primer	30	10	10	10
Toplam		120	40	40	40

Yüzey işlemi uygulanmayan (Grup 1, n=30), metal yüzeyine sadece kumlama uygulanan (Grup 2, n=30), metal yüzeyine sadece metal primer uygulanan (Grup 3, n=30) ve metal yüzeyine hem kumlama hem de metal primer uygulanan (Grup 4, n=30) örnekler; distile su (kontrol grubu), Corega temizleyici tablet (Stafford Miller, Waterford, Ireland) ve Protefix temizleyici tablet (Helago-Pharma GmbH Erfstadt, Germany) içeren solüsyonda bekletilmek üzere kendi içinde rastgele 3 gruba ayrıldı (n=10).

Kontrol grubunu oluşturan kırk adet örnek, 6 gün boyunca distile suda bekletildi. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda; 1 adet Corega protez temizleyici tablet/200 ml ılık su oranını sağlayacak şekilde hazırlanan solüsyona konulan 40 adet örnek, 5 dk boyunca bekletildi. Örneklerin tamamıyla solüsyon içinde kalmasına özen gösterildi.

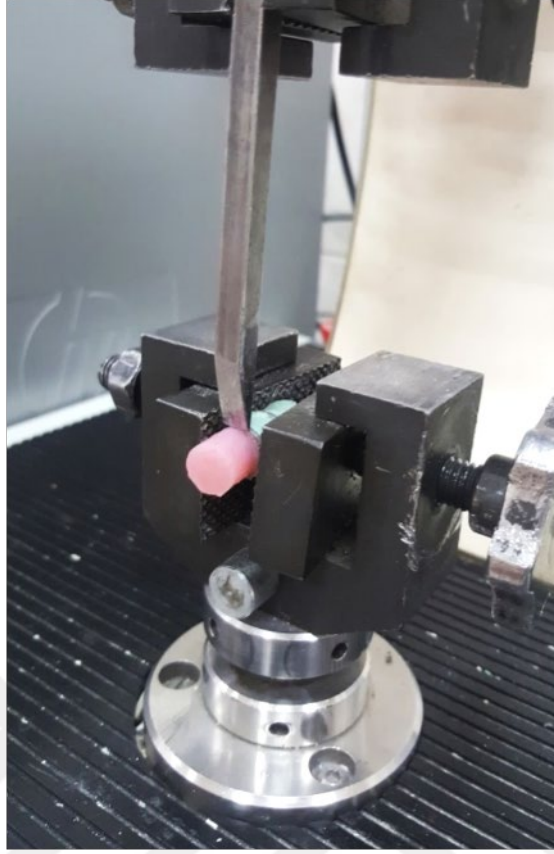
Aynı şekilde üretici firmanın önerileri doğrultusunda; 1 adet Protefix aktif temizleyici tablet/200 ml ılık su (yaklaşık 35 °C) oranını sağlayacak şekilde hazırlanan solüsyona konulan 40 adet örnek, 3 dk boyunca solüsyonda bekletildi. Örneklerin tamamıyla solüsyon içinde kalmasına dikkat edildi.

Bu çalışmada da örneklerin solusyonlarda bekletilme sürelerinin klinik kullanıma eşdeğerliliği gözetilerek, temizleme solusyonlarının günde bir kez, Protefix tablet için 3 ve Corega tablet için 5 (üretici firmanın talimatlarıyla)'er dk kullanıldığı varsayılarak hesaplanmıştır. Bu nedenle taranan literatürler ve üretici firma önerileri dikkate alınarak, protez temizleme solüsyonlarında Corega için günlük 5 dk, Protefix için ise günlük 3 dk'lık kullanım esas alınarak; örnekleri solüsyona daldırma işlemi, solüsyonlar her defasında yenilenmek ve örnekler her solüsyondan çıkarıldıktan sonra akar su altında 10 s yıkanmak kaydı ile günde 30 kez ve 6 gün boyunca tekrarlandı. Yani 180 kez tekrarlanan işlem, hareketli bölümlü protezin 180 günlük kullanımına eşdeğerdir. (Firma, her gece sadece 1 tablet/200 ml su önermektedir.)

Çizelge 2.6. Çalışmada kullanılan temizleyici tabletlerin içerik ve üretici firma bilgisi

Ürün adı	İçerik	Üretici firma
Corega diş protezi temizleyici tablet	Sodyum bikarbonat, sitrik asit, potasyum karoat (potasyum monopersülfat), sodyum karbonat, sodyum karbonat peroksit, TAED, sodyum benzoat, PEG-180, sodyum lauryl sülfasetat, PVP/VA kopolimer, aroma, subtilisin, CI 42090, CI 73015	Stafford Miller, Waterford, Ireland
Protefix aktif temizleyici tablet	Potasyum karoat, sodyum bikarbonat, sodyum karbonat, sitrik asit, sorbitol, VP/VA kopolimer, Sodyum lauryl sülfat, Sodyum lauryl sülfasetat, aroma, CI 73015	Helago-Pharma GmbH Erfstadt, Germany

Test için hazır hale getirilen örnekler, bağlanma dayanımını ölçmek için cihaza (LLoyd Universal Testing Machine, AMETEK M&CT Division, Largo, USA) yerleştirildiler. Yoshida ve ark (1996)'nın uygulamalarına benzer olarak, hazırlanan örneğin uzun eksenine dik şekilde akrilik rezin-metal ara yüzeyine makaslama tipi kuvvet uygulandı. Tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanımı 0,5 mm/dk hızda ölçüldü. Test işlemi örneklerde başarısızlık olana kadar devam etti. Başarısızlık anında cihaz otomatik olarak durdurularak değerler monitörden Newton cinsinden belirlendi.



Şekil 2.8. Universal test cihazına yerleştirilen örnek

Makaslama bağlanma dayanım testi sonucunda Newton cinsinden elde edilen değerler, bağlanma yüzey alanına bölündü ($N/78,5 \text{ mm}^2$) ve Megapaskal'a (MPa) çevrilerek kaydedildi.

$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan} = 78,5 \text{ mm}^2 (\pi \cdot r^2)$$

r = bağlanma yüzeyinin çapı

3. BULGULAR

Bu çalışmada döküm ile elde edilen Co-Cr örnekler yüzeylerine uygulanan işleme göre sırasıyla; işlem uygulanmamış (kontrol grubu), kumlama, metal primer ve kumlama+metal primer uygulanmış şekilde 4 gruba ayrılmıştır. İlk olarak yüzey işlemine göre ayrılan gruplar; ardından distile su (kontrol grubu), Corega temizleme solüsyonu ve Protefix temizleme solüsyonlarında bekletilmek üzere 3 ayrı gruba ayrılmıştır.

Co-Cr alaşımından elde edilen örneklerin akrilik rezinlerle bağlantı dayanıklılıklarının ölçülmesi ile elde edilen değerler Ankara Üniversitesi Ziraat Fakültesi, Zootekni Bölümü, Biometri ve Genetik Anabilim Dalı'nda istatistiksel analize tabii tutulmuştur.

Kruskal-Wallis testi kullanılarak,

- Uygulanan yüzey işlemine göre örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerlerine bekletilen solüsyonların etkisi ile
- Bekletilen solüsyonlara göre uygulanan yüzey işlemlerinin örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerlerine etkisi ayrı ayrı karşılaştırılmıştır.

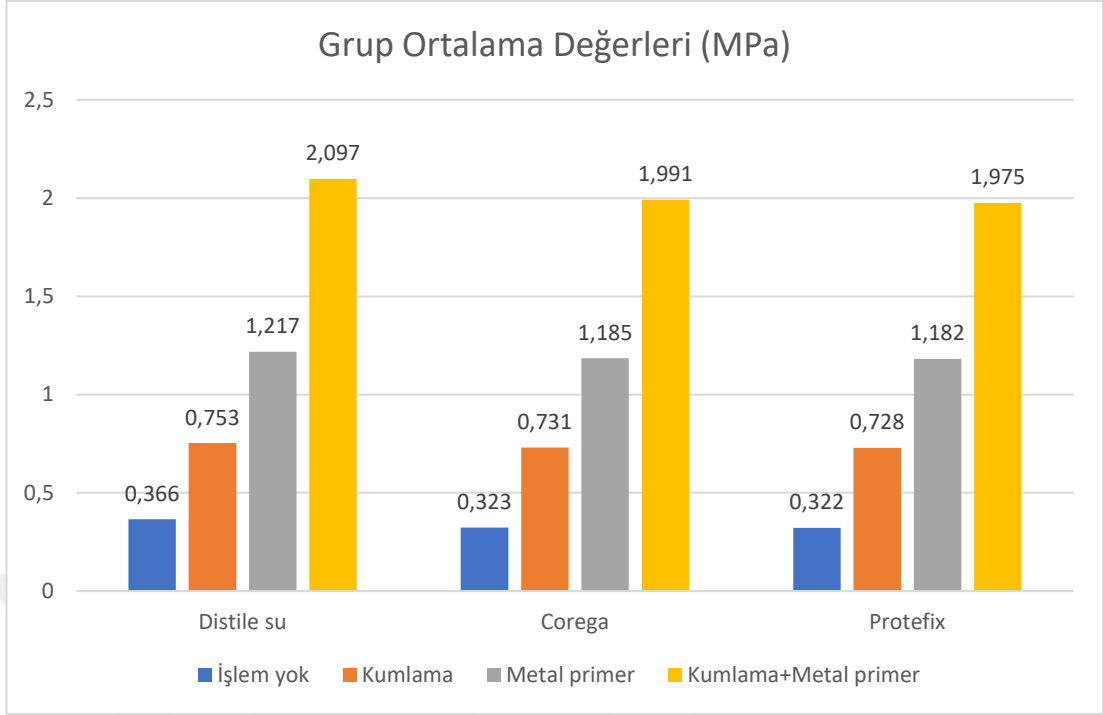
Sonuçların yorumu sırasında anlamlılık düzeyi olarak p değeri birincil değerlendirmede 0,01 aralığında, ikincil değerlendirmede 0,05 aralığında değerlendirildi.

Çizelge 3.1. Co-Cr alaşım örneklerin Universal Test Cihazında teste tabi tutulması sonrası elde edilen makaslama bağlantı dayanım değerleri (MPa)

Örnek no	Grup 1 İşlem yok			Grup 2 Kumlama			Grup 3 Metal primer			Grup 4 Kumlama+Metal primer		
	<i>Distile su</i>	<i>Corega</i>	<i>Protefix</i>	<i>Distile su</i>	<i>Corega</i>	<i>Protefix</i>	<i>Distile su</i>	<i>Corega</i>	<i>Protefix</i>	<i>Distile su</i>	<i>Corega</i>	<i>Protefix</i>
1	0,057	0,011	0,070	0,478	0,458	0,441	0,808	0,791	0,789	1,286	1,299	1,270
2	0,152	0,104	0,135	0,510	0,487	0,488	0,842	0,835	0,841	1,408	1,342	1,329
3	0,198	0,197	0,155	0,654	0,631	0,653	0,977	0,958	0,955	1,444	1,422	1,423
4	0,223	0,208	0,217	0,694	0,69	0,689	1,072	1,024	1,052	1,700	1,775	1,688
5	0,395	0,287	0,258	0,722	0,704	0,700	1,177	1,157	1,142	2,030	1,846	1,977
6	0,439	0,401	0,413	0,778	0,737	0,739	1,200	1,242	1,205	2,143	2,044	2,046
7	0,493	0,487	0,485	0,810	0,798	0,800	1,41	1,322	1,325	2,252	2,215	2,146
8	0,596	0,526	0,554	0,953	0,928	0,912	1,658	1,562	1,626	2,340	2,528	2,374
9	0,742	0,686	0,618	1,185	1,149	1,133	1,810	1,775	1,700	2,809	2,607	2,588
10										3,563	2,837	2,909

Çizelge 3.2. Bekletilen solüsyona göre test örneklerinin grup ortalama, ortalamanın standart hatası ve ortanca değerleri.

