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

HAREKETLİ BÖLÜMLÜ PROTEZLERDE METAL-AKRİLİK REZİN BAĞLANMA DAYANIMI VE KENAR SIZINTISINA METAL PRİMERLERİN ETKİSİ

DOKTORA TEZİ

Mehmet BÜLBÜL

Danışman
Prof. Dr. Bülent KESİM

KONYA-2007

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ …….....……...….1-2

2. LİTERATÜR BİLGİ …….....3-36

2.1. Tanımlama ..... ……..3

2.2. Hareketli Bölümlü Protezin Tarihçesi ve Gelişimi 3

2.3. Metaller ve Metal Alaşımları .....…….....5

2.3.1. Metal Alaşımların Yapısı 5

2.3.2. Dental Metal ve Alaşımlarda Terminolji …….....6

2.3.3. Dental Alaşımların Sınıflandırılması …….....……7

2.3.3.1. Soy metal alaşımları 9

2.3.3.1.A. Palladyum Alaşımları …….....……9

2.3.3.1.A.A. Palladyum-Gümüş alaşımları …….....……....9

2.3.3.1.A.B. Palladyum-Bakır alaşımları . …….....……...…….....9

2.3.3.1.A.C. Palladyum-Kobalt alaşımları …….....…….....10

2.3.3.1.B. Altın alaşımları …….....…..…..10

2.3.3.1.B.A. Altın-Platin-Palladyum alaşımları .....……....10

2.3.3.1.B.B. Altın-Palladyum alaşımları ……...…...……...……10

2.3.3.1.B.C. Altın-Palladyum-Gümüş alaşımları ……....……....11

2.3.3.2. Baz Metal Döküm Alaşımları .....……..……11

2.3.3.2.A. Hareketli bölümlü protezde kullanılanlar .....……....……...12

2.3.3.2.A.A. Kobalt-Krom (Co-Cr) .....…….....12

2.3.3.2.A.B. Kobalt-Krom-Nikel (Co-Cr-Ni) .....……..……..13

2.3.3.2.A.C. Nikel-Krom (Ni-Cr) .....……..…….....13

2.3.3.2.A.D. Titanyum (Ti) .....…….....14

2.3.3.2.A.D.A Titanyumun yapısal özellikleri .....……..…….....14

2.3.3.2.A.D.B. Titanyumun Kimyasal yapısı .....……...……..15

2.3.3.2.A.D.C. Titanyumun Biyolojik özellikleri .....…….....15

2.3.3.2.A.D.D. Titanyumun dökümü .....……..…….....16

2.3.3.2.A.D.D.A. Elektrik ark ve basınç/vakum ile yapılan döküm sistemi 16

2.3.3.2.A.D.D.B. Elektrik ark ve santrifüj ile yapılan döküm sistemi 17

2.4. Akrilik Rezinler (Polimerler)……...…….....……...17

2.4.1. Isı ile polimerize olan rezinler ……...18

2.4.1.1. Konvansiyonel akrilik rezinler .....…….....19

2.4.1.1.A. Güçlendirilmemiş konvansiyonel akrilik rezinler 19
2.4.1.1.B. Güçlendirilmiş konvansiyonel akrilik rezinler 19
2.4.1.2. Yüksek etkili akrilik rezinler 20
2.4.1.3. Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinler 20
2.4.2. Kimyasal olarak polimerize olan rezinler 21
2.4.3. Işıkla polimerize olan rezinler 21
2.4.4. Enjeksiyon döküm sistemli rezinler 22
2.5. Metal-Akrilik Rezin Bağlantısı 22
2.5.1. Makro-mekanik retansiyon yöntemleri 24
2.5.2. Mikro-mekanik retansiyon yöntemleri 24
a) Kumlama 25
b) Elektrolitik pürüzlendirme 26
c) Kimyasal pürüzlendirme 27
2.5.3. Kimyasal / mikro-mekanik retansiyon kombinasyonları 27
2.5.3.1. Metal primerleri 28
2.5.3.2. 4-META adeziv rezin tekniği 28
2.5.3.3. Opaker Verbund sistem 29
2.5.3.4. Adeziv rezinler ve simanlar 29
2.5.3.5. Silan primerleri 29
2.5.3.6 Rocatec sistemi 30
2.5.3.7. Sebond MKV sistemi 30
2.5.3.8. Silicoater MD sistemi 31
2.6. Bağlanma Testleri 31
2.6.1. Makaslama tip strese karşı bağlanma dayanımı 32
2.7. Termal döngü 32
2.8. Mikro sızıntı tespit yöntemleri 33
2.8.1. Boya penetrasyon yöntemi 34
2.8.2. Hava basıncı yöntemi. 35
2.8.3. Bakteriyel çalışmalar 35
2.8.4. Radyoaktif izotop yöntemi 35
2.8.5. Kimyasal işaretleyiciler 35
2.8.6. Nötron aktivasyon analizi 36
2.8.7. Elektrokimyasal çalışmalar 36
2.8.8.Tarama mikroskop analizi 36

3.MATERYAL VE METOT 37-51
3.1.Mum Örneklerin Elde Edilmesi 37
3.1.1.Metal Örneklerin Elde Edilmesi 38
-Co-Cr Örnekler 38
-Au-Ag-Pt Örnekler 39
-Ti Örnekler 39
3.1.2. Metal Örneklerin Yüzey Hazırlığı 41
3.2. Akrilik Rezinlerin Uygulanması.....42
3.2.1. Isı İle Polimerize Olan Akrilik Rezin Uygulanması 42
3.2.2. Otopolimerizan Akrilik Rezin Uygulanması 45
3.2.3. Mikroldalga İle Polimerize Olan Akrilik Rezin Uygulanması 46
3.3. Testlerin Uygulanması 48
3.3.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi 48
3.3.2. Mikro sızıntı Testi 49
3.4. Kırılma Analizi 50
3.5. İstatistik Değerlendirme 50
4.BULGULAR 52-67
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları 52
4.2. Mikro sızıntı Ölçüm Bulguları 57
5. TARTIŞMA ve SONUÇ 68-89
Bağlantı Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....82
Mikro sızıntı Sonuçlarının Değerlendirilmesi 85
Sonuçlar 88
6. ÖZET 90-91
7. YABANCI DİLDE ÖZET 92-93
8. KAYNAKLAR 94-105
9. ÖZGEÇMİŞ 106
10. TEŞEKKÜR 107

RESİM LİSTESİ

Resim 3.1 Mum örnekler için hazırlanan paslanmaz çelik kalıp

Resim 3.2 Akrilik rezin uygulamasına hazır zımparalanan ve kumlanan örnekler

Resim 3.3 12 adet örnek gömülen konvansiyonel mufla.

Resim 3.4 Otopolimerizan akrilik rezin içine yerleştirilen plastik kalıp

Resim 3.5 FRP mufla ve gömülen 12 örnek

Resim 3.6 Basma-koparma-çekme cihazına yerleştirilen örnek

Resim 3.7 Mikro sızıntı için seçilen ölçüm noktaları

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1. Ti'un fiziksel ve mekanik özellikleri
Tablo 3.1. Kullanılan metal alaşımları, kompozisyonları ve üretici firmaları
Tablo 3.2. Kullanılan akrilik rezinler ve üretici firmalar
Tablo 3.3. Kullanılan metal primerler, içerikleri ve üretici firmalar
Tablo 4.1. Ti alaşım örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerleri (MPa)
Tablo 4.2. Co-Cr alaşım örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerleri (MPa)
Tablo 4.3. Au alaşım örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerleri (MPa)
Tablo.4.4. Metaller, akrilik rezinler ve primerler arasında makaslama bağlanma dayanımlarının çok yönlü varyans analizi sonuçları
Tablo 4.5 Metal alaşımların Tukey HSD testi sonuçları (MPa)
Tablo 4.6. Akrilik rezinlerin Tukey HSD testi sonuçları (MPa)
Tablo 4.7. Kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (MPa)
Tablo 4.8. Ti alaşım örneklerin Tukey HSD testi sonuçları (MPa)
Tablo 4.9. Cr-Co örneklerin Tukey HSD testi sonuçları (MPa)
Tablo 4.10. Au alaşım örneklerin Tukey HSD testi sonuçları (MPa)
Tablo 4.11. Ti alaşım örneklerin mikro sızıntı değerleri (mm)
Tablo 4.12. Co-Cr alaşım örneklerin mikro sızıntı değerleri (mm)
Tablo 4.13. Au alaşım örneklerin mikro sızıntı değerleri (mm)
Tablo 4.14. Metaller, akrilik rezinler ve primerler arasında mikro sızıntı değerlerinin çok yönlü varyans analizi sonuçları
Tablo 4.15. Metal alaşımların mikro sızıntı değerlerinin Tukey HSD testi sonuçları (mm)
Tablo 4.16. Kullanılan akrilik rezinlerdeki mikro sızıntı değerlerinin Tukey HSD testi sonuçları (mm)
Tablo 4.17. Kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)
Tablo 4.18.Ti'da ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)
Tablo 4.19.Ti'da otopolimerizan akrilik rezinle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)
Tablo 4.20.Ti'da mikrodalga akrilik reziniyle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)
Tablo 4.21. Co-Cr alaşımında ısı ile polimerize olan akrilik rezinle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)

Tablo 4.22. Co-Cr alaşımında otopolimerizan akrilik rezinle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)
Tablo 4.23. Co-Cr alaşımı'nda mikrodalga akrilik reziniyle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)
Tablo 4.24. Au alaşımında ısı ile polimerize olan akrilik rezinle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)
Tablo 4.25. Au alaşımda otopolimerizan akrilik rezinle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)
Tablo 4.26. Au alaşımında mikrodalga akrilik reziniyle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 4.1. Ti alaşımına bağlanan akrilik rezinlerin primerlere göre mikro sızıntı değerleri (mm)

Grafik 4.2. Co-Cr alaşımına bağlanan akrilik rezinlerin primerlere göre mikro sızıntı değerleri (mm)

Grafik 4.3. Au alaşım alaşımına bağlanan akrilik rezinlerin primerlere göre mikro sızıntı değerleri (mm)

Grafik 4.4. Tüm örneklerin mikro sızıntı miktarları ve makaslama bağlanma dayanım değerleri

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliği uygulamalarında hekim ve hasta beklentilerinin karşılanabilmesi amacıyla bilimsel araştırmalar hızla sürdürülmektedir. Diş hekimliğindeki olumlu gelişmeler etkin fonksiyon ve iyi bir estetik sağlamak için protetik çalışmalara da yansımaktadır. Halen restorasyonlarda kullanılan malzemelerle ilgili çalışmalar gelişerek devam etmektedir.

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 karşılaşılmaktadır. Kimyasal komponentleri tamamen farklı olan bu iki materyalde karşımıza çıkan 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 vb işlemlerle de kimyasal bağlantı elde edilmeye çalışılmaktadır.

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 ve mikro sızıntıyı azaltmak için kimyasal bağlantı teknikleri üzerinde çalışmalar yenidir ve halen gelişmektedir.

Bu çalışmanın amacı, metal alaşımları ile akrilik rezinler arasında kimyasal bağlantı sağlayan primerlerin bağlanma dayanımına ve mikro sızıntıya etkilerini incelemektir.

2. LİTERATÜR BİLGİ

2.1. Tanımlama

Uygun yapay maddeler kullanılarak dişlerin eksilen kısımlarının veya bir yada daha çok eksik dişin ve ilgili dokuların eksilen ve kaybolan işlev, estetik, rahatlık ve sağlığını yeniden kazandırma amacıyla uygulanan yapay parçalara diş protezi adı verilir. Bir yada daha fazla doğal diş veya implant üzerine hekim tarafından sabitlenen, hasta tarafından takıp çıkarılamayan diş protezlerine sabit protezler denir. Hasta tarafında takıp çıkarılabilen diş protezleri ise hareketli protezlerdir. Tamamen dişsiz hastalara uygulanan hareketli protezlere tam (total) protezler, bir veya daha fazla doğal dişin ve dişsiz alanların bulunduğu ağızların restorasyonu için yapılan hareketli protezlere ise hareketli bölümlü protezler (HBP) denmektedir. HBP kaidesi tamamen akrilik olan klasik HBP ve döküm metal-akril kombinasyonu olan metal iskeletli HBP olmak üzere ikiye ayrılır (Aydınlık 1979, Ulusoy 2003, Kesim 2005)

2.2. Hareketli Bölümlü Protezin Tarihçesi ve Gelişimi

Diş hekimliği tarihi incelendiğinde MÖ 3000 yıllarında Mısır'da ligatürlerle dişlerin sabitlendiği görülmüştür. Çeşitli sebeplerle kaybedilmiş dişleri protezle tamamlamak fikri ligatürlerden de eski olmakla beraber ilk yapılan protezler kemik, taş veya balmumu kullanılarak yapıldığından zamanımıza kadar gelememişlerdir. Bugüne kadar ele geçen en eski protezlerin MÖ 700-600 yıllarında yaşamış olan Etrüsklere ait olduğu belirlenmiştir. 3-5 mm genişliğindeki altın bantlar içine dana dişlerinden oyulmuş dişlerin perçinlenmesiyle eksik dişlerin tamamlanması bilinen ilk protez örnekleridir (Ulusoy 2003).

Altın ve gümüş tellerin yardımı ile destek dişlere bağlantıların yapıldığı, bir bakıma HBP'lerin öncüsü sayılabilecek protetik uygulamalar M.S. 16. yy da Ambroise

Pare tarafından gerçekleştirilmiştir. Diş hekimliği tarihinin en ünlü ismi olarak kabul edilen ve protez alanında pek çok çalışmaya sahip Pierre Fauchart (1678-1761) su aygırı dişlerinden tek parça halinde oyarak alt-üst tam protez yapmıştır, ayrıca bu dönemde su aygırı dişi ile beraber fil dişi ve tahta da kullanılarak HBP'in ilk şekilleri ortaya çıkmıştır (Ulusoy 2003).

Etienne Bourdet (1722-1789)'in geliştirdiği protezler tamamen dövme altından yapılan bir kaide üzerine dişeti rengindeki bir emaye tabakası ile kaplanarak yapılmıştır. Bu protezlerde dişler pinler yardımıyla kaideye tespit edilmiştir. 1764'de Claude Mouton yay veya kroşeler yardımı ile yapay dişleri bitişik doğal dişlere tespit etmiştir. Kroşe ve onunla ilgili terimleri modern kavramları ile ilk defa ortaya koyan William G.A. Bonwill (1833-1899)'dir (Ulusoy 2003).

Altın, gümüş ve kalay gibi metallerin piyasaya çıkarılması ile en eski protez kaideleri olan kemik ve fildişinin yerini metal kaideler almaya başlamıştır. 1850'lerde vulkanit ortaya çıkmış, 1860'lardaki yöntemlerde metal kaide üzerinde vulkanit uygulanmış, 1869'da J.W. Hyatt tarafından seluloid takdim edilmiştir. İlk sentetik rezin Bakelite 1907'de keşfedilmiş ve ilk akrilik rezin 1934'de Neo-Hecolite tarafından diş hekimliğine sunulmuştur. Toz-likit akrilik rezinler ise 1935'de geliştirilmişlerdir (Ulusoy 2003).

Endüstride birçok çeşitleri ile bilinen kalıp içinden mumun çıkarılması ile elde edilen metal döküm yönteminin ilk olarak ne zaman ve nerede geliştirildiğini gösteren bir kayıt mevcut değildir. Bu yöntemin Eski Mısır ve Eski Çin'de kullanıldığı bilinmektedir. 1866'da James Bean alüminyum kaideli döküm yöntemini, 1896'da da Dr. Philbrook altın inleyleri oluşturmak üzere basınçlı bir döküm yöntemini ileri sürmüşlerdir (Ulusoy 2003).

Elwood Haynes 1900 yılında bujilerde korozyona dayanıklı bir alaşım araştırırken Co-Cr alaşımını ortaya çıkarmıştır. Bu tarihlerde döküm yöntemleri de gelişim göstermiş,

Jameson 1907'de merkezkaç kuvvetiyle dökümü gerçekleştirmiştir. İlk zamanlarda kron, köprü ve inleylerde kullanılan metal döküm yöntemini 1912'de Essende Frieddich Hauptmeyer HBP'lerin döküm metal iskeletlerinde uygulamaya başlamış, 1918 yılında Akers Chicago'da tek parça döküm yönteminde başarılı çalışmalar yapmıştır. Ülkemizde tek parça döküm protez imalinin başlaması ve yayılması 1954-57 yıllarına rastlamaktadır (Ulusoy 2003).

2.3. Metaller ve Metal Alaşımları

Doğada en çok bulunan elementler metallerdir. Periyodik tabloda sıralanan 103 elementten 80 tanesi metal olarak sınıflandırılabilir. Metaller normal olarak oda sıcaklığında sıvı olan cıva ve muhtemelen galyum dışında kristal yapılı katılardır. Son derece aktif bir metal olan hidrojen ise oda ısısında gaz halindedir. Genel olarak katı metaller diğer kimyasal elementlerden daha sert, dayanıklı ve yoğundur. En önemli karakteristik özellikleri ise ısı ve elektriği iyi iletmeleridir. Metaller saf halde tek bir elementten ibarettirler. Metallerin özelliklerini geliştirmek için metale başka elementler ilave edilir. Bu şekilde elde edilen metal karışımına da alaşım denir (Zaimoğlu ve ark. 1993, Craig ve ark. 1997, Manav 2000).

Diş hekimliğinde saf metal kullanımı sınırlıdır. Saf metaller, genellikle yumuşak olup kolayca korozyona uğrayabilirler. Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan metaller daha çok alaşım şeklindedir. İlk kullanılan metal saf altındır. Ancak sonraları fiziksel özellikleri daha üstün, korozyona dirençli ve daha ekonomik olan dental alaşımlar tercih edilmeye başlamıştır (Ersoy 1989, Zaimoğlu ve ark. 1993, Manav 2000).

2.3.1. Metal Alaşımların Yapısı

Metaller ve alaşımların iç yapılarının incelenmesi metalografi bilimi olarak adlandırılır. Tüm metallerde iki yapı mevcuttur:

Mikro yapı: Mikroskop olmadan görülmeyen, farklı büyüklükteki granüllerden ve fazlardan oluşmuştur. Mikro yapı genellikle ışık veya elektron mikroskobu ile gözlenebilir.

Kristal yapı: Materyalde atomların dizilimidir. X-ray difraksiyon metodu ile belirlenebilir veya yüksek çözünürlü elektron mikroskobu ve diğer gelişmiş mikroskobik tekniklerle gözlenebilir. Farklı geometriye sahip kristal sistemleri vardır (Craig ve ark. 1997, Manav 2000).

Metallerin elektron mikroskobunda tespit edilen farklı kristal dizilimleri vardır. Bunlar; kübik, gövde merkezli kübik, yüzey merkezli kübik, basit ortorombik, kaide (base) merkezli ortorombik, yüzey merkezli ortorombik, triklinik, rombohedral, hegzagonal, monoklinik, kaide (base) merkezli monoklinik, basit tetragonal, gövde merkezli tetragonal (Craig ve ark. 1997, O'Brien 1997)

Diş hekimliğinde en çok kullanılan metaller gövde merkezli kübik ve yüzey merkezli kübik şeklindedir. Çok az sayıda metal yapı yakın alanlı hegzagonal biçimdedir. Bu kristal sistemine en iyi örnek Ti'dur (Craig ve ark. 1997, Manav 2000).

2.3.2. Dental Metal ve Alaşımlarda Terminolji

Soy metaller

Bu terim kimyasal içeriği nedeni ile korozyon, oksidasyon ve lekelenmeye dirençli metaller için kullanılır. Bu tanımlamaya uyan yedi metal; Altın, Palladyum, Platin, İridyum, Osmiyum, Rodyum ve Rutenyumdur. Bu yedi metalden üçü dental amaçlı olarak yaygın kullanılmaktadır. Bunlar; Altın, Palladyum ve Platindir (Sağlam 1997, Kahvecioğlu 2006).

Baz (Soy olmayan, kıymetsiz) metaller

Baz metal okside olabilen metaller için kullanılan bir ifadedir (Sağlam 1997).

Soy metal alaşımlar

İçeriğinin büyük bir yüzdesini Au, Ag, Pt ve Pd oluşturur. Kıymetli metal alaşımları yerine soy metal alaşımları ifadesi tercih edilmektedir (Sağlam 1997).

Baz metal alaşımlar

Bu terimin kullanımı kıymetsiz yada soy olmayan metal alaşımları yerine tercih edilmektedir. Ekonomik gereklilik veya fiziksel özelliklerini güçlendirmek, oksidasyon miktar ve tipini kontrol etmek yada direncini arttırmak amacıyla yapısına değerli olmayan bileşenler ilave edilmiş metal alaşımlardır. İçeriğinde Ni, Cr, Co, Al, Fe ve % 1-3 oranında Be bulunabilir. Be sebep olduğu kanserojen etki nedeniyle günümüzde alaşımlar içine katılmamaktadır (O'Brien 1997, Sağlam 1997, Kahvecioğlu 2006).

2.3.3. Dental Alaşımların Sınıflandırılması

Dental alaşımların sınıflandırılmasında pek çok sistem mevcutken, bunlardan en sık kullanılan ve 1981 yılında yapılan ADA (American Dental Association) sınıflaması aşağıdaki gibidir. (Sağlam 1997).

Yüksek oranda soy metal içerenler	: Soy metal içeriği %90 veya daha fazla (Au, Pt)
Orta oranda soy metal içerenler	: Soy metal içeriği %70-90 arasında (Au, Pt)
Düşük oranda soy metal içerenler	: Soy metal içeriği %70'den az (Au, Pt)
Soy metal içermeyenler	: Baz metaller.

ADA sınıflamasının en büyük dezavantajı farklı kompozisyona sahip alaşımların bu sınıflandırmaya göre aynı gruba dahil olmasıdır (Sağlam 1997).

Bu eksikliklerde göz önünde bulundurularak yapılan sınıflamayı O'Brien şu şekilde yapmıştır:

1. Soy Metal Alaşımları

A. Pd içeren alaşımlar

Pd-Ag

Pd-Cu

Pd-Co

B. Au içeren alaşımlar

Au-Pt-Pd

Au-Pd

Au-Pd-Ag

2. Baz Metal Döküm Alaşımları

A. HBP'de kullanılanlar

a. Co-Cr

b. Co-Cr-Ni

c. Ni-Cr

d. Ti

B. Sabit protezde kullanılanlar

a. Ni-Cr (Be içeren ve içermeyen)

b. Co-Cr

b. Ti

C. Cerrahi implantolojide kullanılanlar

a. Co-Cr-Mo

b. Ni-Co-Cr (O'Brien 1997)

c. Ti O'Brien'a dahil olmasa da günümüz implantolojisinde en çok kullanılan alaşımdır.