		Grup Ort	SS	Ortanca
Distile su	İşlem yok	0,366	0,075	0,395
	Kumlama	0,753	0,072	0,722
	Metal primer	1,217	0,116	1,177
	Kumlama + Metal primer	2,097	0,223	2,087
Corega	İşlem yok	0,323	0,072	0,287
	Kumlama	0,731	0,071	0,704
	Metal primer	1,185	0,110	1,157
	Kumlama + Metal primer	1,991	0,174	1,945
Protefix	İşlem yok	0,322	0,066	0,258
	Kumlama	0,728	0,069	0,700
	Metal primer	1,182	0,107	1,142
	Kumlama + Metal primer	1,975	0,175	2,011



Şekil 3.1. Örneklerin bekletilen solüsyona göre ortalama bağlantı değerlerinin dağılımı (MPa)

Çizelge 3.3. Distile suda bekletilen örneklerin P değerleri

	1	2	3	4
1	1,00000	*	*	*
2	0,11193	1,00000	*	*
3	0,00074	0,07417	1,00000	*
4	0,00000	0,00040	0,08785	1

Distile suda bekletilen örneklerden işlem yapılmamış grup ile metal primer uygulanmış grup arasında (grup 1 ve grup 3), işlem yapılmamış grup ile hem kumlama hem de metal primer uygulanmış grup arasında (grup 1 ve grup 4), kumlama yapılmış ve hem kumlama hem metal primer uygulanmış grup arasındaki (grup 2 ve grup 4) bağlanma dayanıklılığı istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır ($P < 0,01$).

Çizelge 3.4. Corega tablet içeren solüsyonda bekletilen örneklerin P değerleri

	1	2	3	4
1	1,00000	*	*	*
2	0,10240	1,00000	*	*
3	0,00068	0,07773	1,00000	*
4	0,00000	0,00037	0,08040	1

Corega temizleme tableti içeren solüsyonda bekletilen örneklerden işlem yapılmamış grup ile metal primer uygulanmış grup arasında (grup 1 ve grup 3), işlem yapılmamış grup ile hem kumlama hem de metal primer uygulanmış grup arasında (grup 1 ve grup 4), kumlama yapılmış ve hem kumlama hem metal primer uygulanmış grup arasındaki (grup 2 ve grup 4) bağlanma dayanıklılığı istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır ($P<0,01$).

Çizelge 3.5. Protefix tablet içeren solüsyonda bekletilen örneklerin P değerleri

	1	2	3	4
1	1,00000	*	*	*
2	0,08942	1,00000	*	*
3	0,00058	0,08151	1,00000	*
4	0,00000	0,00044	0,08418	1

Not: 1: işlem yok, 2: kumlama, 3: metal primer, 4: kumlama+metal primer

Protefix temizleme tableti içeren solüsyonda bekletilen örneklerden işlem yapılmamış grup ile metal primer uygulanmış grup arasında (grup 1 ve grup 3), işlem yapılmamış grup ile hem kumlama hem de metal primer uygulanmış grup arasında (grup 1 ve grup 4), kumlama yapılmış ve hem kumlama hem metal primer uygulanmış grup arasındaki (grup 2 ve grup 4) bağlanma dayanıklılığı istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır ($P<0,01$).

Distile su ve temizleme solüsyonu fark etmeksizin tüm gruplarda en az 2 işlem arasında makaslama bağlanma dayanım değerleri bakımından gözlenen fark istatistiksel olarak önemlidir ($P<0,01$).

Hangi yüzey işlemlerinin arasında makaslama bağlanma dayanım değerleri bakımından farkın istatistiksel olarak önemli olduğu çoklu karşılaştırma yöntemi kullanılarak araştırılmıştır.

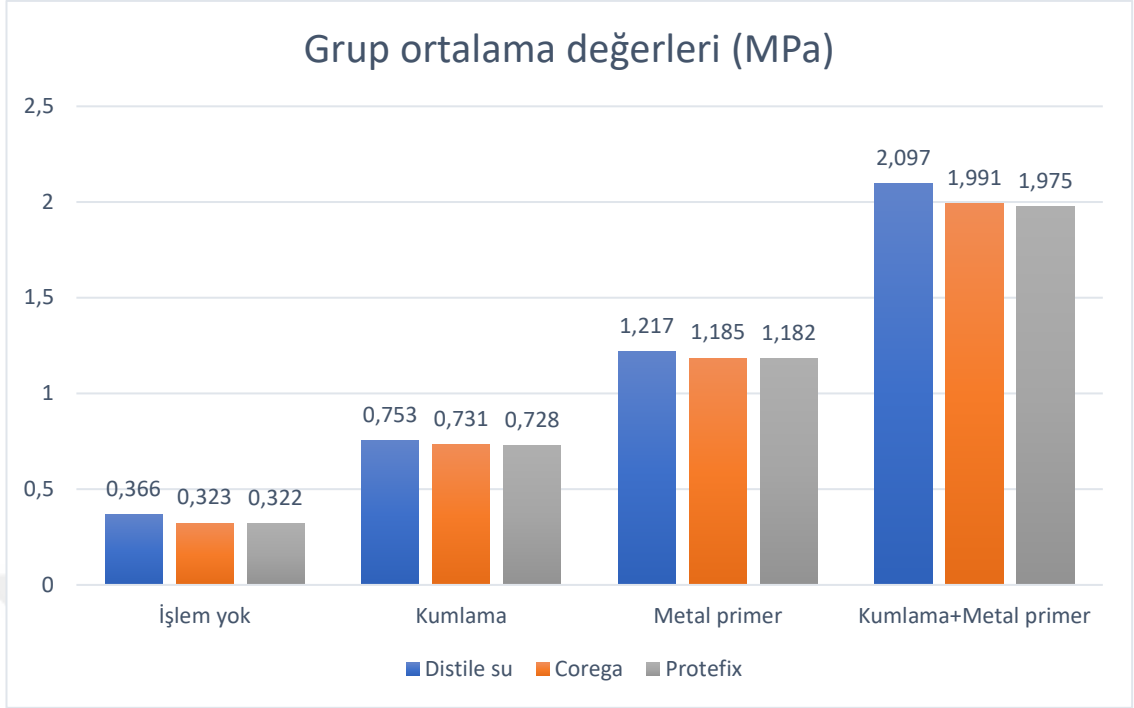
Bu karşılaştırmalar sonucunda:

Örneklerin distile su, Corega ve Protefix solüsyonlarında bekletilmesi ve uygulanan yüzey işlemleri arasında makaslama bağlanma dayanım değerleri bakımından gözlenen farkların istatistiksel olarak önemli olup olmadığı, varyans analizinin ön şartlarını yerine getirmediği için Kruskal-Wallis yöntemi kullanılarak kontrol edilmiştir. Analiz sonucu doğrultusunda gerekli olduğu zaman çoklu karşılaştırma yöntemi kullanılmıştır.

Karşılaştırmalar sonucunda tüm solüsyon gruplarında hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan ile metal primer uygulanan; hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan ile kumlama+metal primer uygulanan; kumlama uygulanan ve kumlama+metal primer uygulanan gruplar arasında makaslama bağlanma dayanım değerleri bakımından farkların istatistiksel olarak önemli olduğu bulunmuştur ($P<0,01$).

Çizelge 3.6. Uygulanan yüzey işlemine göre test örneklerin grup ortalama, standart sapma, ortanca ve P değerleri

		Grup Ort	SS	Ortanca	P Değeri
İşlem yok	Distile su	0,366	0,075	0,395	0,917
	Corega	0,323	0,072	0,287	
	Protefix	0,322	0,066	0,258	
Kumlama	Distile su	0,753	0,072	0,722	0,898
	Corega	0,731	0,071	0,704	
	Protefix	0,728	0,069	0,700	
Metal primer	Distile su	1,217	0,116	1,177	0,937
	Corega	1,185	0,11	1,157	
	Protefix	1,182	0,107	1,142	
Kumlama +Metal primer	Distile su	2,097	0,223	2,087	0,961
	Corega	1,991	0,174	1,945	
	Protefix	1,975	0,175	2,011	



Şekil 3.2. Örneklerin uygulanan yüzey işlemine göre ortalama bağlantı değerlerinin dağılımı (MPa)

Yüzey işlemi ne olursa olsun temizlik yöntemleri arasında makaslama bağlanma dayanım değerleri bakımından gözlenen farklar tesadüften ileri gelmektedir; yani aralarında bağlanma dayanım değeri bakımından farklar istatistiksel olarak önemli değildir ($P>0,05$).

4. TARTIŞMA

Bu çalışma, 180 günlük kullanımı simüle eden alkalin peroksit bazlı iki farklı çözeltinin farklı yüzey işlemi uygulanmış Co-Cr metal yüzeyler ile akrilik rezin arasındaki bağlantı üzerine potansiyel olumsuz etkilerini değerlendirmeyi amaçlamıştır.

PMMA esaslı akrilik rezinler hareketli bölümlü protezlerin yapımında uzun süredir kullanılmaktadır. Son yıllarda polistrien, polivinil akrilik, poliamidler ve ışık ya da mikrodalga ile polimerize olan rezinler geliştirilmiş olsa da, ısı ile polimerize olan akrilik rezinler protez kaide materyallerinin temelini oluşturmaktadır (Phillips, 1991).

PMMA'ların polimerizasyon büzülmesine uğraması, düşük esneklik, düşük darbe dayanımı ve yorulmaya karşı zayıf direnç gibi olumsuz özellikleri bulunsa da düşük su emilimi ve çözünme oranı, düşük toksisite, yeterli dayanım, kolay tamir edilebilme ve mükemmel estetik görünüm gibi önemli avantajlara da sahiptir (O'Brien, 2002).

Tüm bu sebeplerden dolayı çalışmamızda yaygın kullanım endikasyonuna sahip ısı ile polimerize olan PMMA kullanılmıştır.

Tüm protez metal alaşımlarında olduğu gibi HBP iskeletinde kullanılacak metalde aranan özellikler: korozyona direnç, dayanıklılık, biyouyumluluk, alerjik olmaması, kullanımda kolaylık ve ucuzluktur. Her ne kadar HBP metal iskeletinde kullanılabilen alaşımlar çok çeşitlilik gösterse de tüm bu özelliklere sahip ideal bir metal alaşım bulunmamaktadır (May ve ark., 1993).

Günümüzde HBP metal iskelet üretimi için en yaygın kullanılan metal alaşımlar Co-Cr, Ti ve Au alaşımlardır (Arda ve Arıkan, 2005).

HBP'lerde karşılaşılan alerjik reaksiyonlar genellikle baz metal alaşımlarda ve bu alaşımın yapısındaki nikel karışıma karşı görülür (O'Brien 2002).

Baz metal alaşımlar içerisinde Be'un kullanımı, kanserojen etkisinden dolayı sakıncalıdır (Arda ve Arıkan, 2005; Gates ve ark. 1993; Kansu ve ark., 1991).

Soy metal alaşımları, alerjik reaksiyona sahip bireylerde kullanılacak baz metal alaşımlara alternatif alaşımlardır. HBP'de kullanılabilen soy metal alaşım ise tip IV Au alaşımlarıdır. Au alaşımlar içinde en yüksek sertliğe sahip bu alaşım tipi iskelet imalatında kullanılacak fiziksel özelliklere sahiptir (O'Brien, 2002; Zaimoğlu ve ark. 1993).

Ti soy metal olmamasına rağmen, mükemmel biyouyumluluğa sahiptir. Co-Cr alaşımlarında karşılaşılabilen alerjik reaksiyonların yaşanmaması, biyouyumluluğu, hafif olması, Ti'un metal iskeletli HBP'lerde kullanım alanı bulmasını sağlar (Ohkubo ve ark., 2000).

Oldukça iyi mekanik özellikleri, düşük yoğunluğu ve yüksek biyouyumluluğa rağmen döküm işleminde karşılaşılan düşük başarı oranı, metal iskeletli HBP'lerde Ti kullanımını azaltan en büyük faktördür (Baltag ve ark., 2005).

Tüm bu olumsuzlukları minimuma indirebilecek ve fiziksel özellikleri yeterli baz metal alaşımı Co-Cr alaşımıdır (Arda ve Arıkan, 2005; Gates ve ark. 1993).

Bu sebeple çalışmamızda en yaygın kullanım endikasyonuna sahip Co-Cr metal alaşım test edilmiştir.

Döküm yöntemlerinin gelişimi ve akrilik rezinin bulunması ile 20. yy başlarında protetik tedavilerde çok büyük ilerleme kaydedilmiştir. Ancak rezin ve metallerin bir arada kullanımlarında sorunlarla karşılaşmaktadır. Kimyasal komponentleri tamamen farklı olan bu iki materyalde karşılaştığımız en önemli problem, rezin-metal

ara yüzeyinde yaşanmaktadır. Hareketli bölümlü protez akriliği ve iskelet materyali arasındaki bağlantı, genellikle mekanik ve kimyasal olarak sağlanmaktadır. İskelet dökümünde yer alan ızgara formu, çivi başı şekli gibi yapılar, asitleme, kumlama ve elektrolitik dağlama gibi yüzey pürüzlendirme işlemleri mekanik tutuculuk sağlarlar. Yüzey kaplama ajanları, metal primerler gibi işlemlerle de kimyasal bağlantı elde edilmeye çalışılmaktadır. Kullanılan her yöntemin kendi içinde sınırlamaları vardır; örneğin elektrolitik pürüzlendirme, zahmetli ekipman gerektirir ve tüm alaşımlara uygulanamaz. Kimyasal pürüzlendirme; kullanılan farklı asitler, farklı asit konsantrasyonları, pürüzlendirme zamanları gibi birçok hassas basamak içerdiğinden, işlemler sırasındaki bir hata fazla veya eksik pürüzlendirmeye neden olabilir (Kalra ve ark., 2015; Sharp ve ark., 2000).

Kimyasal bağlantı yetersizliği sonucunda metal ve akrilik rezin arasında oluşan potansiyel boşluk; hem bağlantının zayıflamasına neden olmakta, hem de ağız sıvılarının kontaminasyonu ile renk değişimine, bakteri invazyonu ile kokuya ve yumuşak doku reaksiyonlarına yol açmaktadır. Hasta konforunu bozan ve yaşam standardını olumsuz yönde etkileyen bu tür problemlerin giderilmesi öncelikli hedeflerden biridir. Bu amaçla metal-rezin ara yüzeyinde bağlantıyı güçlendirmek için kimyasal bağlantı teknikleri üzerinde çalışmalar yenidir ve halen gelişmektedir (Bülbül ve Kesim, 2007; Kalra ve ark., 2015).

Kumlama işleminin, yüzey alanını artırma yoluyla mikro-mekanik tutunmaya yardımcı olarak, alaşımların kaide rezinine bağlanma dayanıklılığını geliştirdiği pek çok çalışmada gösterilmiştir (Bülbül ve ark., 2010; Kahvecioğlu, 2006; Kalra ve ark., 2015; Kawaguchi ve ark., 2011; Kim ve ark., 2009; Sharp ve ark., 2000; Shimizu ve ark., 2006).

Kum partikülleri metal yüzeyine çarpınca kinetik enerji ısı enerjisine dönüşür ve bu ısı alaşımın erime derecesine ulaşır. Hava abrazyonu, metal yüzeyindeki artık maddeleri ve oksitleri temizleyerek iyi bir yüzey pürüzlülüğü oluşturur ve metalle akrilik rezin arasındaki mekanik ve kimyasal bağlanmayı artırır. Metal üzerine Al₂O₃ kumlama uygulamasıyla, güçlü akrilik rezin bağına izin veren, mikroskobik olarak

daha temiz ve pürüzlü yüzeyler gözlenir. Bu sayede yüzeye uygulanan materyalin ıslanabilirliği de artar. Kumlama işlemi yüzey kompozisyonunu değiştirerek metal-akrilik rezin bağlantısında kritik bir rol oynar (Kourtis, 1997; Kalra ve ark., 2015; Sharp ve ark., 2000).

Kumlama, daha önce yapılan çalışmalarda da belirtildiği üzere, akrilik rezinin metal alaşım ile bağlanma dayanıklılığını arttırdığı için, bu grubun değerlerinin, diğer gruplardan elde edilen makaslama bağlantı dayanımı değerlerine bir eşik değeri olması için kullanılmıştır.

Yamashita ve Yamami (1982)'ye göre metal yüzeyinin 50 µm alüminyum oksit ile kumlanması, döküm alaşımı yüzeyinde kumlama sonrası oluşan nikel, krom, kobalt ve kalay oksitler ile rezin arasında güçlü bir bağlanma sağlamıştır.

Kumlama yapılan yüzeye PMMA akriliğin bağlantısının kontrol grubuna göre 3 kat arttığı belirtilmiştir (Kalra ve ark. 2005; May ve ark., 1997; Sharp ve ark., 2000).

Quaas ve ark (2005) yaptıkları çalışmada baz metal örnek yüzeylerini 110 µm'lik alüminyum oksit ile 0,25 MPa basınç altında 14 s boyunca 10 mm uzaklıktan kumlamışlar ve baz metal ile rezin arasındaki bağlantıyı arttırdığını gözlemlemişlerdir.

Kahvecioğlu (2006) yaptığı çalışmada soy alaşım yüzeylerini 50 µm'lik ve diğer baz metal alaşım yüzeylerini de 125 µm'lik Al₂O₃ ile 0,5 MPa basınçta, 10 sn süreyle 5 mm uzaklıktan kumlamıştır.

Shimizu ve ark. (2006), yaptığı çalışmada Ti-6Al-7Nb ve Co-Cr örnekleri 50 µm alüminyum oksit ile 10 s süre ile kumlayarak yüzey temizliği sağlandığını ve SBS değerlerinde kontrol grubuna göre artış olduğunu belirtmiştir.

Kim ve ark. (2009), iki farklı primerin saf titanyum, Ti-6Al-4V ve Co-Cr alaşımlardaki bağlanma dayanıklılığını nasıl etkilediğini araştırırken Co-Cr örnekleri 250 µm alüminyum oksit ile 5 s boyunca kumlamışlardır.

Bülbül ve ark. (2010), çeşitli primerlerin SBS'ye etkilerini araştırdıkları çalışmada, bağlantıyı arttırmak için tüm Co-Cr örnekleri 110 µm alüminyum oksit ile 6 atm basınç altında 5 mm uzaklıktan 5 s boyunca kumlamıştır.

Kawaguchi ve ark. (2011), yaptıkları çalışmada Co-Cr örnekleri 0,5 MPa basınçta 50 µm alüminyum oksit ile 15 s kumlamıştır. Primer uygulanmadan önce yapılan kumlama işleminin bağlantıyı olumlu yönde ve önemli derecede etkilediğini belirtmişlerdir.

Sanohkan ve ark. (2012), farklı metal primer uygulanan Co-Cr alaşım yüzeyleri ile otopolimerize akrilik rezin arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığını test etmiştir. Alaşım yüzeylerine uygulanan 50 µm alüminyum oksit sayesinde hem yeterli yüzey temizliği sağlandığını, hem de oluşturulan pürüzlü yüzey sayesinde akrilik rezin için ideal bir mekanik kenetlenme alanı yaratıldığını belirtmiştir.

Kalra ve ark. (2015), yaptıkları çalışmada Co-Cr örnekleri 110 µm alüminyum oksit ile 4 bar basınç altında 2 cm uzaklıktan 14 s boyunca kumlamıştır. Kumlama işlemi ile hiç yüzey işlemi uygulanmamış gruba oranla daha yüksek; yalnızca metal primer uygulanmış gruptan ise daha düşük SBS değerleri elde edilmiştir. Kumlamanın ardından metal primer uygulamasının ise SBS değerlerini kontrol grubuna göre önemli ölçüde arttırdığı görülmüştür.

Çağlar ve ark. (2017), yaptıkları çalışmada tek başına kumlamanın rezin-metal bağlantısı makaslama dayanımını kimyasal ve mekanik tekniklerin bir arada kullanıldığı yöntemler kadar arttıramadığı sonucuna varmıştır.

Kern ve Thompson (1993)'a göre, 50-250 µm'lik alüminyum oksit kum tanecikleri ile restorasyonların alaşım yüzeyleri temizlenerek, negatif bağlantı oluşturulur ve metalin alaşımın yüzey alanı artırılır.

Araştırılan tüm bu literatürlere bakıldığında, Co-Cr alaşımın hangi partikül büyüklüğündeki alüminyum oksit ile kumlanması gerektiği ya da kumlanmasıyla daha iyi bağlanma değerleri elde edileceğine dair bir görüş birliği yoktur. Çalışmamızda da üretici firmaların talimatları doğrultusunda Co-Cr alaşım yüzeyleri, metal primer uygulanmadan önce 50 µm'lik alüminyum oksit ile 0,5 MPa basınçta, 10 s süreyle 5 mm uzaklıktan kumlanmıştır.

Bağlayıcı sistemler modern diş hekimliğinin geniş bir sahasının hızlı biçimde gelişmesini etkilemiştir. Klinik çalışmalar en geçerli yöntem olmakla beraber, bu tür çalışmalar zaman alıcı, maliyetli ve pek çok açıdan zahmetlidir. Uzun dönem klinik çalışmalar, zaman ve hasta takibi açısından oldukça zor olmakla birlikte, çalışmaların sonuçları etkileyebilecek, hasta ağzında oluşan, kontrol edilemeyen faktörler mevcut olabilir. Bağlayıcı sistemlerin laboratuvar ortamında test edilmesi bu engellerin üstesinden gelerek, tek bir değişkeni değerlendirirken, diğer değişkenleri sabit tutma olanağı sağlar. Böylelikle materyalin klinik özellikleri ve performansı önceden tahmin edilebilir olmakla beraber, bu performansı geliştirebilmek için gerekli uygulamaların da yapılması sağlanabilir (Orhan ve Tulga Öz, 2011).

Bu çalışmada kullanılan metal primer, aseton, VBATDT® (6-(4-Vinylbenzyl-N-propyl) amino-1,3,5-triazine-2,4-dithione) ve MDP (10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) bazlı bir alaşım primerdir.

VBATDT esaslı, MDP esaslı, 4 META esaslı, BIS GMA esaslı, MAC-10 esaslı, MEPS esaslı vb. farklı kompozisyonlara sahip metal primer çeşitleri mevcuttur. (Kalra ve ark., 2015).