2.3.3.1. Soy metal alaşımları

Ağız boşluğunda gösterdikleri kimyasal stabiliteden dolayı soy metaller sabit protez alaşımlarının temelini teşkil ederler. Au, Pt, Pd ve Ag diş hekimliği açısından oldukça önem taşımaktadır. Bunlardan ilk üçü ağız boşluğunda inerttir. Ag ise yeterli miktarda Pd ilavesi ile korozyona karşı dayanıklılık kazanır (Zaimoğlu ve ark. 1993, Kahvecioğlu 2006).

2.3.3.1.A. Palladyum (Pd) Alaşımları

2.3.3.1.A.A. Palladyum-Gümüş (Pd-Ag) alaşımları

1974 yılından beri kullanımları gündemdedir. Pd-Ag alaşımları % 50-60 oranında Pd içerirler. % 50-60 soyluluk, yeterli derecede lekelenme ve korozyon direnci ve iyi klinik çalışma özellikleri sağlar. Alaşımı sertleştiren In ve Sn gibi elementler de katılır. Daha çok sabit protezlerde kullanılmaktadır. (Zaimoğlu ve ark. 1993, Craig ve ark. 1997, O'Brien 1997, Kahvecioğlu 2006).

2.3.3.1.A.B. Palladyum-Bakır (Pd-Cu) alaşımları

Genellikle % 70-80, Pd % 15'den fazla Cu ve yaklaşık % 9 Ga içerirler. Bazı Pd-Cu alaşımları, opak porseleni uygulamada zorluğa neden olan oldukça fazla oksite sahiptir. Bu alaşımlardaki yüksek sertlik değeri, nispeten düşük elastisite modülü ile dengelenir. Dayanıklılığı iyidir ve bazı alaşımlarda yüksek 'yield dayanımı' bulunmuştur. Pd-Cu alaşımları, Pd-Ag alaşımları gibi kolay erimez ve dökülmezler. İlaveten, birçoğunun

bükülme direnci Pd-Ag alaşımlarındaki gibi yüksek değildir ve çok üyeli sabit protezler için tekrar dökümleri uygun değildir (O'Brien 1997).

2.3.3.1.A.C. Palladyum-Kobalt (Pd-Co) alaşımları

Pd-Co alaşımları % 88 Pd, % 4-5 Co içerirler ve sınırlı bir kullanıma sahiptirler. Bu alaşımların başlıca avantajları, bazı porselenler için yararlı olan yüksek ısısal genleşme katsayısına sahip olmalarıdır. Fakat en önemli dezavantajları ince marjinlerde maskelemesi güç olan siyah oksit tabakası oluşturmalarıdır (Craig ve ark. 1997, O'Brien 1997, Kahvecioğlu 2006).

2.3.3.1.B. Altın (Ag) alaşımları

2.3.3.1.B.A. Altın-Platin-Palladyum (Ag-Pt-Pd) alaşımları

Yüksek Au alaşımları olarak da adlandırılan bu alaşımlar, yüksek oranda Au ile Pt-Pd gibi değerli metal gruplarından oluşur. Metal-porselen bağlantısı için, az miktarda Sn, Fe ve In gibi metaller içeriklerinde bulunur. Kolay işlenebilirlikleri, biyolojik uyumlulukları, korozyona dirençleri ve porselende renklenme yapmamaları en önemli avantajları arasında yer alırken, düşük elastisite modülleri zayıf eğilme dirençleri ise en önemli dezavantajlarıdır (Zaimoğlu ve ark. 1993, O'Brien 1997).

2.3.3.1. B.B. Altın-Palladyum (Ag-Pd) alaşımları

Yield dayanımları ve sertlikleri uygundur. Elastisite modülleri, yüksek altın alaşımlarına oranla arttırılmıştır. Korozyon dirençleri yüksek soyluluk nedeniyle çok iyidir. Deformasyon eğilimi Au-Pd-Ag alaşımlarıyla hemen hemen aynıdır (O'Brien 1997).

2.3.3.1.B.C. Altın-Palladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) alaşımları

1972 yılından beri kullanımları gündemdedir. Elastisite modülleri daha iyidir. Korozyona karşı direnci, klinik çalışma karakteristiği genellikle iyidir (O'Brien 1997).

Dökümlerde kullanılan ilk metal saf altındır. Tarihsel açıdan 1920'de tanımlanan ilk alaşımlar, döküm altın alaşımları için 1966 yılında ADA tarafından yapılan sınıflandırmaya temel teşkil etmişlerdir. ADA'nın 5 no'lu sınıflandırmasına göre, Au alaşımları Tip 1 (yumuşak), Tip 2 (orta sert), Tip 3 (sert) ve Tip 4 (çok sert) olarak dört gruba ayrılır:

Tip I: Küçük inleylerde kullanılır. Kolaylıkla parlatılabilir ve küçük gerilimleri karşılayabilir.

Tip II: Orta derecede gerilime maruz kalacak inleyler ve kronlar için uygundur.

Tip III: Yüksek gerilime maruz kalacak inleyler, ince kronlar, kısa köprülerde kullanılır.

Tip IV: HBP'lerde tercih edilen altın alaşım tipidir. Çok sert olmasından dolayı bar ve kroşeler, HBP iskelet yapısında kullanılır. Uzun köprü yapımında da tercih edilen altın alaşım tipidir (Zaimoğlu ve ark. 1993).

2.3.3.2. Baz Metal Alaşımları

Baz metal alaşımları özellikleri ve düşük maliyetlerinden dolayı diş hekimliğinde yaygın kullanıma sahiptirler. Altın alaşımlarının pahalı olması nedeniyle özellikle 1970'lerde Cr ve Ni kullanımı yaygın hale gelmiştir. Ni-Cr ve Co-Cr alaşımları soy metal alaşımlarından daha yüksek elastisite modülüsüne sahiptirler. Böylece diş üzerindeki

tutucu (andırkat) bölgede daha az esnemeyle yeterli direnç ve daha ince bir metal kroşe kullanımına izin verirler. Korozyona dirençleri kabul edilebilir düzeydedir (Craig ve ark 1997, O'Brien 1997, Kahvecioğlu 2006).

2.3.3.2.A. Hareketli bölümlü protezde kullanılanlar

2.3.3.2.A.A. Kobalt-Krom (Co-Cr)

Günümüzde protezlerin metal iskeletlerinin çoğunluğu Co-Cr alaşımları ile üretilmektedir. Co-Cr alaşımları hakkında ilk patent, Elwood Haynes tarafından alınmıştır. 1913 yılında Haynes alaşıma W ve Mo ilave ederek, 'Stellit' adını vermiştir. R.W. Erdle ve C.H. Prange, Amerika'da bu alaşımı ve döküm tekniklerini geliştirerek, alaşıma 'Vitallium' ticari adını vermişler ve 1933 yılında diş hekimliğinde kullanmaya başlamışlardır. Vitallium'un imali, Au'dan yapılmış alaşımlardan daha hafif ve daha ince döküm protez iskeletlerinin hazırlanmasına olanak sağlamıştır. Bileşimini oluşturan elementler ve oranları değiştirilerek kaliteli yeni alaşımlar ortaya çıkmış ve Co-Cr alaşımlarının popülaritesi artmıştır (O'Brien 1997).

HBP'lerde ve tam protezlerde metal komponentleri birleştirmek amacıyla kullanılan Co-Cr alaşımları, Au alaşımlarına göre çok daha ucuzdurlar ve yaklaşık iki katı rijit bir yapıya sahiplerdir (Ohkubo ve ark 2000).

Ni-Cr alaşımlarına göre daha çok okside olmaları ve daha sert olmaları laboratuar çalışmalarını güçleştirir. Bileşimlerinde yaklaşık % 53-68 Co, % 25-34 Cr bulunur. Diğer minör bileşenleri, W, Fe, Cu, Silikon, Sn, Mn ve Pt grubundan Ru'dur (O'Brien 1997). Alaşım içinde bulunan Cr, alaşımın korozyon direncini arttırmaktadır (Kelly ve Rose 1983).

Hesby'ye göre Co-Cr alaşımı fiziksel özelliklerinde önemli bir fark olmaksızın tekrar dökülebilerek dört jenerasyon kullanılabilmektedir. Co-Cr alaşımın bu tekrar kullanılabilirliği HBP iskeletinin kalitesini düşürmeden daha ekonomik olmasını sağlamaktadır. (Henriques ve ark 1997).

Co-Cr alaşımları Ni ve Be içermedikleri, elastisite modülleri ve germe akma dayanıklılıkları yüksek olduğu için tercih edilirler. Ancak dökümleri zordur ve hassasiyet gerektirir. Mekanik ve kimyasal tutuculuk tekniklerinin birleştirilmesiyle, metal ve rezin arasındaki bağlanma dayanıklılığının arttırılabileceği, metalin kontaminasyonundan ve sıcaklık değişimlerinden kaynaklanan uyumsuzlukların en aza indirilebileceği savunulmuştur (Lawson 1991).

2.3.3.2.A.B. Kobalt-Krom-Nikel (Co-Cr-Ni)

Co-Cr sisteminin bir diğer versiyonu olan bu alaşım % 50 Co, % 25 Cr, % 19 Ni ve diğer Co temelli alaşımlarda da bulunan minör komponentleri içmektedir. Bununla beraber diğer konvansiyonel Co-Cr alaşımlara göre C ve Mo seviyesi önemli derecede düşüktür (O'Brien 1997).

2.3.3.2.A.C. Nikel-Krom (Ni-Cr)

Bir Ni-Cr alaşım yaklaşık olarak % 70 Ni ve % 16 Cr içerir. Bunun dışında önemli minör komponentleri ise % 2 Al ve % 0,5 Be'dur. Diğer minör içerikleri, Mo, W, Mn, silikon, Co ve C'dur (O'Brien 1997).

Ni-Cr-Be alaşımlarının kullanımı populasyondaki Ni hassasiyetinden ve Be'un potansiyel kanserojen özelliğinden dolayı sakıncalıdır. Co-Cr alaşımı Ni ve Be içermediğinden fiziksel özellikleri kabul edilebilir düzeydedir (Gates ve ark. 1993).

Ni ihtiva eden bu alaşımlar yaşlanma işlemine tabi tutulsalar bile Au alaşımlara göre çok daha serttirler. Bu nedenle kesimi, bitirilmesi ve tesviyesi oldukça zordur. Bu işlemler için özel sertlikte ve yüksek hızda aletler gereklidir. Elastik modülleri Au alaşımlarından

daha yüksektir. Ni ihtiva eden alaşımlar içersinde de Ni-Cr en yüksek elastisite modülüne sahiptir. Böylece yapılan protezler daha sert ama kalınlık ve ağırlık olarak altına nazaran daha düşük olurlar. Buda altın alaşımlara göre kroşe tutuculuğu için gerekli olan andırkat miktarını azaltır (Zaimoğlu ve ark. 1993).

2.3.3.2.A.D. Titanyum (Ti)

Ti'un çeliğe benzer sertlik ve direnci, Al'un şekil verilebilirliği, Mg'un düşük yoğunluğu ve Pt'in korozyana direnci özellikleriyle birleştiğinde karşımıza pek çok metalle kıyaslandığında üstün özelliklere sahip bir metal çıkmaktadır. Bunun yanı sıra Ti'un yerkabuğunu oluşturan elementlerin % 0,6'sını oluşturarak en yaygın bulunan dokuzuncu element olmasıyla da diğer metallere göre avantaj sağlamaktadır (Sağlam 1997).

Doğada sıklıkla Rutile (TiO_2) ya da İlmenit ($FeTiO_2$) formunda bulunan Ti, ilk olarak 1789'da William McGregor tarafından bulunmuştur. 1795' de Klaproth ise demir içerikli TiO_2 ile çalışmıştır. Ti'un teknik olarak gelişimi 1838'de Krool tarafından bulunan titan tetrakloridin sıvı magnezyum ile saflaştırılması ile gerçekleştirilmiştir. % 98-99'luk saf Ti, ilk olarak 1910 yılında Hunter'ın laboratuar çalışmaları sonucunda elde edilmiştir (Sağlam 1997).

2.3.3.2.A.D.A Titanyumun yapısal özellikleri

Ti'un bazı fiziksel ve mekanik özellikleri Tablo 2.1'de görülmektedir.

Tablo 2.1. *Ti'un fiziksel ve mekanik özellikleri*

Sıra sayısı	22
Atom ağırlığı	47.88
Yoğunluğu (g/cm^3)	4.51
Erime noktası (C°)	1668
Kaynama noktası (C°)	3260
Alfa-beta faz değişim sıcaklığı (C°)	882.5
Elastisite modülü (N/mm^2)	100000
Gerilim direnci (psi)	75000-50000
Isısal genleşme katsayısı	9.1x10^{-6} / C°
Isı iletkenliği 20-25°C (W/m.K)	21.4

2.3.3.2.A.D.B. Titanyumun kimyasal yapısı

Atom numarası 22 olan Ti periyodik cetvelin 4. grubunda yer alan bir metaldir. Tıpkı Cr, Co, Ni ve Fe gibi bir geçiş metalidir (Sağlam 1997).

Ti saf yada alaşım halinde bulunabilir. Ti alaşımları şunları kapsar; Ti-30 Pd, Ti-20 Cu, Ti-15 V, ve Ti-6Al-4V. Alaşım halindeki Ti, saf Ti'dan daha dayanıklıdır ancak daha pahalıdır (O' Brien 1997).

2.3.3.2.A.D.C. Titanyumun biyolojik özellikleri

Ti'un oda, ağız ve vücut sıcaklığında korozyon direnci ve biyouyumluluğu, 1nm (10^{-9} metre) den daha az kalınlıkta oksit film tabakasının oluşmasıyla nitelik kazanır. Eğer bu oksit tabaka kazınırsa veya aşındırılırsa birkaç nanosaniye (10^{-9} sn) içinde tekrar oluşur. Birçok çalışma, Ti'un üstün biyouyumluluğunu belirtmiştir. Ti veya alaşımlarıyla temasta olan dokuların reaksiyonu oldukça ılımlıdır ve kemik ile osseointegrasyon oluşturur (Craig ve ark. 1997, O'Brien 1997).

Ti'un dayanıklılığı, hekzagonal yakın düzenlenmiş kristal kafes şekline ve kristalografik oryantasyonuna bağlıdır. Oysa ki, biyouyumluluğu stabil pasif oksit tabakasına mal edilmiştir. Ti-6Al-4V alaşımı, saf Ti'dan % 60 daha fazla dayanıklılığa sahiptir, fakat daha pahalıdır. Her iki materyal de karmaşık ve homojen olmayan yüzey oksitlerine sahiptir (O'Brien 1997).

2.3.3.2.A.D.D. Titanyumun dökümü

Ti'un yüksek sıcaklıklardaki hidrojen, oksijen, karbon ve azota karşı olan reaktivitesi en önemli dezavantajlarından biridir. Bu reaktivite metale kırılganlık kazandırdığından saf Ti ve yüksek oranda Ti içeren alaşımlar için bazı özel döküm koşullarının sağlanması gerekmektedir. Günümüzde bu şartları sağlayan yüksek teknoloji ürünü farklı döküm sistemleri kullanıma sunulmuştur. Saf Ti ve yüksek oranda Ti içeren alaşımların dökümlerinin yapıldığı koşullar iki ana grupta toplanabilir (Hamanaka ve ark. 1989, King ve ark. 1994):

1- Elektrik ark ve basınç/vakum ile yapılan döküm

2- Elektrik ark ve santrifüj ile yapılan döküm

2.3.3.2.A.D.D.A. Elektrik ark ve basınç/vakum ile yapılan döküm sistemi

Bu sistemde eritilecek metalin bulunduğu kısım ile manşetin bulunduğu kısım birbirlerinden 0.05 mm kalınlığındaki Cu folyo ile ayrılırlar. Her iki bölümde Ti'un reaktif olduğu H, O_2, C ve N vakumla uzaklaştırılırken, ilk bölümde erimiş metalin manşete itilmesi için inert Ar yada He gazı kullanılır. Metali eritecek olan elektrot metalden yaklaşık 5 mm uzakta konumlandırılarak ark oluşturulur ve maksimum 280 amp'lik elektrik akımı verilir. Metalin eritilmesi için gerekli ısı elektriksel ark yoluyla elde edilmektedir. Sonuçta metal 25 sn gibi çok kısa bir sürede erir ve metalin ağırlığıyla Cu

folyo delinirken, yüksek saflıkta Ar yada He gazının basıncı ile metal manşet içine itilir (Sağlam 1997, Kahvecioğlu 2006).

2.3.3.2.A.D.D.B. Elektrik ark ve santrifüj ile yapılan döküm sistemi

Bu sistem piyasaya Ohara Sistemi olarak sürülmüş olup "soğuk döküm" olarak da adlandırılmaktadır. Manşetteki mum modelaj uzaklaştırıldıktan sonra manşet 1180 °C ye kadar ön ısıya tabi tutulur ve ardından 40 °C ye kadar soğutulur. Bu sırada erimiş metal, bu soğuk manşet içine basınçla gönderilerek döküm gerçekleşir (Sağlam 1997).

Ti dökümünde kullanılan revetmanlar soğuma sırasında metalde oluşacak büzülmeyi kompanse edecek oksitler bulundurur. Revetmanın istenilen fiziksel özellikleri kontrollü ön ısıtma ile sağlanmaktadır (Sağlam 1997, Kahvecioğlu 2006).

Döküm esnasında karşılaşılan önemli problem ise, dökülebilirliğin yetersiz olması ve dökümün içyapısında bulunan pörözitelerdir. Bunlara neden olarak, Ti metalinin hafif olması, Ti tarafından absorbe edilmiş gazların ve oksit partiküllerinin, metalin revetman içindeki negatif boşluklara gitmesini engellemesi ve metalin hızlı soğuması sonucu gaz kaçışı için yeterli sürenin olmaması gösterilmektedir (Hero ve Syverud 1993, Zinelis 2000).

2.4. Akrilik rezinler (Polimerler)

İlk sentetik rezin Bakelite, 1907 de keşfedilmiş ve 1924 de George W. Stryker, Bakelite ile tam protez yapmıştır. 1926'da fenolformaldehit rezin olan Walkarite bulunmuş, 1934'de ilk akrilik rezin Neo-Hecolite diş hekimliğine sunulmuştur. Toz-likit akrilik rezinler ise 1935'de geliştirilmişlerdir. Otopolimerizan akrilik rezinin keşfi de bu yıllarda gerçekleşmiştir (Ulusoy 2003).

Akrilik rezinler etilenin türevleri olup yapısal formülünde vinil grubu içerirler. Dental amaçlarda kullanılan iki tane akrilik rezin serisi mevcuttur. Bunlardan biri akrilik asit diğeri ise metakrilik asitten üretilmiştir. Bunların her ikisi de bilinen şekilde katılma polimerizasyonu ile polimerleşir (Zaimoğlu ve ark. 1993).

Polimerizasyon tipine göre kaide akrilik rezinlerinin sınıflandırması şu şekilde yapılabilir:

1- Isı ile polimerize olan akrilik rezinler
    a) Konvansiyonel akrilik rezinler
        - Güçlendirilmiş
        - Güçlendirilmemiş
    b) Yüksek etkili akrilik rezinler
    c) Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinler
2- Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler
3- Işıkla polimerize olan akrilik rezinler
4- Enjeksiyon döküm sistemli akrilik rezinler (Zaimoğlu ve ark. 1993, O' Brien 1997).

2.4.1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler

Günümüzde en çok kullanılan rezin polimetilmetakrilattır. Bunun dışında polistiren veya vinil kopolimerleri gibi ısı ile aktive olan protez kaide rezinleri de mevcuttur. Polimetil metakrilat saydam bir rezindir, renklendirilebilir. Rengi, optik özellikleri, dayanıklılığı ve fiziksel özellikleri yeterli olup normal şartlarda sterildir (Zaimoğlu ve ark. 1993).

2.4.1.1. Konvansiyonel akrilik rezinler

Diş hekimliğinde kaide maddesi olarak kullanılan konvansiyonel akrilik rezinler toz (polimer) ve sıvı (monomer) şeklinde bulunurlar. Orjinal akrilik tozu şeffaftır. Küçük küresel tanecikler halindedir. Bu küreler polimerleşmeyen bir sıvı içersinde 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 içersinde eser miktarda (% 0,006'dan daha az) hidrokinon içerir (Zaimoğlu ve ark. 1993).

2.4.1.1.A. Güçlendirilmemiş konvansiyonel akrilik rezinler

Güzel bir görünüme sahiptirler. Maliyetleri düşüktür. Kullanımları kolaydır ve çok iyi yüzey bitimi yapılabilir. Artık monomer veya formaldehit içerikleri hassasiyet reaksiyonuna neden olabilir. Zayıf protez dizaynı yapıldığında, bunu tolere edecek esneme direnci düşüktür. Düşük çarpma direnci, yorulma ömrünün düşük olması ve radyolüsens görüntü vermesi dezavantajları arasında sayılabilir (O' Brien 1997).

2.4.1.1.B. Güçlendirilmiş konvansiyonel akrilik rezinler

Karbon, polifiber yada kauçukla güçlendirilen akrilik rezinlerdir. Çarpma dayanımları oldukça artmıştır. Yüksek sertliğe sahiptirler ve yorulma ömürleri uzundur. Özellikle polipropilen fiberlerin ışık geçirgenlikleri estetiktir ve yüzey bitimleri çok iyi yapılabilir. Bunların yanında C ve kevlar fiberlerde kötü renk ve yüzey bitimi gözlenmektedir (O' Brien 1997).

2.4.1.2. Yüksek etkili akrilik rezinler

Yüksek etkili akrilik rezinler yine ısıyla polimerize olan akrilikler gibi hamur yöntemi ile yapılırlar. Yapısındaki yüksek direnç, polimerizasyon süspansiyonu esnasında bilye şeklindeki moleküler yapısına kauçuk fazın dahil olmasıyla sağlanır. Bunun neticesinde oluşan kauçuk içerikli molekül adacıkları kauçuk/PMMA kopolimer yapısını meydana getirirler. Böylece çarpma direnci oldukça artmış akrilik rezin elde edilir. Artık monomer içerikleri düşüktür. Diş ve astar malzemelerine tutuculukları iyidir ancak sertlikleri azalmıştır (O' Brien 1997, Uzun ve Hersek 2002).

2.4.1.3. Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinler

PMMA'nın polimerizasyon süresini kısaltmak için geliştirilen bir tekniktir. PMMA rezinlerin polimerizasyon sistemlerine mikrodalga enerjisinin ilavesi ile önemli bir gelişme olmuştur. Konvansiyonel polimerizasyon yöntemlerinde dış ortam ısısı ile rezin arasındaki ısı farkı yüksektir ve bu da olumsuz bir etki oluşturur. Mikrodalga fırın sadece kap içersindeki ısıyı yükselttiği için bu fark oluşmamaktadır. Böylece pörözite riski olmadan daha hızlı polimerizasyon gerçekleştirilir (Zaimoğlu ve ark. 1993, Yunus ve ark 2005).