Bir tiyon tiyol tautomeri olan VBATDT, 1980'lerin sonlarında, metakrilat bazlı monomerler ve soy metal alaşımları arasında bir bağlayıcı ajan olarak kullanılmak üzere Kojima ve ark. (1987) tarafından sentezlenmiştir.

VBATDT tek başına Co-Cr alaşımının akrilik rezine bağlanma dayanıklılığını arttırmakta etkisiz kalmıştır. Tek başına MDP, Kim ve ark. (2009) tarafından yapılan bir çalışmada, akrilik rezinin baz metal alaşımları ile bağlanma dayanıklılığında iyileşme göstermiştir. Aynı çalışmada iki farklı metal primerinin Co-Cr alaşımının SBS üzerindeki etkisini incelenmiş ve primer kullanılan grupta elde edilen bağlanma dayanıklılık değerlerinin daha yüksek olduğu ifade edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan metal primerin bağlanma mekanizması şu şekildedir:

(i) MDP'nin krom oksit yüzeyinde mkemmek kimyasal bağlanmayı sağlayan fosfor ester grubu, sonrasında Cr-Co alaşımının yüzeyinde birincil bağ formasyonunu gerçekleştirir.

(ii) vinil gruplarının metakrilat esaslı rezin monomer ile kopolimerizasyonu gerçekleşir (Bülbül ve Kesim, 2010).

Metal alaşımların primer ile kimyasal yüzey işlemine tabi tutulmasının; bağlanma özelliklerini kullanılan alaşım tipine, kullanılan protez kaide rezinine ve bağlayıcı ajan bileşimine bağlı olarak geliştirdiği gösterilmiştir. Bu kimyasal yöntem karmaşık bir ekipman gerektirmediğinden kullanımı kolaydır. Ancak yine de metal primerlerin güvenilirliğinin ve biyoyumluluğunun daha iyi araştırılması gerekir (Antoniadou ve ark., 2000; Kalra ve ark., 2015; Sharp ve ark., 2000).

Nabdalung ve ark. (1998b), optimum adezyonu elde etmek için; adeziv uygulamasından önce, kimyasal ajanlar ya da basınçlı hava ile uygulanan partiküllerle yüzeyin düzenlenmesi gerektiğini bildirmiştir.

Literatürde metal primer uygulamasının, belirli bir metal alaşımı ile protez kaide rezini arasındaki bağlantı üzerine etkinliğini değerlendiren az sayıda çalışma mevcut olduğundan (Kalra ve ark., 2015), tez çalışmamız bundan sonraki çalışmalara ışık tutacaktır.

HBP'lerin uzun ömürlü olması, protezlerin bakımı ve hijyeni ile doğrudan ilişkilidir. Tatminkar olmayan hijyen, gıda artıklarının birikmesine yol açarak protez materyallerinin mekanik özelliklerini ve ağız mukozasının sağlığını olumsuz yönde etkileyebilir (Vasconcelos ve ark., 2018).

HBP'ler, özel hijyenik temizlik gerektirir. Protezlerin temizliği için mekanik, kimyasal ve her ikisinin kombinasyonunu içeren üç yöntem savunulmaktadır. Mekanik yöntem, hastalar tarafından rutin ve yaygın olarak kullanılmaktadır; ancak çoğu yaşlı hasta, yaşlanmaya bağlı uyumsuzluk ve bozulan motor koordinasyondan dolayı mekanik hijyen takibi yapamamakta ve bu nedenle, bu tür hastalar için kimyasal protez temizleyicilerinin kullanımı uygun bir seçenek haline gelmektedir. Yine de kimyasal çözeltilere daldırma ile fırçalamanın bir arada kullanılması, biyofilmin kontrolü için en çok önerilen yöntem olmuştur (Felipucci ve ark., 2011a; Jain ve ark., 2015).

Protez temizleme ürünleri ticari olarak sodyum hipoklorit çözeltileri, %0,2 konsantrasyonda klorheksidin glukonat ve kimyasal protez temizleme tabletleri olarak piyasada mevcuttur. İdeal olarak, seçilen temizleyici, dezenfekte edilecek olan protez kaide materyali ile uyumlu olmalıdır; ancak çalışmalar, uzun süreli kullanılan temizleyicilerin protez kaide rezininin fiziksel özelliklerini değiştirebildiğini göstermiştir (Paranhos ve ark., 2013).

Bunun aksine, az sayıda çalışma, temizleyicilerin üreticinin talimatlarına göre kullanıldıklarında fiziksel özelliklerini etkilemediğini iddia etmektedir (Kalra ve ark., 2015).

NaOCl, diğ er daldırma solüsyonları dahil olmak üzere, protez temizleyici ve biyofilm kontrolü için yaygın olarak kullanılan bir dezenfeksiyon yöntemidir. Bununla birlikte, akrilik rezinin renginde ağ arma yapması bir dezavantajdır. Paranhos ve ark. (2013) yaptıkları bir çalışmada, %0,05 sodyum hipoklorit ve sitrik asit bazlı tabletlerin kullanımının, leke oluşumu ve nokta korozyonu gibi HBP' nin metalik bileşenlerine zararlı etkileri olduğu sonucuna varmıştır.

Alkalen peroksit içerikli protez temizleyicileri, hareketli proteze sahip hastalar tarafından yaygın olarak kullanılır. Bununla birlikte, protez temizleyici çözeltilerin neden olduğu olumsuz etkilerin tamamı, hastanın hijyen bakımı yanında önemsenmeyecek düzeyde kalmaktadır. Bazı çalışmalar, bu çözeltilerin protezin yüzeyi üzerinde klinik olarak olumsuz etkilerinin olmadığını gösterirken; bazı çalışmalar ise metalde boyanma, parlaklık kaybı, akrilik rezinin renginde ağ arma, yüzey pürüzlülüğünde değı şme veya rezin sertliğinde artma gibi etkilere neden olduğunu göstermiştir (Felipucci ve ark., 2011a; Vasconcelos ve ark., 2018).

Konu ile ilgili çok sayıda literatür taranmış, protez temizleyicilerinin metal-akrilik rezin bağlantısı üzerindeki etkisinin geniş çapta araştırılmadığı tespit edilmiştir.

Ünlü ve ark. (1996), çeşitli protez temizleyicilerinin akrilik rezinin rengindeki değı şimi ile ilgili çalışma yapmış, materyaldeki en fazla ağ arma miktarının otopolimerize akrilik rezinde olduğunu belirtmişlerdir.

Keyf ve Güngör (2003), HBP'lerde iskelet altyapıda kullanılan alaşımların yüzey pürüzlülüğüne piyasada tablet halinde bulunan protez temizleyicilerin etkisini değı erlendirmişler; bu solüsyonların metal bileşenli protezlerde sınırsız süreyle kullanılmaması gerektiğini, 30 günden sonra alaşım yüzeyinde klinik olarak olumsuz değı şikliklere neden olduklarını bildirmişlerdir.

Garcia ve ark. (2004), farklı protez temizleyicilerinin HBP bileşeni olan mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin ile alaşımın yüzey pürüzlülüğü ve

sertliğine olan etkisini araştırmıştır. Sodyum perborat içeren protez temizleyicilerin, akrilik rezin yüzey pürüzlülüğünü ve sertliğini arttırdığını tespit etmişlerdir.

Felipucci ve ark. (2011 b), kimyasal içerikli farklı protez temizleyicilerin HBP'ler üzerindeki etkisini incelemiştir. Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde, %0,05'lik sodyum hipoklorit ve sitrik asit bazlı tabletlerin kullanılmasının, hareketli bölümlü protezin metalik bileşenleri üzerinde leke oluşumu ve korozyon gibi zararlı etkilere neden olduğu sonucuna varmışlardır. Bu solüsyonlar Co-Cr alaşımlarında veya ısı ile polimerize olan akrilik rezin yüzey pürüzlülüğünde önemli bir değişikliğe neden olmamasına rağmen, HBP'nin temizliği için endike olmayabilirler. Alkalen peroksit bazlı temizleme tabletlerinin kullanılmasının protez bileşenleri için daha uygun olduğu kanıtlanmıştır.

Paranhos ve ark. (2013), piyasadaki farklı daldırma solüsyonlarının HBP renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü ve akrilik rezin ile kırılma dayanıklılığını nasıl etkilediğini araştırmıştır. Çalışmanın sonuçları, 18 aylık kullanımı simüle eden alkalen peroksit içerikli protez temizleme solüsyonlarının, akrilik rezinin bükülme dayanımını değiştirmedığı; ancak göze çarpan renk değişikliklerine neden olduğu yönündedir. %0,5'lik NaOCI çözeltisi, yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olmuştur.

2014 yılında yapılan sistematik bir derlemede (Schwindling ve ark.) kimyasal dezenfeksiyonun HBP'lerin metal alt yapısındaki yüzey pürüzlülüğüne etkisi değerlendirilmiştir. Her dezenfekte edici ajan için, kimyasal dezenfeksiyondan sonra yüzey değişikliği bildiren çalışmalar olduğu ifade edilmiştir. Dahil edilen mevcut literatürler, pürüzlülükteki değişikliklerin daha sık sodyum perborat ile, daha az sıklıkla klorheksidin diğlükonat ve glutaraldehit ile ilişkili olabileceğini göstermektedir.

Arruda ve ark. (2015), 5 yıllık kullanımı taklit eden ısı ile polimerize olan akrilik rezine uygulanan çeşitli protez temizleyicilerin etkilerini değerlendirmiştir. Bu çalışmaya göre alkalen peroksit ve NaOCI çözeltilerinde günlük 20 dakikalık

bekletmenin, ısıyla polimerize olan akrilik rezin üzerinde klinik olarak önemli olumsuz etkilere neden olmadığı sonucuna varılmıştır.

Jeyapalan ve ark. (2015), 3 farklı protez temizleyicisinin HBP bileşenlerinin yüzey özelliklerini nasıl etkilediğini incelemiştir. Solüsyonlarda 56 saat, 120 saat ve 240 saat boyunca bekletilen örneklerin akrilik rezin içeren bölgelerinde istatistiksel olarak önemli bir yüzey değişikliği görülmezken, alaşım içeren bölgelerdeki değişiklikler, 120 saat sonunda ve 240 saat sonunda ortaya çıkan değerler anlamlı bulunmuştur.

Vasconcelos ve ark. (2018), 3 çeşit kimyasal protez temizleyici solüsyonun (sodyum perborat, %1 sodyum hipoklorit, % 0,2 klorheksidin glukonat) Co-Cr yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini 56., 120. ve 240. Saatlerin sonunda değerlendirmiş, test edilen solüsyonların Co-Cr alaşım yüzeyi üzerinde zararlı bir etkisi olmadığını tespit etmişlerdir.

Yapılan literatür taramasında hem farklı protez temizleyicilerine maruz bırakılmış hem de farklı yüzey işlemi uygulanmış alaşım ile akrilik rezin arasındaki bağlanma değerini değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle sonuçlarımızı başka bir çalışma ile karşılaştırabilmemiz mümkün olmamıştır.

Bağlanma dayanıklılığı ile ilgili araştırmalarda deney örneklerinin protez temizleme solüsyonlarında bekletilme süreleri konusunda standart bir protokol bulunmamaktadır (Budnur, 2006).

Yapılan çalışmalar arasında ısıl döngü (thermocycle) işlemi ile birlikte dezenfektanların etkisini araştıran çok sayıda çalışma mevcuttur (Bülbül ve Kesim, 2010; Kawaguchi ve ark., 2011; Matsuda ve ark., 2010; Ohkubo ve ark., 2000; Shimizu ve ark., 2006; Yoshida ve ark., 1999). Ancak bizim çalışmamızda ısıl döngü uygulamasının araştırmaya dahil edilmesi düşünülmemiştir. Çünkü bağlanma dayanımı, temizleme tabletlerinin, yüzey işlemlerinin etkisi ve ısıl döngü işleminin

değerleri parametrelerin yalın etkisini ortaya koymayı zorlaştıracak ve sonucun bilimsel bir şekilde yorumlanmasını engelleyecekti.

Bu çalışmada da örneklerin solusyonlarda bekletilme sürelerinin klinik kullanıma eşdeğerliliği gözetilerek, temizleme solusyonlarının günde bir kez, Protefix tablet için 3 ve Corega tablet için 5 (üretici firmanın talimatlarıyla)'er dk kullanıldığı varsayılarak hesaplanmıştır. Bu nedenle taranan literatürler ve üretici firma önerileri dikkate alınarak, protez temizleme solüsyonlarında Corega için günlük 5 dk, Protefix için ise günlük 3 dk'lık kullanım esas alınarak, örnekleri solüsyona daldırma işlemini solüsyonlar her defasında yenilenmek kaydıyla günde 30 kez yaptık ve bu işlemi 6 gün boyunca tekrarladık. Yani bu süre hareketli bölümlü protezin 180 günlük kullanımına eşdeğerdir.

Bağlantı testlerinin uygulanabilmesi için örnek hazırlanmasında çeşitlilik bulunmaktadır. Hazırlanan metal örnek ölçüleri birbirlerine yakın olsa da yüzeye uygulanan rezin miktarı, kullanılan rezin sınıfına, uygulanacak test şekline göre değişiklik göstermektedir (Carracho ve ark., 1991).

Çalışmamızda daha önceki çalışmalara benzer şekilde 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında disk şeklinde metal örnekler ile 10 mm çapında akrilik rezin kullanıldı. Daha önce yapılan pilot çalışmalara göre 8 mm'nin altındaki ölçülerde ısı ile polimerize olan akrilik rezinin mufla açımı esnasında metalden ayrıldığı ve bağlantının zarar gördüğü saptanmıştır. Bu nedenle çalışmamızda akrilik rezin çapı 10 mm olarak belirlenmiştir (Bülbül, 2007; Carracho ve ark., 1991; Kalra ve ark., 2015; Kawaguchi ve ark., 2011; Kim ve ark., 2009).

Malzeme seçimi ve rezin bağlayıcılar konusundaki klinik tavsiyeler, materyal ve metotlarda büyük çeşitlilik gösteren mekanik laboratuvar testlerine dayanmaktadır. En yaygın test metotlarından biri makaslama bağlanma testidir. Ne var ki bazı araştırmacılar farklı şekillerde olan ara yüz gerilimlerini elimine etmek için modifiye çekme testlerini tercih etmektedirler. Çekme test sonuçlarında özel geometriden dolayı kuvvet

uygulanması sırasında düzensiz ve büyük stres dağılımı olması nedeniyle araştırmalarda esas olarak makaslama testi kullanılır (Bülbül, 2007; Özcan, 2003).

Bu çalışmada Bülbül (2007), Kahvecioğlu (2006), Shimizu ve ark (2006) Ohkubo ve ark (2000), Yoshida ve ark (1999)'nın yapmış oldukları çalışmalara benzer şekilde akrilik rezin-metal ara yüzeylerine 0,5 mm/dk hızla universal test makinesinde, bıçak sırtı uçla, makaslama kuvveti uygulanarak bağlanma dayanımları ölçüldü.

Corega ve Protefix gibi alkalin solüsyonlar, enzim yoluyla oksijeni serbest bırakan maddeler içerir. Serbest bırakılan oksijen miktarı, temizleme çözeltisinin etkinliğinin derecesini belirler. Bu çalışmaya göre kullanılan güçlü alkalin solüsyona bağlı olarak alaşım ile akrilik rezin arasındaki makaslama bağlanma dayanım değerleri olumsuz yönde etkilenmemiştir.

Çalışmamızda kumlama işlemleri ile primer uygulamasının beraber kullanılması, hiç yüzey işlemleri uygulanmamış, tek başına kumlama veya tek başına metal primer uygulanmış gruplar ile karşılaştırıldığında bağlanma kuvvetini iyileştirmiştir. Ayrıca, tek başına metal primer uygulanması, tek başına kumlamadan daha yüksek bağlanma dayanıklılık değerleri ile sonuçlanmıştır.

Bu çalışmada elde edilen bağlanma dayanıklılık değerleri, literatürde gözden geçirilen benzer çalışmalarda elde edilen bağlanma dayanıklılık değerlerinin bazıları ile karşılaştırılabilir olurken (Bülbül ve Kesim, 2010; Kawaguchi ve ark., 2011; Lim ve ark., 2010; Nabadalung ve Powers, 1998a; Yoshida ve ark., 1997), bazı çalışmalardan ise (Kim ve ark., 2009; Kalra ve ark., 2015; Mohsin, 2011; Shimizu ve ark., 2006; Yoshida ve ark., 1999) farklı sonuçlar elde edilmiştir.

Primer kullanımı ile sağlanan bağlantı, bahsedilen tüm çalışmalarda kumlama uygulanmış yüzeyden daha iyi olmuştur. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar aynı zamanda hem kumlama uygulanan grupta, hem de kumlama uygulanmayan grupta primer kullanımı ile bağlanmanın önemli ölçüde iyileşmiş olduğunu göstermiştir. Bu

nedenle, bu çalışmadan, kumlama ile birlikte metal primerin, Cr-Co alaşımı ve ısıyla sertleşen akrilik protez kaide rezin materyali arasında daha iyi bir bağ oluşturmak için kullanılabilmesi sonucuna varılabilir.

Ancak temizleme solüsyonlarının metal-akrilik rezin bağlantısı üzerine bir etkisinin olmaması, uygulama süresinin daha uzun olması gerektiği yönünde şüphe oluşturmuştur. Her ne kadar kaynak araştırmamızda temizleme solüsyonlarının hem olumsuz etkilerinin gözlemlendiğine hem de herhangi bir etkilerinin olmadığına dair yayınlara rastlanılmışsa da, sürenin daha uzun tutulmasının sonuçları etkileyebileceği kanaati oluşmuştur. Temizleme solüsyonlarında daha uzun süre bekletme ile kaynaklar arasındaki çelişkilerin ortadan kalkmasına yardımcı olunabilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın kısıtlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar çıkarıldı:

1. Alaşım yüzeyinin alüminyum oksit ile kumlanması, akrilik rezin ile Co-Cr alaşım arasındaki bağlanma kuvvetini artırır; ancak bu artış istatistiksel olarak anlamlı değildir.
2. Metal primer kullanımı, hem kendi başına hem de kumlama sonrası uygulamada bağlanma kuvvetini önemli derecede artırır.
3. En yüksek akrilik rezin-metal alaşım bağlantısı kumlamanın ardından metal primer uygulamasıyla elde edilebilir.
4. Alkalin peroksit bazlı protez temizleyici kısa süre uygulamalarının akrilik rezin-metal alaşımı arasındaki bağlanma dayanıklılığına olumsuz etkisi yoktur.

Kullanılan test numunesinin boyutları gerçek klinik durumu temsil etmediğinden, hareketli bölümlü protez geometrisindeki farklı gerilimler bağlantı dayanıklılığını farklı etkileyebilir.

Çalışmamız in vitro bir çalışma olduğundan, ağız ortamındaki pH ve ısı değişiklikleri ile klinik komplikasyonlar yansıtamamıştır. Bu nedenle klinik uygulama için dikkatli yorumlama yapılmalıdır. Bu in vitro çalışmanın sonucunu doğrulamak için daha ileri in vitro araştırmalar ve uzun vadeli klinik çalışmalar gereklidir.

ÖZET

Kimyasal Protez Temizleyicilerinin Farklı Yüzey İşlemi Uygulanmış Kobalt-Krom Metal Alaşımı ile Akrilik Kaide Rezini Arasındaki Bağlantı Üzerine Etkisi

Metal-akrilik kombinasyonu kaide ile döküm alaşımından metal altyapı içeren hareketli bölümlü protez; kısmi dişsizlik vakalarında oldukça yaygın kullanılan bir protez türü olup; krom-kobalt alaşımları, bölümlü protezlerin yapımında en çok tercih edilen alaşımlar, konvansiyonel yolla polimerize olan polimetilmetakrilatlar da en çok kullanılan kaide rezinleridir.

Hareketli bölümlü protezlerde tedavi başarısı için akrilik rezin-metal ara yüzündeki bağlanma dayanıklılığının iyileştirilmesi şarttır. Diğer mikro/makromekanik yöntemlere göre kullanma kolaylığı ile ön plana çıkan Al_2O_3 içeren kum tanecikleri ile metal yüzeyinin pürüzlendirilmesi, bağlanma dayanıklılığını arttırmasına rağmen, ilave olarak kimyasal sistemlerin geliştirilmesi, bu bağlantıdaki en önemli ilerleme olmuştur.

Hareketli bölümlü protezlerde hijyen sağlamak için tablet ya da toz halinde ticari formları bulunan alkalin peroksitler oldukça yaygın kullanım alanına sahiptir.

Tez çalışmamızda, Co-Cr alaşımından hazırlanan test örnekleri (n=120), rastgele 4 gruba ayrıldı (n=30). 2. ve 4. gruptaki toplam 60 adet Co-Cr metal örneğin yüzeyi Al_2O_3 ile kumlandı. Kalan örneklere yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmadı. 10 mm çapında ve 5 mm kalınlığındaki mum silindireler metal yüzeyine parmak basıncı ile yapıştırıldı ve mum atımı gerçekleştirildi. 3. grup (kumlama yapılmamış, n=30) ve 4. gruptaki (kumlama yapılmış, n=30) örneklerin alaşım yüzeyine metal primer uygulanarak tüm örneklerin ısı ile polimerize olan PMMA ile muflalama işlemine geçildi. Yüzey işlemi uygulanmayan (Grup 1, n=30), metal yüzeyine sadece kumlama uygulanan (Grup 2, n=30), metal yüzeyine sadece metal primer uygulanan (Grup 3, n=30) ve metal yüzeyine hem kumlama hem de metal primer uygulanan (Grup 4, n=30) örnekler; distile su (kontrol grubu), Corega temizleyici tablet (Stafford Miller, Waterford, Ireland) ve Protefix temizleyici tablet (Helago-Pharma GmbH Erfstadt, Germany) içeren solüsyonda bekletilmek üzere kendi içinde rastgele 3 gruba ayrıldı (n=10). Kontrol grubunu oluşturan örnekler (n=40), 6 gün boyunca distile suda bekletildi. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda; 1 adet Corega protez temizleyici tablet/200 ml ılık su oranını sağlayacak şekilde hazırlanan solüsyona konulan 40 adet örnek, 5 dk boyunca; 1 adet Protefix aktif temizleyici tablet/200 ml ılık su oranını sağlayacak şekilde hazırlanan solüsyona konulan 40 adet örnek, 3 dk boyunca solüsyonlarda bekletildi. Bu işlem günde 30 kez, 6 gün boyunca tekrarlandı. Böylelikle protezin 180 günlük kullanımı taklit edildi.