Mikrodalga rezin içindeki ısıyı ayarlamada oldukça elverişlidir. Magnetron olarak adlandırılan bir sistemle elektromagnetik dalgalar üretilir. Metilmetakrilat molekülü bu dalgaların etkisiyle dönme eğilimindedir. 2450 Mhz frekansta moleküllerin dönüş yönü saniyede 5 kez değişir. Bunun neticesinde moleküller arası sürtünmeden ısı ortaya çıkar ve bu ısı da rezinin polimerizasyonunu sağlar. Polimerizasyonun bu şekilde gerçekleştirilebilmesi için özel muflalar kullanılmalıdır. Bu amaçla muflalarda elektromagnetik dalgaların geçişine izin veren normal rezin, yüksek dirençli seramik,

kırılmayan cam gibi malzemeler kullanılır. En çok tercik edilenler ise fiberle güçlendirilmiş veya teflon muflalardır (Zaimoğlu ve ark. 1993, Foat ve ark 2006).

2.4.2. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler

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 kullanılabilmektedirler. Polimerizasyon dereceleri ısıyla polimerize olanlar kadar yüksek değildir. Ayrıca otopolimerizan akrilik rezinlerin renk stabilitesi sonradan meydana gelen oksidasyonlardan dolayı ısıyla polimerize olan akrilik rezinlerden daha kötüdür. Bunu önlemek amacıyla yapılarına stabilize edici madde katılması gerekmektedir (Zaimoğlu ve ark. 1993, NG ve ark 2004).

Otopolimerizan akrilik rezinlerin muflalama işlemi ısıyla polimerize olan akrilik rezinlerle aynıdır. Çalışma süreleri daha kısadır bu nedenle karıştırma kabının soğutulması gerekli çalışma zamanını sağlayabilmektedir. Muflada polimerizasyon süreleri malzemelere göre değişim gösterir. İlk sertleşme 20-30 dk içersinde oluşur, ancak polimerizasyon devam eder. Muflanın 2 veya 3 saat tercihen bir gece basınç altında tutulması ile daha stabil bir kaide elde edilir. Polimerizasyonun bu süreci sonunda serbest monomer miktarı % 3-5 civarındadır. Bu oran ısıyla polimerize olan akrilik rezinlerle karşılaştırıldığında (% 0,2-0,5) oldukça yüksektir (Zaimoğlu ve ark. 1993).

2.4.3. Işıkla polimerize olan akrilik rezinler

Görünebilir ışıkla sertleşen akrilikler olarak adlandırılan bu akrilik rezinlerin kullanılış şekli ve fiziksel özellikleri ısıyla polimerize olan protez kaide rezinlerine

uymaktır. “Triad sistem” olarak da bilinen bu madde üretan dimetakrilat matriks, akrilik kopolimer, küçük silika doldurucular ve kamforokinon amin fotoinitatörünü içermektedir (Zaimoğlu ve ark. 1993, O’ Brien 1997).

Işıkla polimerize akrilik rezinler protez kaide materyali olarak, ölçü kaşığı yapımında, besleme ve tamir materyali olarak kullanılabilmektedir. Ölçüye plaka şeklinde adapte edilerek ışıkla polimerize edildikten sonra dişler, bu kaide üzerine ilave bir malzemeyle yerleştirilip tekrar ışıkla polimerizasyon sağlanır. Bu sistem muflaları, mum ve mum atımı işlemini, presleme ve kaynatma aşamalarını elimine eder (O’ Brien 1997).

2.4.4. Enjeksiyon döküm sistemli akrilik rezinler

Tutarlı moleküler ağırlıkları bir avantaj sağlasa da ekipman maliyeti ve yapay dişlere bağlantıdaki zorluklar önemli dezavantajlarındandır. Bu amaçla kullanılan akrilik rezinler polikarbonat ve naylondur (O’ Brien 1997, Yunus ve ark 2005).

2.5. Metal-Akrilik Rezin Bağlantısı

Farklı yapıdaki iki materyalin fiziksel ve kimyasal olarak bağlanmasını ifade eden adezyon kavramının diş hekimliğindeki önemi büyüktür. Adezyon, birbiri ile sıkı kontağa getirilen iki cismin yapışmasına neden olan kuvvettir. İki maddenin molekülleri birbirlerine doğru çekilir veya yapışır. Bu çekim kuvveti farklı moleküller arasında ise adezyon, aynı tür moleküller arasında ise kohezyon olarak tanımlanır. Adezyonu oluşturmak için kullanılan madde veya filme “adeziv” ve yapıştırılması istenen maddelere de “adherent” veya “substrat” denir. Çeşitli restoratif ve protetik yapay materyaller arasındaki adezyonu arttırmaya yönelik çabalara rağmen, yapışmama veya kırıklarda halen adeziv ve/veya koheziv başarısızlıklar görülmektedir (Özcan 2003).

Hareketli protezlerin akrilik rezin-metal ara yüzündeki bağlantı dayanımın iyileştirilmesi prostodontik tedavinin başarısı için gereklidir. Akrilik rezin-metal arasındaki bağlantı dayanımı artırmak amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Bu bağlantıdaki en önemli ilerleme kimyasal olarak akrilik rezin-metal bağlantı sistemlerinin gelişimiyle sağlanmıştır. 1980'lerden beri dental alaşımlar ve akrilik rezin arasında mekanik tutuculuk kullanmadan kimyasal bağlantı oluşturulması için birçok yöntem bildirilmiştir (Kim ve ark. 2003).

Konvansiyonel akrilik rezinlerin döküm metallere bağlantısının birçok şekli vardır. HBP'lerde metalin akrilik rezine olan mekanik bağlantısı çeşitli iskelet dizaynları ile sağlanabilir. Bu yapılara örnek olarak boncuklar, çubuklar, barlar, kafes yapısı, ağ şekli, çivi başlar gibi dizaynlar verilebilir (Ohkubo ve ark. 2000). Bununla beraber kumlama, kimyasal asitle pürüzlendirme, andırkatlı bitimler, çentikler yada elektrolitik pürüzlendirme gibi yöntemlerle de mekanik tutuculuk sağlanabilir (Aykent ve ark. 1998).

Akrilik rezinin metallere uygun bağlantısı için farklı metotlar geliştirilmiştir. Metal alaşımları ile akrilik rezin bağlanma mekanizması üç ana sistem üzerine kurulmuştur. Bu bağlantı mekanizmaları sırasıyla;

1. Makro-mekanik (pozitif) bağlantı yöntemleri
2. Mikro-mekanik (negatif) bağlantı yöntemleri
3. Kimyasal adezyon/mikro-mekanik bağlantı kombinasyonları olarak özetlenebilir (Flood 1989, Kahvecioğlu 2006).

2.5.1. Makro-mekanik bağlantı yöntemleri

Klasik yöntemlerde, metal-akrilik rezin arasındaki bağlantı, metal iskelet alt yapında yer alan çeşitli elemanlarla sağlanmaktaydı. Bu makro-mekanik bağlantı sağlayan yapılar:

- Retansiyon boncukları
- Ağ şeklinde tutucu yüzey
- Düz çubuk yapılar
- Çivi başlı tutucu ve çengeller
- Kafes dizaynı
- Andırkatlı bitim sınırları

Metal ve akrilik rezin arasında kimyasal bir bağ oluşmaması durumunda, metal-akrilik rezin birleşim hattında kenar sızıntısı ve renklenmeye neden olan bir mikro aralık oluşur. Mekanik bağlantının en önemli problemi, bu mikro aralıktan ağız sıvılarının akrilik rezin-metal ara yüzeyine sızmasıdır. Bu da mikroorganizma ve besin birikimine, renk bozukluklarına, kötü kokulara ve dolayısıyla restorasyonun başarısızlıklarına sebep olmaktadır (NaBadalung ve ark. 1997, NaBadalung ve ark. 1998, Rothfuss ve ark. 1998, Ohkubo ve ark. 2000, Sharp ve ark. 2000) .

2.5.2. Mikro-mekanik bağlantı yöntemleri

Akrilik rezin ve HBP döküm alaşımı arasındaki bağlantıyı artırmak amacıyla birçok sistem önerilmiştir. Livaditis ve Thompson rezin alaşım için elektro kimyasal ve kimyasal asitleme ile mikro-mekanik bağlantı sistemlerini açıklamışlardır (Nabadalung ve Powers 1998). Mikro-mekanik olarak bağlantının artışı; yüzey alanının, ıslanabilirliğin ve

serbest yüzey enerjisinin artmasına bağlıdır (Sharp ve ark. 2000). Metal döküm restorasyonların akrilik rezinle olan mikro-mekanik bağlantısını güçlendirmek için, kumlama, kimyasal pürüzlendirme ve elektrolitik dağlama gibi metal yüzeyine yönelik çeşitli yöntemler geliştirilmiştir (Flood 1989, Lin ve ark. 1990).

a) Kumlama

Dental restorasyonların yüzeylerini temizlemek, negatif bağlantı oluşturmak ve metalin yüzey alanını arttırmak için genellikle 50 veya 250 μm'lik Al_2O_3 kumlar kullanılır. Al_2O_3 içeren taneciklerinin alaşım yüzeyine hızla çarpması sonucunda belirli elementlerin yüzeyden uzaklaşması veya birikimiyle karmaşık reaksiyonların oluştuğu ve yüzey enerjisinin aktive olduğu belirtilmiştir. Metal ile akrilik rezin arasında adeziv bağlantı kurulan yeni tekniklerin birçoğunda, bağlantı dayanıklılığını arttırmak için, kimyasal bağlantı ajanı sürülmeden önce metal yüzeyinin kumlanması gerektiği önemle vurgulanmıştır (Kern ve Thompson 1993).

Bu işlem sırasında hava basıncı ile püskürtülen kum taneciklerinin hızı 100-200 m/sn., metal yüzeyindeki madde kaybı ise 100 μm/dk. 'dır. Kumlama işleminin başarısı sadece uygulamanın niteliğine değil, aynı zamanda kullanılan metalin tipine de bağlıdır. Soy metallerde daha yumuşak, baz metallerde daha keskin hatlı çukurcuklar oluşmaktadır. Kumlamanın dışındaki mikro-mekanik tekniklerin birçoğu pahalı düzenekler, hassas teknik gerektirir ve zararlı kimyasallar içerirler. Buna ilaveten kumlama tekniğinin bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Kumlama ile alaşım yüzeyi temizlenir, yüzey alanı artar. Tüm bu işlemler sonucu metal yüzeyinin ıslanabilirliği artar (Sharp ve ark. 2000).

b) Elektrolitik pürüzlendirme

Bu işlemin amacı, metal alaşım yüzeyini kimyasal veya elektrokimyasal korozyon yoluyla aşındırarak akrilik rezin için tutucu bir yüzey elde etmektir. Elektrolitik dağlama ile metal ve akrilik rezin arasındaki bağlanma kuvvetinin belirgin şekilde arttığı bildirilmiştir. Bu yöntem daha çok sabit restorasyonlarda kullanılmıştır. (Schaffer ve Piffer 1990).

Elektrokimyasal dağlamada, çözeltiden 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/cm^2 yoğunluğunda akım geçen % 10'luk sülfürik asit çözeltisi içinde 3 dakika bekletildikten sonra, % 18'1ik sülfürik asitle yıkanıp, distile suyla temizlenmesiyle yeterli mikro-retantif yüzey elde edildiği bildirilmiştir. Ancak; pürüzlendirme işleminin, her alaşım tipi için özel bir solüsyonla ve özel elektroliz koşulları altında gerçekleştirilmesi gerektiği de belirtilmiştir (Krueger ve ark. 1990, Schaffer ve Piffer 1990).