Test örnekleri, bağlanma dayanımını ölçmek için universal test cihazına yerleştirilerek rezin-metal ara yüzeyine makaslama tipi kuvvet uygulandı. Newton cinsinden elde edilen değerler, bağlanma yüzey alanına bölündü ($N/78,5 \text{ mm}^2$) ve Megapaskal'a (MPa) çevrildi.

Test edilen materyallerde, tüm solüsyon gruplarında hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan ile metal primer uygulanan; hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan ile kumlama+metal primer uygulanan; kumlama uygulanan ve kumlama+metal primer uygulanan gruplar arasında makaslama bağlanma dayanım değerleri bakımından farkların istatistiksel olarak önemli olduğu bulunmuştur ($P<0,01$). Yüzey işlemi ne olursa olsun temizlik yöntemleri arasında

makaslama bağlanma dayanım değerleri bakımından gözlenen farklar istatistiksel olarak önemli değildir ($P>0,05$).

Çalışmamızda kumlama işlemi ile primer uygulamasının beraber kullanılması, hiç yüzey işlemi uygulanmamış, tek başına kumlama veya tek başına metal primer uygulanmış gruplar ile karşılaştırıldığında bağlanma kuvvetini iyileştirmiştir. Ayrıca, tek başına metal primer uygulanması, tek başına kumlamadan daha yüksek bağlanma dayanıklılık değerleri ile sonuçlanmıştır. Ancak temizleme solüsyonlarının metal-akrilik rezin bağlantısı üzerine bir etkisinin olmaması, uygulama süresinin daha uzun olması gerektiği yönünde şüphe oluşturmuştur. Her ne kadar konu ile ilgili kaynaklar temizleme solüsyonlarının hem olumsuz etkilerinin gözlendiğini hem de herhangi bir etkilerinin olmadığını gösterse de sürenin daha uzun tutulmasının sonuçları etkileyebileceği kanaati oluşmuştur. Temizleme solüsyonlarında daha uzun süre bekletme ile kaynaklar arasındaki çelişkilerin ortadan kalkmasına yardımcı olunabilir.

Anahtar sözcükler: Akrilik rezin- kobalt-krom alaşımı arası bağlanma dayanıklılığı, Isı ile polimerize olan akrilik rezinler, Kimyasal protez temizleyicileri, Kobalt-Krom alaşımı, Makaslama bağlanma dayanım değerleri.

SUMMARY

The Effect of Chemical Denture Cleaners on the Shear Bond Strength Between Cobalt-Chrome Metal Alloy Applied in Different Surface Treatment and Acrylic Base Resins

Metal-acrylic combination denture base with cast alloyed metal part with removable partial denture; is a type of prosthesis which is widely used in cases of partial edentulousness. Cobalt-chromium alloys are the most preferred alloys in the construction of partial removable prostheses, and polymethylmethacrylates are the most commonly used base resins.

For the success of the removable partial prosthesis, it is essential to improve the bond strength of acrylic resin and metal interface. Although the roughening of the metal surface with Al_2O_3 containing sand particles, which are prominent with the use of other micro/macromechanical methods, increases the bond strength, the development of chemical systems has become the most important progress in this bond strength.

Alkaline peroxides, commercially available in tablet or powder form, are widely used for providing hygiene in removable partial dentures.

In our study, the test samples prepared from Co-Cr alloy ($n = 120$) were randomly divided into 4 groups ($n = 30$). A total of 60 Co-Cr metal samples in Group 2 and Group 4 were sandblasted with Al_2O_3 . No surface roughening was applied to the remaining samples. Wax rollers with a diameter of 10 mm and a thickness of 5 mm were glued to the metal surface with a finger pressure and test samples were dewaxed. Heat-polymerized denture base resin packed into the mold. The third group (without sandblasted, $n = 30$) and the 4th group (with sandblasted, $n = 30$) applied the metal primer to the alloy surface of the samples. No surface treatment (Group 1, $n = 30$), only sandblasting applied to metal surface (Group 2, $n = 30$), only metal primer applied to metal surface (Group 3, $n = 30$) and applied to metal surface both sandblasting and metal primer (Group 4, $n = 30$) examples; were randomly divided into 3 groups ($n = 10$; to be kept in distilled water (control group), solution containing the Corega cleaning tablet (Stafford Miller, Waterford, Ireland) and Protefix cleaning tablet (Helago-Pharma GmbH Erftstadt, Germany). The control group ($n = 40$) samples were kept in distilled water for 6 days. In accordance with the manufacturer's recommendations; 40 samples were left in 1 Corega prosthesis cleaner tablet / 200 ml of warm water for 5 minutes, other 40 samples were left in 1 Protefix active cleaner tablet / 200 ml warm water solution for 3 minutes. This procedure was repeated 30 times a day for 6 days. Thus, 180-day use of the prosthesis was simulated.

The test samples were placed on the universal test machine to measure the bond strength and the force type of shear bond stress was applied to the resin-metal interface. The values obtained in Newtons were divided into the bonding surface area ($N / 78,5 \text{ mm}^2$) and to convert into Megapascals (MPa).

In the materials tested in all solution groups, no surface treatment and the metal primer applied; no surface treatment and sandblasting + metal primer applied; was found that the differences between shear bond strength values of these groups were statistically significant ($P < 0.01$). Regardless of the surface treatment, the differences observed in terms of shear bond strength values between cleaning methods were not statistically significant ($P > 0.05$).

In the present study, the use of sandblasting and primer application improved the bonding strength compared to only sandblasting or only metal primer groups. Furthermore, the use of metal primer alone resulted in higher bonding strength values than sandblasting alone. However, the absence of any effect of the cleaning solutions on the metal-acrylic resin bond has been suspected that the application time should be longer. Although literature review showed that both the negative effects of cleaning solutions and the absence of any effects of cleaning solutions, it is believed that longer duration can affect the results. It may help to eliminate the contradictions between resources and longer periods of waiting in cleaning solutions.

Keywords: Chemical denture cleansers, Cobalt-Chromium alloy, Heat-polymerized acrylic resins, Shear bond strength, Shear bond strength between acrylic resin-cobalt-chromium alloy.



KAYNAKLAR

- 3M ESPE Rocatec bonding scientific product profile, erişim tarihi: 7.9.2018.
<https://multimedia.3m.com/mws/media/3167270/rocatectm-junior-bonding-system.pdf>
- ACIKALIN A, BUDAK EN, UCAR Y (2011). Geleneksel döküm ve kopya milled yöntemleri ile hazırlanan metal altyapıların iç uyumlarının karşılaştırılması. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, **28**: 169-76.
- AL-HURAIISHI H, MORAN J, JAGGER R, MACDONALD E (2013). Evaluation of stain removal and inhibition properties of eight denture cleansers: an in vitro study. *Gerodontology*, **30** :10-7.
- ANTONIADOU M, KERN M, STRUB JR (2000). Effect of a new metal primer on the bond strength between a resin cement and two high-noble alloys. *J Prosthet Dent*, **84**: 554-60.
- ANUSAVICE KJ, SHEN C, RAWLS HR (2012). Phillip's Science of Dental Materials, 12th ed. St. Louis-Missouri, WB Saunders, p.: 194-230.
- ARDA T, ARIKAN A (2005). An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *J Prosthet Dent*, **94**: 267-74.
- ARRUDA CN, SORGINI DB, OLIVEIRA VC (2015). Effects of denture cleansers on heat-polymerized acrylic resin-a five-year-simulated period of use. *Braz Dent J*, **26**: 404-8.
- ASGAR K (1988). Casting metals in dentistry: past present-future. *Adv Dent Res*, **2**: 33-4
- AYKENT F, OZYURTSEVEN A, USUMEZ S, INAN D (1998). Resin bağlı sabit protezlerde alternatif bir uygulama. *HÜ Diş Hek Fak Derg*, **22**: 43-6.
- BALTAG I, WATANABE K, MIYAKAVA O (2005). Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: influence of sprue direction and diameter on porosity in simplified circumferential clasps. *Dent Mater*, **21**: 530-7.
- BARZILAY L, FERRO FJ, FOWLER E, MYERS ML (1990). Comparison of bonding composite resin to three metals using Sebond. *J Dent Res*, **69**: 363.
- BAYRAKTAR G, TURFANER M, DURAN O (1998). Kimyasal temizlik solüsyonlarının akrilik kaide materyalinin renk değişimine etkisi. *İÜ Diş Hek Fak Derg*, **32**: 39-45.
- BERTE JJ, BRANDT RL, BAKER PS (1993). Use of tin plating instrument to strengthen bond between metal and resin luting agent. *J Prosthet Dent*, **69**: 347-9.
- BEUER F, SCHWEIGER J, EDELHOFF D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, **204**: 505-11.
- BRUDVIK JS (1999). Advanced Removable Partial Dentures, 1th Ed, Batavia, Quintessence Pub Co, p: 22-30.

- BUDANUR E (2006). Termal döngülerle yaşlandırma sonrası çeşitli içecek ve protez temizleyicilerinin, farklı yöntemlerle polimerize edilen protez kaide materyallerinin renk stabilitesine etkisinin incelenmesi, Uzmanlık tezi. İÜ Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul.
- BULBUL M (2007). Hareketli bölümlü protezlerde metal-akrilik rezin bağlanma dayanımı ve kenar sızıntısına metal primerlerin etkisi, Doktora tezi. SÜ Diş Hekimliği Fakültesi, Konya.
- BULBUL M, KESİM B (2010). The effect of primers on shear bond strength of acrylic resins to different types of metals. *J Prosthet Dent*, **103**: 303-8.
- BUMGARDNER JD, LUCAS LC (1995). Cellular response to metallic ions released from nickel-chromium dental alloys. *J Dent Res*, **74**: 1521-7.
- CAGLAR I, ATES SM, YESİL DUYMUS Z, SİSİCİ T (2017). İki farklı bağlayıcı ajan ve termal siklus uygulamasının kobalt-krom alaşımı-akrilik rezin makaslama bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi. *Türkiye Klinikleri*, **23**: 17-23.
- CAKAN U, KARA O, KARA HB (2015). Effects of various denture cleansers on surface roughness of hard permanent relined resins. *Dent Mater J*, **34**: 246-51.
- CALIKKOCAOĞLU S (1996). Bölümlü Protezler, 3. Baskı, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İstanbul. s.: 74-82.
- CAMPANHA NH, PAVARINA AC, VERGANI CE (2005). Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent*, **93**: 483-7.
- CAN G, ERSOY E, AKSU ML (2014). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, 1. Baskı, Yurtmim Yayıncılık, Ankara. s.: 195-215.
- CANAY S, OKTEMER M (1992). In vitro corrosion behaviour of 13 prosthodontic alloys. *Quint Int*, **23**: 279-87.
- CARRACHO AJL, CHAPPEL RP, GLAROS AG, PURK JH (1991). Effect of storage and thermocycling on the shear bond strength of three dentinal adhesives. *Quintessence Int*, **22**: 745-52.
- CONCEICAO EN, GOES MF, CONSANI S (1994). Chemical etching solutions for creating micromechanical retention in resin bonded retainers, *J Prosthet Dent*, **71**: 303-9.
- CRAIG RG, O'BRIEN WJ, POWERS JM (1996). Dental Materials, Properties and Manipulation, 6th Ed, St. Louis, Mosby. p.: 230-42.
- CRAIG RG, POWERS JM (2002). Restorative Dental Materials, 11th Ed, St. Louis, Mosby. p.: 163-84.
- CRAIG RG, POWERS JM, WATAHA JC (2000). Dental Materials, Properties and Manipulation, 7th Ed, St. Louis, Mosby. p.: 221-41.
- DE SOUZA RF, DE FREITAS OLIVEIRA PARANHOS H, LOVATO DA SILVA CH, ABU-NABAA L, FEDOROWICZ Z, GURGAN CA (2009). Interventions for cleaning dentures in adults. *Cochrane Database Syst Rev*, **7**:CD007395.