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 laboratuar 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 (Kuyinu ve ark. 1990, Sedbery ve ark. 1992).

c) Kimyasal pürüzlendirme

Buonocore'nın 1955 yılında, mine yüzeyini fosforik asit ile pürüzlendirilmesi, bu konuyla ilgili araştırmaların temelini oluşturmuştur. Kimyasal pürüzlendirme yönteminde, soy olmayan metal alaşımdan hazırlanan restorasyonlar güçlü inorganik asit solüsyonlarına daldırılır. Alaşım ve kullanılan solüsyon tipine göre 3 ile 20 dakika arasında değişen sürelerle restorasyon bu solüsyonlar içinde bekletilir (Krueger ve ark. 1990).

Bu işlem için önceleri hidroklorik asit, ferrik klorid, nitrik asit, asetik asit ve metanol gibi taze hazırlanmış asit solüsyonları ve bunların belirli oranlardaki kombinasyonları kullanılmıştır (Conceiçao ve ark. 1994).

Gerek makro gerekse mikro-bağlantı yöntemlerin tek başına yeterli bağlantı sağlamadığı görüldüğünden, metal-akrilik rezin bağlantısını daha da güçlendirmek için çeşitli adeziv sistemler geliştirilmiştir (Yatmaz 1996).

2.5.3. Kimyasal / mikro-mekanik bağlantı kombinasyonları

Metal iskelet ve protez arasındaki kimyasal bağlantı önemli fakat yeterli değildir. Bir mikro-mekanik bağlantı yöntemi ile kombine kullanıldığında çok daha etkin olduğu gözlenmiştir. Kimyasal bağlantı kombinasyonu sistemleri şöyle sıralanırlar (Yatmaz 1996, Ohkubo ve ark. 2000);

- Metal primerleri
- 4-META adeziv rezin tekniği
- Opaker Verbund Sistem (OVS)
- Adeziv rezinler ve simanlar
- Silan primerleri
- Rocatec sistemi

- Sebond MKV sistemi
- Silicoater MD sistemi

2.5.3.1. Metal primerleri

Son yıllarda akrilik rezin ile metal arasındaki kimyasal bağlantının etkinliğini arttırmak için farklı yapıştırma teknikleri geliştirilmiştir (Matsumura ve ark. 2001, Ohkubo ve ark. 2005).

Primerler su, etanol veya aseton gibi çözücülerde çözünmüş adezyon geliştirici maddelerdir. Primerlerin yapısında iki farklı fonksiyonel grup vardır. Hidrofilik fonksiyonel grup diş yapısına bağlanmayı gerçekleştirirken, hidrofobik fonksiyonel grup adeziv rezine bağlanmayı gerçekleştirir (Öztürk ve Uludağ 2002).

Yeni geliştirilen metal primerler ise, kompozitlerin veya rezin esaslı simanların metallere fiziko-kimyasal olarak tutunmasını sağlayan özel formüllü protetik adezivlerdir. Adeziv metal primerler, fonksiyonel monomerleri sayesinde hem metale hem akrilik rezine bağlantı sağladıklarından dolayı metal örnek ve akrilik rezin materyaller arasında bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla kullanılırlar. Metal primerlerin klinisyenler tarafından seçimi sıklıkla metal yapının tipine göredir (Yoshida ve ark 1993, Öztürk ve Uludağ 2002, Ohkubo ve ark. 2005).

2.5.3.2. 4-META adeziv rezin tekniği

İlk olarak Japonya'da Tokyo Üniversite'sinde, Tanaka tarafından geliştirilmiş olan bu adeziv rezin, moleküler yapısında hem hidrofilik hem de hidrofobik baz içeren bir monomerdir. 4- META veya MDP monomer içeren rezin simanlar metal yüzeyi üzerindeki oksit tabakasıyla meydana gelen kimyasal etkileşimleri sonucunda kuvvetli bir bağlantı kurarlar. 4-META opak rezin soy metallere daha zayıf bağlanır. Bunun nedeni;

bu monomerin oksitli yüzeylere karşı afinite göstermesidir (Matsumura ve ark. 1991, Öztürk ve Uludağ 2002).

2.5.3.3. Opaker Verbund sistem

Bu sistemde, galvanizleme yöntemiyle metal yüzeyi ince bir kalay tabakasıyla kaplanır. Kalay, metale kimyasal olarak bağlanır ve serbest kristallerin yüzey alanını arttırmasıyla akrilik rezinin mikro-mekanik olarak tutunmasını sağlar. Ayrıca, kalay oksit ve akrilik rezin arasında kimyasal bir bağ oluşur. Bu yöntemle, metal-rezin birleşim sınırında aralık oluşmadığı ve akrilik rezinin bağlanma direncinin önemli ölçüde arttığı bildirilmiştir (Imirzalıoğlu 1991, Imbery ve ark. 1993).

2.5.3.4. Adeziv rezinler ve simanlar

Panavia EX, Super-Bond C & B, All-Bond, Comspan Opaque, Conclude ABC gibi firma isimlerine sahip olan simanlar genellikle Bis-GMA ve bifonksiyonel üretan dimetakrilat veya 4-META rezin sistemlerine dayanır ve bu maddeler doğrudan metal yüzeyine yapışabilirler. Rezin esaslı bu maddelerin monomerlerinde fosforik asit, aktive olmuş fosfat esteri veya karboksilik fonksiyonel uçlar bulunduğundan, metal alaşımla rezin arasında etkin bir kimyasal bağlantı kurulur (Strygler ve ark. 1991, Yoshida ve ark. 1993, Yatmaz 1996).

2.5.3.5. Silan primerleri

Silan primerlerin seramik restorasyonlar ve ortodontik braketlerin mineye bakan yüzeyinde, rezinle kimyasal bağlantı oluşturmak amacıyla kullanılmaları sonucu bağlantı direncini belirgin bir şekilde arttırdıkları bildirilmiştir. Işıkla polimerize olan protez kaide

plağı rezinlerinin metal iskeletle olan bağlantısını arttırmak için vinil benzildamin silan kullanılmış ve sonucun olumlu olduğu belirtilmiştir (Polyzois ve ark. 1991).

Dental alaşımların yüzeyleri silikat yapı içermediğinden, silan primerlerin doğrudan metal yüzeyine sürülmeleri yarar sağlamaz. Kimyasal adezyon oluşabilmesi için metal yüzeyinin silikat tabakası ile kaplanması gerekir. Bu adezivlerin kuru ortamda başarılı oldukları, nemli ortamlarda ise bağlantı dirençlerinin zayıf1adığı görülmüştür (Hayakawa ve ark. 1992, Berte ve ark. 1993, Yatmaz 1996).

2.5.3.6 Rocatec sistemi

Bu sistem, kumlama sırasında çıkan mekanik enerjiden yararlanarak, metal yüzeyinde silikatlı bir seramik tabakası oluşturulması esasına dayanır. Kumlanmış ve aktive olmuş metal yüzeyine, tek bileşenli Rocatec-Sil sürülür ve opak rezinin kimyasal olarak tutunması sağlanır. Porselen yapay dişlerin protez kaide plağına, kaide plağının da metal iskelete tutunması ve estetik kaplama malzemelerinin metale kimyasal olarak bağlanması için uygulanan bir yöntemdir. Çeşitli avantajlar sunan bu yöntem pahalı bir donanım gerektirmektedir (Imbery ve ark. 1993, May ve ark 1995, Yatmaz 1996).

2.5.3.7. Sebond MKV sistemi

1986 yılında Schütz Dental firması tarafından piyasaya sürülen, rezinin metale mikro-mekanik bağlanması ve kimyasal adezyonla tutunduğu bir sistemdir. Bu yöntemdeki kimyasal adezyon; metakrilat içindeki serbest karboksil gruplarının, kumlanmış alaşım yüzeyindeki metal oksitlerine bağlanmasıyla sağlanır (Yatmaz 1996).

2.5.3.8. Silicoater MD sistemi

Bu yöntemin temeli, metal ve rezin arasında kimyasal bağ oluşturmak amacıyla, 1980' li yılların başında ilk kez Musil ve Miller tarafından geliştirilen "Silicoater" sistemine dayanmaktadır. "Silicoater" sisteminde, özel bir cihaz içinde, alev yardımıyla metal yüzeyinde oksit tabakası oluşması sağlanmıştır. Bu yöntemin bazı güçlüklerinden dolayı, yine aynı araştırıcılar tarafından sistem daha da geliştirilmiş ve 1988 yılında "Silicoater MD" yöntemi olarak klinik kullanıma sunulmuştur. Metal yüzeylerinde SiOH veya AlOH serbest uçları bulunmadığından doğrudan silan bağlantısı kurulamaz. Bu nedenle metal yüzeyi silanla bağlantı yapabilecek -OH grupları içeren bir SiO tabakası ile kaplanır. Daha çok sabit restorasyonların estetik kaplama rezini için kullanılır (Yatmaz 1996).

2.6. Bağlanma Testleri

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

- Makaslama (Shear) testi

  - Sirküler ara yüz makaslama testi

  - Oblik makaslama testi

  - Hammad Stein makaslama testi

  - Rectanguler ara yüz makaslama testi

  - Konik arayüz makaslama testi

- Çekme (Tensile) testi

- Makaslama ve çekme kombinasyonu testi

- Esneme (Flexural) testi
- Dönme (Torsiyon) testi (Hammad ve Talic 1996).

2.6.1. Makaslama tip strese karşı bağlanma dayanımı

Yapıştırma sistemlerinde kesme kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, genellikle tabanı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir uç yardımı ile kuvvet uygulanır ve örneğin 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/inç^2, kg/ cm^2, MN/m^2 veya N/mm^2 (Megapaskal, MPa) olarak ifade edilebilir (Retief 1991).

2.7. Termal döngü

Dental restoratif materyaller sürekli olarak ağız ortamında ısı ve pH değişikliklerinin etkisi altında kalmaktadırlar (Geis-Gerstorfer 1994, Gale ve Darvell 1999). Yemek, içmek ve nefes almak ağız içi ısı değişikliklerine sebep olur. Örneğin buzlu bir suyun ısısı 0 °C ye yakınken, sıcak bir çay yada çorbanın ısısı 60 °C ye ulaşabilir. Ancak yeme ve içme kişiden kişiye oldukça farklılık gösteren alışkanlıklardır ve ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine sebep olması beklenemez (Longman ve

Pearson 1987). Nefes alındığı sırada havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız ısısında radikal değişikliklere neden olabilir (Boehm 1972). Ağızdan nefes alınmadığında ve termal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklık 35.2 (±2.1) °C, yani ortalama 35 °C olarak ölçülmüştür (Spierings ve ark 1987).

Restorasyonların ömürleri boyunca etkisi altında kaldıkları ısı değişikliklerini taklit edebilmek için onları *in vitro* şartlarda termal döngü etkisinde bırakmak ve/veya mekanik yüklemeler yapmak sıklıkla başvurulan yöntemlerdir (Ülker 2006).

ISO TR 11450 standardına göre (1994), sıcaklığı 5° ve 55 °C olan su banyoları içerisine örneklerin 500 kez daldırılması şeklinde uygulanan termal döngü uygun bir yapay yaşlandırma test yöntemidir. Gale ve Darwell (1999) yayınladıkları derleme bir makalede 10.000 termal döngünün yaklaşık 1 yıllık *in vivo* fonksiyonu temsil ettiğini söylemişlerdir. Gale ve Darwell'in bulguları ile karşılaştırıldığında ISO standardının önerdiği 500 döngü uzun dönem termal etkilerin taklit edilmesinde yetersiz kalabilir (Ülker 2006).