- DIKBAS I, KOKSAL T (2005). Derleme: Hareketli protezlerin temizlenmesinde ve dezenfeksiyonunda kullanılan maddeler ve yöntemler. *HÜ Diş Hek Fak Derg*, **29**: 16-27.
- DURAN I (2017). Diş hekimliğinde metal alaşımları. *Türkiye Klinikleri*, **3**: 164-9.
- ERSU B, YUZUGULLU B, CANAY S (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *HÜ Diş Hek Fak Derg*, **32**: 58-72.
- FELIPUCCI DN, DAVI LR, PARANHOS HF (2011a). Effect of different cleansers on the weight and ion release of removable partial denture: an in vitro study. *J Appl Oral Sci*, **19**: 483-7.
- FELIPUCCI DN, DAVI LR, PARANHOS HF, BEZZON OL, SILVA RF, PAGNANO VO (2011b). Effect of different cleansers on the surface of removable partial denture. *Braz Dent J*, **22**: 392-7.
- FELTON D, COOPER L, DUQUM I, MINSLEY G, GUCKES A, HAUG S (2011). Evidence-based guidelines for the care and maintenance of complete dentures: a publication of the American College of Prosthodontists. *J Am Dent Assoc*, **142**: 1-20.
- FLOOD AM (1989). Resin bonded prostheses: Clinical guidelines. *Aust Dent J*, **34**: 209-18.
- GARCIA RCMR, SOUZA JA, RACHED RN (2004). Effect of denture cleansers on the surface roughness and hardness of a microwave cured acrylic resin and dental alloys. *J Prosthodont*, **13**: 173-8.
- GATES W, DIAZ-ARNOLD AM, AQUILINO S, RYTHER JS (1993). Comparison of the adhesive strength of a BIS-GMA cement to tin-plated and non-tin-plated alloys. *J Prosthet Dent*, **69**: 12-16.
- HAMMAD IA, TALIC YF (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature. *J Prosthet Dent*, **75**: 602-8.
- HAYAKAWA T, HORIE K, AIDA M, KANAYA H, KOBAYASHI T, MURATA Y (1992). The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dent Mater*, **8**: 238-40.
- HONG G, MURATA H, LI Y, SADAMORI S, HAMADA T (2009). Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent*, **101**: 205-13.
- IMBERY TA, EVANS DB, KOEPPEN RG (1993). A new method of attaching cast gold occlusal surfaces to acrylic resin denture teeth. *Quintessence Int*, **24**: 29-33.
- JAIN SG, MAGDUM D, KARAGIR A, PHARANE P (2015). Denture cleansers: a review. *IOSR-JDMS*, **14**: 94-6.
- JEYAPALAN K, KUMAR JK, AZHAGARASAN NS (2015). Comparative evaluation of the effect of denture cleansers on the surface topography of denture base materials: An in-vitro study. *J Pharm Bioallied Sci*, **7**: 548-53.
- KAHVECIOGLU S (2006). Dört ayrı tip metal yüzeye uygulanan farklı adeziv primerların, yapıştırıcı simanın makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi, SÜ Diş Hekimliği Fakültesi, Konya.

- KALRA S, KHARSAN V, KALRA NM (2015). Comparative evaluation of effect of metal primer and sandblasting on the shear bond strength between heat cured acrylic denture base resin and cobalt-chromium alloy: An in vitro study. *Contemp Clin Dent*, **6**: 386-91.
- KANSU G (1991). Ağızda kullanılan muhtelif metal alaşımlarının biyolojik uyumluluklarının toksik ve allerjenik potansiyeller yönünden değerlendirilmesi. Doktora tezi, AÜ Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.
- KANSU G, KESKIN Y, MISIRLIGIL (1999). Akrilik rezin kaide materyalinin sterilizasyonunda mikrodalga enerjisinin etkisi. *Türkiye Klinikleri*, **5**: 19-25.
- KAPPERT HF, SCHRECK U, PRUNTE H, BARUCHA A, ERPELDING E, BANHOLZER M (1989). Testing metal/acrylic bonds for shear strength, axial tensile strength and maximum bending stress. *Dtsch Zahnarztl Z*, **44**: 879-81.
- KAWAGUCHI T, SHIMIZU H, LASSILA L, VALLITTU P, TAKAHASHI Y (2011). Effect of surface preparation on the bond strength of heat-polymerized denture base resin to commercially pure titanium and cobalt-chromium alloy. *Dent Mater J*, **30**: 143-50.
- KERN M, THOMPSON VP (1993). Sandblasting and silicoating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater*, **9**: 155-61.
- KEYF F, GUNGOR T (2003). Comparison of effects of bleach and cleansing tablet on reflectance and surface changes of a dental alloy used for removable partial dentures. *J Biomater Appl*, **18**: 5-14.
- KIM JY, PFEIFFER P, NIEDERMEIER W (2003). Effect of laboratory procedures and thermocycling on the shear bond strength of resin-metal bonding systems. *J Prosthet Dent*, **90**: 184-9.
- KIM SS, VANG MS, YANG HS, PARK SW, LIM HP (2009). Effect of adhesive primers on bonding strength of heat cure denture base resin to cast titanium and cobalt-chromium alloy. *J Adv Prosthodont*, **1**: 41-6.
- KIM-HAI N, ESQUIVEL-UPSHAW J, CLARK AE (2003). Surface treatments to improve bond strength in removable partial dentures. *Gen Dent*, **51**: 402-4.
- KOJIMA K, KADOMA Y, IMAI Y (1987). Adhesion to precious metals utilizing triazine dithione derivative monomer. *J Jpn Soc Dent Mater Devices*, **6**: 702-7.
- KOURTIS SG (1997). Bond strengths of resin-to-metal bonding systems. *J Prosthet Dent*, **78**: 136-45.
- KRATOCHVIL FJ (1991). *Partial Removable Prosthodontics*, 3rd Ed, St. Louis, Mosby. p.: 44-60.
- KRUEGER GE, DIAZ-ARNOLD AM, AQUILINO SA, SCANDRETT (1990). A comparison of electrolytic and chemical etch systems on the resin to metal tensile bond strength, *J Prosthet Dent*, **64**: 610-7.
- LAUFER BZ, NICHOLLS JI, TOWNSEND JD (1988). SiO_x-C coating: a composite-to metal bonding mechanism. *J Prosthet Dent*, **60**: 320-7.

- LIM HP, KIM SS, YANG HS, VANG MS (2010). Shear bond strength and failure types of polymethyl methacrylate denture base resin and titanium treated with surface conditioner. *Int J Prosthodont*, **23**: 246-8.
- LIN T, CHANG H, CHUNG K (1990). Interfacial strengths of various alloy surface treatments for resin-bonded fixed partial denture, *J Prosthet Dent*, **64**: 158-62.
- LIVADITIS GJ, THOMPSON V P (1982). Etched castings: An improved retentive mechanism for resin-bonded retainers. *J Prosthet Dent*, **47**: 52-8.
- LIVADITIS, GJ (1986). A chemical etching system for creating micro mechanical retention in resin bonded retainers. *J Prosthet Dent*, **56**: 181-8.
- MATINLINNA JP, VALLITTU K (2007). Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil*, **34**: 622- 30.
- MATSUDA Y, YANAGIDA H, IDE T, MATSUMURA H, TANOUE N (2010). Bond strength of poly (methyl methacrylate) denture base material to cast titanium and cobalt-chromium alloy. *J Adhes Dent*, **12**: 223-9.
- MATSUMURA H, KAWAHARA M, TANAKA T, ATSUTA M (1991). Surface preparations for metal frameworks of composite resin veneered prostheses made with an adhesive opaque resin. *J Prosthet Dent*, **66**: 10-5.
- MAY KB, FOX J, RAZZOOG ME, LANG BR (1995). Silane to enhance the bond between polymethyl methacrylate and titanium. *J Prosthet Dent*, **73**: 428-31.
- MAY KB, RUSSELL MM, RAZZOOG ME, LANG BR (1993). The shear strength of polymethyl methacrylate bonded to titanium partial denture framework material. *J Prosthet Dent*, **70**: 410-3.
- MCLEAN JW (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics-Vol:1., 2. Ed*, Chicago, Quintessence Publishing Co Inc., p.: 125-39.
- MCLEAN JW (1983). The metal ceramic restoration. *Dent Clin North Am*, **27**: 747-61.
- MIMA EG, PAVARINA AC, NEPELENBROEK KH (2008). Effect of different exposure times on microwave irradiation on the disinfection of a hard chairside relined resin. *J Prosthodont*, **17**: 312-7.
- MINAMI H, MURAHARA S, SUZUKI S, TANAKA T (2017). Effect of metal primers on bond strength of a composite resin to nickel-chrome metal alloy. *Braz Dent J*, **28**: 210-5.
- MOHSIN A (2011). Effect of primers on the shear bond strength of two types of acrylic resin to Co-Cr partial denture alloy. *Pakistan Oral & Dent J*, **31**: 464-9.
- MUSIL R, TILLER H (1984). Die molekulare kopplung der kunststoff-verblendung an die legierungs oberfläche. *Dent Lab*, **32**: 1155-61.
- NABADALUNG DP, POWERS JM (1998a). Effectiveness of adhesive systems for a Co-Cr removable partial denture alloy. *J Prosthodont*, **7**: 17-25.

- NABADALUNG DP, POWERS JM, CONNELLY ME (1998b). Comparison of bond strengths of denture base resins to treated nickel-chromium-beryllium alloy. *J Prosthet Dent.* **80**: 354-61.
- NAYLOR WP (2009). Fundamentals of spruing, investing and casting, 2nd Ed, Illinois, Quintessence Publishing Co. p.: 83-107.
- O'BRIEN, WILLIAM J (2002). Dental Materials and Their Selection, 3rd Ed, Chicago, Quintessence Pub. Co, Inc., p.: 122-34.
- O'BRIEN, WILLIAM J (2008). Dental Materials and Their Selection. 4th Ed., Chicago, Quintessence Pub. Co, Inc., p.: 81-97.
- O'BRIEN, WILLIAM J (1997). Dental Materials and their selection, 2nd Ed., Chicago, Quintessence Pub. Co, Inc., p.: 156-67.
- OHKUBO C, WATANABE I, HOSOI T, OKABE T (2000). Shear bond strengths of polymethyl methacrylate to cast titanium and cobalt-chromium frameworks using five metal primers. *J Prosthet Dent.* **83**: 50-7.
- OHKUBO C, KONO H, TANAKA Y, WATANABE I (2005). Shear bond strength of resin composite to magnetic Fe-Pt alloy. *J Prosthet Dent.* **5**: 478-82.
- ORHAN AI, TULGA OZ F (2011). Sık kullanılan bağlanma dayanım test metotları: derleme çalışması. *Türkiye Klinikleri*, **2**: 31-40.
- OZCAN M (2003). Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods. Thesis at the University of Groningen, Holland.
- OZCELIK TB, YILMAZ B, OZCAN I, KIRCELLI C (2008). Colorimetric analysis of opaque porcelain fired to different base metal alloys used in metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, **99**: 193-202.
- OZTURK O, GULTEKIN M (2017). Protez temizleyici solüsyonların ısı ile polimerize olan akrilik rezinin mikro sertliğine etkisi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* **27**: 7-11.
- PARANHOS HF, PERACINI A, PISANI MX, OLIVEIRA VDC, DE SOUZA RF, LOVATO CHS (2013). Color stability, surface roughness and flexural strength of an acrylic resin submitted to simulated overnight immersion in denture cleansers. *Braz Dent J*, **24**: 152-6.
- PARANHOS HF, SILVA-LOVATO CH, SOUZA RF, CRUZ PC, FREITAS KM, PERACINI A (2007). Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation. *J Oral Rehabil*, **34**: 606-12.
- PAVARINA AC, NEPELENBROEK KH, GUINESI AS (2005). Effect of microwave disinfection on the flexural strength of hard chairside reline resins. *J Dent*, **33**: 741-8.
- PHILLIPS RW (1991), Science of Dental Materials, 9th Ed, Philadelphia: W.B. Saunders Co. p.: 97-101.
- POLYZOIS GL, FRANGO MJ, ANDREOPOLULOS AG (1991). The effect of bonding agents on the bond strength of facial silicone elastomers to a visible light-activated resin, *Int J Prosthodont*, **4**: 440-4.

- POWERS JM, SAKAGUCHI RL (2006). Craig's Restorative Dental Materials, 12th Ed, St. Louis, Elsevier. p.: 360-75.
- QUAAS AC, HEIDE S, FREITAG S, KERN M (2005). Influence of metal cleaning methods on the resin bond strength to NiCr alloy, *Dent Mater*, **21**: 192-200.
- RETIEF DH (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*, **4**: 231-6.
- RIBEIRO DG, PAVARINA AC, DOVIGO LN (2009). Denture disinfection by microwave irradiation: a randomized clinical study. *J Dent*, **37**: 666-72.
- ROTHFUSS LG, HOKETT SD, HONDRUM SO (1998). Resin to metal bond strengths using two commercial systems. *J Prosthet Dent*, **79**: 270-2.
- SAKAGUCHI RL, POWERS JM (2012). Craig's Restorative Dental Materials, 13th Ed, St. Louis, Elsevier Mosby. p.: 253-69.
- SALLES MM, BADARÓ MM, ARRUDA CN, LEITE VM, SILVA CH, WATANABE E, OLIVEIRA VDE C, PARANHOS HDE F (2015). Antimicrobial activity of complete denture cleanser solutions based on sodium hypochlorite and ricinus communis-a randomized clinical study. *J Appl Oral Sci*, **23**: 637-42.
- SANOHKAN S, URAPEPON S, HARNIRATTISAI C, SIRISINHA C, SUNINTABOON P (2012). Shear bond strength between autopolymerizing acrylic resin and Co-Cr alloy using different primers. *Dent Mater J*, **31**: 765-71.
- SANTOS EC, SHIOMI M, OSAKADA K, LAOUI T (2006). Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Mach Tools Manufact*, **46**: 1459-68.
- SCHAFFER H, PIFFER A (1990). Evaluation of the electrolytic etching depth of a Ni-Cr base alloy used in resin bonded cast restoration, *J Prosthet Dent*, **64**: 680-3.
- SCHWINDLING FS, RAMMELSBERG P, STOBER T (2014). Effect of chemical disinfection on the surface roughness of hard denture base materials: a systematic literature review. *Int J Prosthodont*, **27**: 215-25.
- SHARP B, MORTON D, CLARK AE (2000). Effectiveness of metal surface treatments in controlling microleakage of the acrylic resin-metal framework interface. *J Prosthet Dent*, **84**: 617-22.
- SHELLABEAR M, NYRHILA O (2004). DMLS-Development, History and State of the Art, presented at LANE Conference, Erlangen, Germany, Sept. 21-24.
- SHIMIZU H, KURTZ KS, TACHII Y, TAKAHASHI Y (2006). Use of metal conditioners to improve bond strengths of autopolymerizing denture base resin to cast Ti-6Al-7Nb and Co-Cr. *Journal of Dent*, **34**: 117-22.
- SUN J, ZHANG FQ (2012). The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont*, **21**: 641-4.
- TAMARI I (1983). Failures in removable partial dentures, *Quintessence Int*, **1**: 23-9.
- TERADA Y, SAKAI T, HIRAYASU (1989). The masking ability of an opaque porcelain: a spectrophotometric study. *Int J Prosthodont*, **2**: 259-64.

- ULUSOY M, AYDIN K (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler, 2. Basım, Ankara, Ankara Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Yayınları. s.: 122-90, 638.
- UNLU A, ALTAY OT, SAHMALI S (1996). The role of denture cleansers on the whitening of acrylic resins. *Int J Prosthodont*, **9**: 266-70.
- VAN NOORT R (2002). Introduction to Dental Materials, 2nd Ed., St. Louis, Mosby. p.: 56-64.
- VASCONCELOS GLL, CURYLOFO PA, RAILE PN, MACEDO AP, PARANHOS HFO, PAGNANO VO (2018). Effect of alkaline peroxides on the surface of cobalt chrome alloy: an in vitro study. *J Prosthodont*. **1**: 1-5.
- WATAHA JC (2002). Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*, **87**: 51-63.
- WATAHA JC, CRAIG RG, HANKS CT (1991). The release of elements of dental casting alloys into cellculture medium. *J Dent Res*, **70**: 1014-8.
- YAMASHITA A, YAMAMI T (1982). Procedures for applying adhesive resin (MMA-TBB) to crown and bridge restorations. Part 1. The influence of dental non-precious alloys and the treatment of inner surface of metal to adhesion. *Journal of Japan Prosthodontic Society*, **26**: 584-6.
- YATMAZ PI (1996). İki adeziv sistemin metal-rezin bağlanma dirençlerinin in-vitro koşullarda incelenmesi. Doktora Tezi, SÜ Diş Hekimliği Fakültesi, Konya.
- YOSHIDA K, KAMADA K, ATSUTA M (1999). Adhesive primers for bonding cobalt chromium alloy to resin. *J Oral Rehab*, **26**: 475-8.
- YOSHIDA K, KAMADA K, TANAGAWA M, ATSUTA M (1996). Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal. *J Prosthet Dent*, **75**: 254-61.
- YOSHIDA K, TAIRA Y, SAWASE T, ATSUTA M (1997). Effects of adhesive primers on bond strength of self-curing resin to cobalt-chromium alloy. *J Prosthet Dent*, **77**: 617-20.
- ZAIMOGLU A, CAN G, ERSOY AE, AKSU L (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara Üniversitesi Basımevi, 1. Baskı, Ankara. s.: 180-2, 489-512.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ümran Yılmaz

Akademik Ünvanı : Araştırma Görevlisi

Doğum Yeri ve Yılı : Ankara, 1990

Medeni Hali : Bekar

İş Adresi : Ankara Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Beşevler,
Ankara

Telefon No : 0534 632 66 85

Faks No : 0312 212 3954

e-posta : yilmaz_umran@hotmail.com
yilmazu@ankara.edu.tr

Eğitim Durumu

Lise : Ankara Atatürk Anadolu Lisesi
(2008)

Üniversite : Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
(2014)

Uzmanlık : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş
Tedavisi Anabilim Dalı (2016-2019)

BİLİMSEL DOSYA

BİLİMSEL TOPLANTILARDA SUNULAN VE BİLDİRİ KİTABINDA BASILAN BİLDİRİLER

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler:

Sözlü bildiriler:

1. **Yılmaz U.**, Erdog M., Uctasli S.

İki-implant destekli overdenture uygulamaları ile ilişkili komplikasyonlar, TDB 23. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 21-24 Eylül 2017, İstanbul-TÜRKİYE

(Complications related with two-implant retained overdentures, Certificate of Oral Presentation, TDB 23th International Dental Congress, September 21-24 2017, Istanbul-TURKEY)

2. **Yılmaz U.**, Uctasli S., Erdog M., Lassila L.

Farklı yapıda diş renginde indirekt restoratif materyallerin ultraviyole yaşlandırma önce ve sonra yüzey pürüzlülük (Ra) değerlerinin karşılaştırılması, TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 27-30 Eylül 2018, Ankara-TÜRKİYE

(Comparision of surface roughness (Ra) of different types of tooth-coloured indirect restorative materials before and after ultraviolet aging, Certificate of Oral Presentation, TDB 24th International Dental Congress, September 27-30 2018, Ankara- TURKEY)

Poster bildiriler:

1. Erdog M., **Yilmaz U.**

The role of primer stability immediate loading of single tooth implant: A case report. PIEG DIA 8th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, May 19-22, 2016 Antalya, TURKEY

2. **Yilmaz U.**, Kansu G.

Replacement of congenitally missing maxillary lateral incisors using screw retained implant prosthesis in the esthetic zone: A case report with 1 year follow-up, 22nd BaSS Congress May 4-6, 2017 Makedonia Palace, Thessaloniki

3. **Yilmaz U.**, Uctasli S.

Management of Abutment Screw Loosening: Reports of Cases, 9th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, November 9-12, 2017, Belgrade-SERBIA

4. **Macit S.**, Yilmaz U.

Cement Retained Implant Prostheses with Custom and Standard Abutments; A Case Report

5. **Yilmaz U.**

The Effects and Management of Parafunctional Activities in Implant-Supported Fixed Dental Prostheses: A Case Report, PIEG DIA 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology May 10-13, 2018 Antalya-TURKEY

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler:

Poster bildiriler:

1. **Yılmaz U., Kansu G.**

Tam Dişsizlik Gösteren Hastada İleri Cerrahi Teknik Kullanılmaksızın Uygulanan Protetik Yaklaşım: All-on-four, 6. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Dicle Sempozyumu, 2-4 Kasım 2018, Diyarbakır

Katıldığı Yurtdışı Çalışmalar:

1. Farklı yapıda diş renginde indirekt restoratif materyallerin ultraviyole yaşlandırma önce ve sonra yüzey pürüzlülük (Ra) değerlerinin karşılaştırılması

Turku University/Turku Clinical Biomaterials Centre/ Turku-FINLAND, 1-15 Haziran 2017

2. Dental Implantology Congress TAG Dental Implant Systems, Tel Aviv-ISRAEL, 19-22 Mayıs 2017

Sertifikalar, Kurslar ve Bilimsel Kuruluşlara Üyelikleri:

Sertifikalar

PraticOSS Pratical Dental Implant Systems Uygulamalı İmplantoloji Eğitimi, 2015

Lamina Venerler ile Gülüş Tasarımı: Yeni Materyaller ve Basitleştirilmiş Teknikler, İmplant Başarısında Üst Yapının Rolü konulu seminer katılım belgesi, Estetik Diş Hekimliği Akademisi Derneği (EDAD) 20 Şubat 2016, Ankara

PIEG DIA 8th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, May 19-22, 2016 Antalya, TURKEY

22nd BaSS Congress May 4-6, 2017 Makedonia Palace, Thessaloniki

TDB 23. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, sözlü sunum sertifikası, 21-24 Eylül 2017, İstanbul-TÜRKİYE

TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, sözlü sunum sertifikası, 27-30 Eylül 2018, Ankara-TÜRKİYE

PIEG DIA 9th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, November 9-12, 2017, Belgrade-SERBIA

Üst Çene Ön Bölgede İmplant Uygulamaları Katılım Sertifikası, 27-28 Ocak 2018, Ankara

PIEG DIA 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology May 10-13, 2018 Antalya-TURKEY

Uluslararası Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Dicle Sempozyumu 2-4 Kasım 2018

Üyelikler

TDB ve TPİD üyeliği