Dental materyallerin değerlendirilmesi için yapılan laboratuar çalışmalarında termal döngünün kullanılması da *in vivo* şartları taklit etmede elverişli bir metottur. Ancak literatürde termal döngü metodolojisine bir standart getirilmemiştir. Uygulanan banyonun sıcaklığı, tipi, daldırma zamanı ve banyolar arası transfer zamanında farklılıklar görülmektedir (Şengün ve ark 2005).

2.8. Mikro sızıntı tespit yöntemleri

Mikro sızıntı konusu bazı değişkenlerle karmaşık bir durum ortaya koymasına rağmen, mikro sızıntının varlığını ve yerini gösterecek uygun deney metotları bulunmaktadır (Alptekin 1995). Laboratuar şartlarında yapılan başlıca mikro sızıntı tespit yöntemleri:

- Boya penetrasyon yöntemi
- Hava basıncı yöntemi
- Bakteriyel çalışmalar.
- Radyoaktif izotop yöntemi
- Kimyasal işaretleyiciler
- Nötron aktivasyon analizi
- Elektrokimyasal çalışmalar
- Tarama mikroskop analizi (Yazıcı 1999)

2.8.1. Boya penetrasyon yöntemi

In vitro mikro sızıntı çalışmalarında boyama yöntemi, sızıntı bakılacak örneğin bir boya solüsyonunda bekletilmesi esasına dayanır. Örnekler belirli bir süre bekletilip çıkartıldıktan sonra yıkanır ve penetre olan boya çeşitli yöntemlerle (kesit alma, malzemeleri ayırma vb.) görsel olarak incelenir (Yanıkoğlu 1990, Alptekin 1995, Yazıcı 1999). Boya kullanımı seçiminde farklı büyüklükteki partikül içeren solüsyon ve süspansiyonlar olmak üzere geniş bir çeşitlilik vardır. Kullanılan boya konsantrasyonlar % 0,5-10 arasında değişirken solüsyonda bekletme zamanı 4 saat ile 72 saat veya daha fazla bir süre arasında değişkenlik göstermektedir (Küçükay 1991). Bu yöntemde kullanılan bazı boyalar ve oranları şu şekildedir (Kocabalkan 1993);

Bazik fuksin	% 0,5-2
Akridinorange	% 0,1
Toluidin mavisi	% 0,25
Eritrosin	% 2

Metilen mavisi	% 0,2-2
Floresan	% 20
Gümüş nitrat	% 50
Kristal violet	% 0,05
Anilin mavisi	% 2.

2.8.2. Hava basıncı yöntemi

Diş üzerindeki kavite malzemelerinin ve endodontik tedavili dişlerde apikal bölgenin sızıntısını incelemede kullanılan yöntemdir. Basınçlı havanın ilerleme miktarı ve sızıntı bölgesinden kabarcık çıkışının görsel incelemesi esasına dayanır (Moller ve ark 1983).

2.8.3. Bakteriyel çalışmalar

Bakteriyel sızıntı çalışmaları *in vitro* şartlarda çürük benzeri lezyonların restorasyonla diş arasındaki yüzeyde kolonizasyonlarının gözlenmesi esasına dayanır. Kenar sızıntısı bu yöntemle sayısal olarak değil, nitel olarak belirlenir (Yazıcı 1999).

2.8.4. Radyoaktif izotop yöntemi

Boya penetrasyon yönteminden sonra en fazla kullanılan yöntemdir. Boya yönteminden daha hassastır. Bu yöntem radyasyon materyali ile örnek dokusu arasında geçen radyo izotopların otoradyografi ile tespiti esasına dayanır (Yazıcı 1999).

2.8.5. Kimyasal işaretleyiciler

Bu yöntemde çoğunlukla iki renksiz bileşik kullanılarak, gümüş tuzları gibi opak bir çökelti elde edilir. Her iki kimyasal ajanın da penetre olabilme yeteneğine sahip olması gerekir. Leinfelder ve ark, çözünebilir özellikte olan $Ca(OH)_2$ taban maddesinin sızmasıyla oluşan pH değişikliklerini saptama temeline dayanan bu yöntemi tanımlamıştır (Yazıcı 1999).

2.8.6. Nötron aktivasyon analizi

Örnek nükleer bir reaktör ortasına yerleştirilir, nötron bombardımanı uygulanır, örnek tarafından yayılan radyasyon ile işaretleyicinin miktarı ölçülerek sızıntı hakkında fikir sahibi olunur. Pahalı ve karmaşık bir yöntemdir (Yazıcı 1999).

2.8.7.Elektrokimyasal çalışmalar

Diş dokuları için yıkıcıdır ve *in vivo* şartlarda kullanılamaz. Diş kökü ve restorasyona elekrot bağlanıp elekrolit banyosundan akım geçirilerek sızıntı değerlendirilir (Yazıcı 1999).

2.8.8.Tarama mikroskop analizi

Kenar uyumunun tarama elektron mikroskobunda görüntülenerek mikroskobik analize ile incelenmesi yöntemidir (Yazıcı 1999).

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma; Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuarı ve fakültemizin Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ile İzmir' de Dentek Dental Ltd. Diş laboratuarlarında gerçekleştirildi.

Çalışmada kullanılan 3 farklı tip metal alaşımı, kompozisyonları ve üretici firmaları Tablo 3.1' de sunulmuştur.

Tablo 3.1 *Kullanılan metal alaşımları, kompozisyonları ve üretici firmaları*

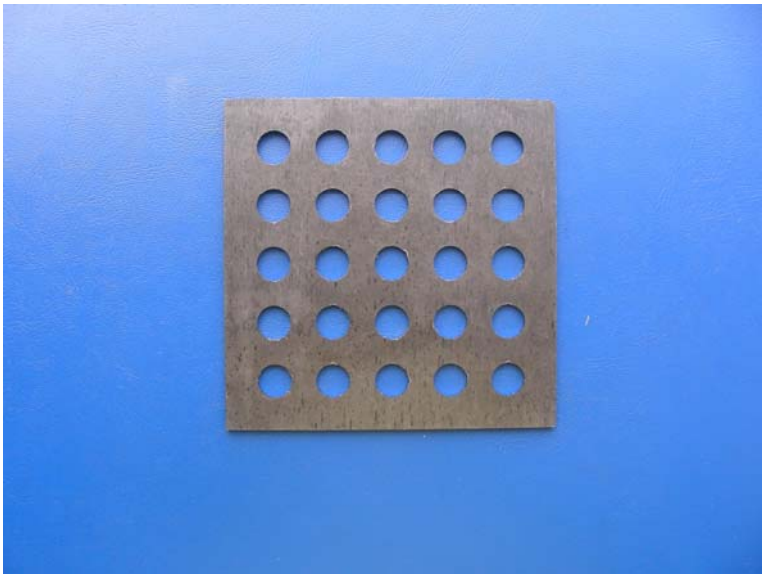
Metal alaşımları	Kompozisyonları	Üretici firma
Co-Cr Alaşımı (Wironit)	% 64 Co, %28,65 Cr, %5 Mo	Bego, Bremen, Germany
Ti Alaşımı (Tritan)	%99.5 Ti, %0.5 Fe, O, H, N, C	Dentaurum, Ispringen, Germany
Au-Ag-Pt Alaşımı (Mainbond EH)	%70 Au, %13,4 Ag, %8,5 Pt, %7,5 Cu, %0,5 Zn, %0,1 Ir	Kulzer, Berkshire, Germany

Tablo 3.1 de sunulan metal alaşımlarından çalışma örneklerini elde etmek için önce standart mum örnekler hazırlandı.

3.1. Mum Örneklerin Elde Edilmesi

2 mm kalınlığında ve 10 mm çapında örnekleri elde edebilmek için paslanmaz çelik levhalardan CNC Kontrollü Modüler Lazer Kesme Sisteminde[&] özel bir kalıp hazırlandı (Resim 3.1). Kalıp cam üzerine yerleştirilerek erimiş mum[®] döküldü. Kalıp içinde mum kalınlığının eşit olması için kalıbın her iki yüzeyine ısıtılmış cam uygulandı. Bu şekilde 432 adet standart mum örnek hazırlandı.

& Bysprint 2512, Bystronic, Switzerland
® 774 Inlaywax, Florence, Italy



Resim 3.1 *Mum örnekler için hazırlanan paslanmaz çelik kalıp*

Elde edilen mum örnekler, her bir metal alaşımından 144 adet örnek hazırlamak üzere rasgele 3 gruba ayrıldılar.

3.1.1. Metal örneklerin elde edilmesi

Co-Cr örnekler; İlk grubu oluşturmak üzere 144 adet mum örnek Co-Cr örneklerin hazırlanmasında kullanıldı. Mum örnekler sabunla temizlenip, su ile yıkandı ve 2 atm basınçlı hava ile kurutuldu. Daha sonra fosfat bağlı revetmana* alındılar. Üretici firma talimatları doğrultusunda 100 gr toz / 15 ml likit, revetman karıştırma cihazında[Ю] vakum altında 60 sn karıştırıldı. Vibratör[χ] üzerinde döküm halkası revetmanla dolduruldu ve hemen kaldırıldı. Revetman için çalışma zamanı üretici firma tarafından 21 ^{o}C' de 2 dk 45 sn ve sertleşme zamanı 30 dk olarak bildirilmiştir.

Revetman yüzeyi yaklaşık 5 mm revetman bırakılarak yavaş bir şekilde trimlendi, manşetler tij yolu aşağıya gelecek şekilde oda sıcaklığındaki ön ısıtma fırınına[Д] yerleştirildi. Manşet dakikada 5 ^{o}C olacak şekilde 150 ^{o}C'ye kadar ısıtılarak 90 dk, tekrar dakikada 5 ^{o}C olacak şekilde 1000 ^{o}C'ye kadar ısıtılarak 60 dk ön ısıtma fırınında tutuldu.

---

* *Wirovest , Bego, Bremen, Germany*
[Ю] *Vacum Mixer, type : VM 120, siladent Technick GmbH&Co., München , Germany*
[Д] *Nabertherm, Bremen, Germany*

Mum atım işleminden sonra döküm işlemi üretici firma talimatları doğrultusunda 1400 C° ısıda indüksiyon cihazında[£] her manşet için 3 ingot kullanılarak döküm gerçekleştirildi.

Au-Ag-Pt örnekler; İkinci grubu oluşturmak üzere 144 adet mum örnek Au-Ag-Pt örneklerin hazırlanmasında kullanıldı. Örnekler sabunla temizlenip, su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu. Daha sonra fosfat bağlı revetmana[#] alındılar. Üretici firma talimatları doğrultusunda 100 gr toz / 15 ml likit, revetman karıştırma cihazında[Ю] vakum altında 60 sn karıştırıldı. Vibratör [χ] üzerinde döküm halkası revetmanla dolduruldu ve hemen kaldırıldı. Revetman için çalışma zamanı üretici firma tarafından 21 ^{o}C' de 5 dk ve sertleşme zamanı 30 dk olarak bildirilmiştir.

Revetman yüzeyi yaklaşık 5 mm revetman bırakılarak yavaş bir şekilde trimlendi, manşetler tij yolu aşağıya gelecek şekilde oda sıcaklığındaki ön ısıtma fırınına[Д] yerleştirildi. Manşet dakikada 5 ^{o}C olacak şekilde 150 ^{o}C'ye kadar ısıtılarak 90 dk, tekrar dakikada 5 ^{o}C olacak şekilde 250 ^{o}C'a kadar ısıtılarak 90 dk ve dakikada 5 ^{o}C olacak şekilde 700 ^{o}C'ye kadar ısıtılarak 60 dk ön ısıtma fırınında tutuldu. Mum atım işleminden sonra döküm işlemi üretici firma talimatları doğrultusunda 1140 C° ısıda indüksiyon cihazında[£] her manşet için 9 ingot kullanılarak döküm gerçekleştirildi.

Ti örnekler; Son grubu oluşturmak üzere 144 adet mum örnek titanyum örneklerin hazırlanmasında kullanıldı. Örnekler sabunla temizlenip, su ile yıkandı, hava ile kurutuldu. Daha sonra fosfat bağlı revetmana[+] alındılar. Üretici firma talimatları doğrultusunda 250 gr toz / 40 ml likit, revetman karıştırma cihazında[Ю] vakum altında 60 sn karıştırıldı.

[χ] *Vibroboy S, Bego Bremer Goldschlsgerei Wihl. Herbst GmbH&Co., Bremen , Germany*
[£] *Galloni, Milano, Italy*
[#] *Bellavest T , Bego, Bremen, Germany*
[+] *Rematitan Plus, Dentaurum, Ispringen, Germany*

Döküm halkası tamamen revetman ile doldurulduktan sonra vibratörden[χ] kaldırıldı. Revetman için çalışma zamanı üretici firma tarafından 21 ^{o}C' de 3 dk 40 sn ve sertleşme zamanı 40 dk olarak bildirilmiştir.

Revetman yüzeyi yaklaşık 5 mm revetman bırakılarak yavaş bir şekilde trimlendi, manşetler tij yolu aşağıya gelecek şekilde oda sıcaklığındaki ön ısıtma fırınına[Д] yerleştirildi. Manşet dakikada 5 ^{o}C olacak şekilde 150 ^{o}C'ye kadar ısıtılarak 90 dk, tekrar dakikada 5 ^{o}C olacak şekilde 250 ^{o}C'a kadar ısıtılarak 90 dk ve dakikada 5 ^{o}C olacak şekilde 1000 ^{o}C'ye kadar ısıtılarak 60 dk ön ısıtma fırınında tutuldu.

Manşet 1000 ^{o}C den döküm sıcaklığı olan 430 ^{o}C ye kadar yavaş soğutuldu. Fırın sıcaklığı 430 ^{o}C olduğunda döküm işlemine geçildi. Manşetlerin fırın içinde 430 ^{o}C de 120 dk dan daha fazla tutulmamasına dikkat edildi. Döküm işlemi için, inert bir ortam oluşturan Ar atmosferinde, metalin elektrik arkla eritildiği ve vakum/basınçla revetmanın içine itildiği döküm cihazı[Ξ] kullanıldı.

Döküm cihazında, üst odacıktaki erime potasına 36 gr'lık bir adet saf titanyum ingot, alt odacığa manşet yerleştirildi. Manşet ve eritme hücresi arasına yerleştirilen porselen contası ile döküm işlemi süresince manşet ve döküm hunisi arasındaki sızdırmazlık sağlandı.

Metali eritecek olan elektrot metalden yaklaşık 5 mm uzağa konumlandırıldıktan sonra, üst odacıkta Cu pota içinde bulunan metal, elektrik arkı ile 40 sn eritildi (Tritan metalin erime noktası; 1668°C).

Döküm sırasında üst odacıktaki basınç 0.95±0.05 bar, alt odacıktaki basınç ise -0.95±0.05 bar olarak ayarlandı. Bu basınç farkı sayesinde eriyen metal alt odacıktaki manşete döküldü. Bu sırada döküm odasında, vakum yerini Ar gazına bırakmakta, her iki

[Ξ] *Rematitan Autocast, Dentaurum, Germany.*

odada da inert bir ortam oluşturan Ar gazı atmosferi oluşmaktadır. Her yeni döküm için en az 1 dk 42 sn beklendi. Her 4-5 dökümde bir oksidasyon ve kirlenme ihtimaline karşı Cu pota değiştirildi.

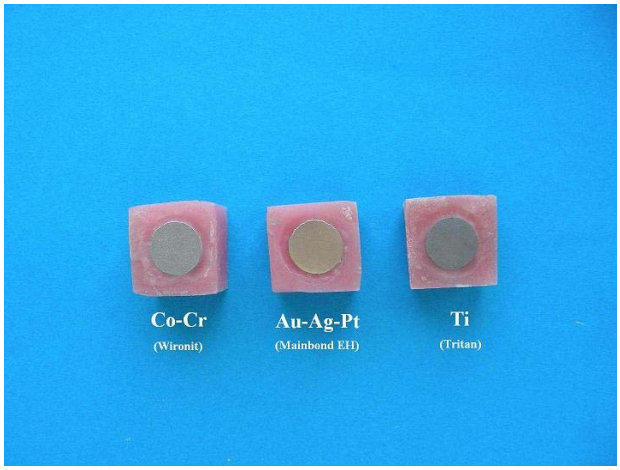
3.1.2. Metal Örneklerin Yüzey Hazırlığı

Tüm metal alaşımlardan elde edilen örneklerin tijleri karbon bir separe[e] ile kesildi ve revetman artıkları 2 bar basınçla[☼] 250µm alüminyum oksit kum ile (Al_2O_3) kumlanarak[¥] uzaklaştırıldı, örnek yüzeyleri taşlandı, sonra disk örnekler No:600 silikon karbid[∝] kağıdı kullanılarak aşındırıldı.

Her metal disk özel silikon[^] kalıplar kullanılarak otopolimerizan akrilik rezin[ή] içerisine bir yüzeyleri dışarıda kalacak şekilde gömüldü. Metal yüzeyleri üretici firma talimatlarına göre soy alaşımlarda 50 µm, diğer alaşımlarda 110 µm Al_2O_3[¥] ile 0.5 MPa basınçla ve 5 mm uzaklıktan 10 sn. kumlandı[ψ] (Resim 3.2).

---

[e] *Separatin Disk, Dentorium, NY, USA*
[∝] CarbiMet; Buehler, Lake Bluff, IL, USA.
[☼] *Rotaks, Rotaks-Dent Dişcilik, İstanbul, Türkiye.*
[¥] *Korox, Bego Bremer Goldschlagerei wil. Herbst, Bremen , Germany*
[^] *Zetaplus, Zhermack,Rovigo, Italy*
[ή] *Meliodent, Heraeus kulzer ltd. Berkshire, Germany*
[ψ] *Easy Blast, Bego Bremer Goldschlagerei wil. Herbst, Bremen , Germany*



Resim 3.2 *Akrilik rezin uygulamasına hazır zımparalanan ve kumlanan örnekler.*

Yüzeyi hazırlanan metal örneklere akrilik rezin uygulamasına geçildi. Bu çalışmada kullanılan akrilik rezinler ve üretici firmaları tablo 3.2 de verilmiştir.

Tablo 3.2. *Kullanılan akrilik rezinler ve üretici firmalar*

Akrilikler	Kompozisyonları	Üretici firma
Meliodent Heat Cure	Polimetilmetakrilat (PMMA)	Kulzer, Berkshire, Germany
Meliodent Self Cure	Polimetilmetakrilat (PMMA)	Kulzer, Berkshire, Germany
Acron MC	Polimetilmetakrilat (PMMA)	Kuraray Co., Ltd, Osaka, Japan

3.2. Akrilik rezinlerin uygulanması

3.2.1. Isı ile polimerize olan akrilik rezin uygulanması

Örnek yüzeylerine yapıştırmak üzere metal disk çaplarından 2 mm küçük (8 mm çapında) 2 mm kalınlığında mum örnekler[Ξ] disk şeklinde hazırlandı. Mum diskler metal yüzeyi hafifçe ısıtıldıktan sonra dış yüzeyde eşit olarak 1 mm metal kalacak şekilde orta bölgeye parmak basıncı ile yapıştırıldı.

[Ξ] *Modelling wax, Cavex, Haarlem, Nederland.*

Daha sonra örnekler su ile yıkanıp hava ile kurutuldu ve akrilik rezin tepimi için muflalama işlemine geçildi. Her muflaya 12 adet örnek gömüldü (Resim 3.3).



Resim 3.3 *12 adet örnek gömülen konvansiyonel mufla.*

Alt yarıya alınan muflada sertleşen beyaz alçı yüzeyine fırça ile bir kat lak[∃] sürüldü ve üst yarı alçısı döküldü. Alçısı sertleşen mufla kaynayan suya bırakılarak mum atımı için 5 dk. beklendi. Bu süre sonunda mufla sudan çıkartılarak açıldı, alçı yüzeyi ve metal yüzeyleri sıcak su ile yıkanarak mum artıklar tamamen uzaklaştırıldı. Yüzeyler kurutularak oda ısısında soğumaya bırakıldı. Mumdan tamamen temizlenen ve soğuyan mufla deterjanlı su ile yıkanıp kurutulduktan sonra modelasyon yüzeyi içeren alçı lakla izole edildi. Oda ısısında soğuyan örnek yüzeylerine metal primer uygulanmasına geçildi.

Bu çalışmada kullanılan metal primerler, üretici firmaları ve fonksiyonel monomerleri Tablo 3.3' de verilmiştir.

Tablo 3.3. *Kullanılan metal primerler, içerikleri ve üretici firmalar*

Primer	Fonksiyonel monomer	Üretici firma
Alloy Primer (AP)	Thione fosfat (VBATDT) Fosoforik asit (MDP)	Kuraray Co., Ltd, Osaka, Japan
Meta Fast (MF)	4-META	Sun Medical Co., Shiga, Japan
Metal Primer (MP)	Fosforik asit (MDP)	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein

[∃] *Isolant/CMS, Dentsply,Englang.*

Her bir metal alaşımından elde edilen ilk 12 adet örneği içeren ilk gruba Alloy Primer, ikinci gruba Meta Fast primer, üçüncü gruba ise Metal Primer uygulandı.

Primerler üretici firmaların talimatı doğrultusunda fırça ile metal yüzeyine tüm yüzeyi ıslatacak şekilde tek kat olarak uygulandı ve 5 dk beklendi. Son olarak her metal grubundan 12 adet örnek ise primer uygulanmadan kontrol grubu olarak bırakıldı.

Mum atımı gerçekleştirilen ve sonrasında primer uygulanan örneklere üretici firma talimatı doğrultusunda ısı ile polimerize olan Meliodent PMMA akrilik rezinin tepimine geçildi.

Üretici talimatına göre 10 ml likit 23,4 gr toz oranında akrilik rezin, likit üzerine toz dökülerek 1 dk sert bir spatula ile karıştırıldı. 6 dk ön polimerizasyon için beklenen akrilik rezin hamur kıvamına gelince modelasyon boşluklarına yerleştirildi. Muflalar arasına polietilen folyo konarak hidrolik preste$^{\infty}$ 100 bar basınçta 2 kez sıkıldı. Her işlemde fazla akrilik rezin uzaklaştırıldı. Son provadan sonra folyo kaldırılarak mufla 200 bar basınç atında 5 dk tutuldu. Daha sonra mufla brite alındı ve ısı ile polimerizasyon (su içinde kaynatma) işlemine geçildi.

Oda ısısındaki suya yerleştirilen mufla 30 dk kaynama noktasına kadar ısıtıldı ve 30 dk kaynatıldı. Bu süre sonunda ısı kesilerek su içerisinde oda ısısında soğumaya bırakıldı.

Polimerizasyonu tamamlanan örnekler mufladan çıkarıldıktan sonra metal dışına taşan akrilik rezinler karpit frez$^{\Sigma}$ yardımı ile temizlendi. Bu işlemden sonra örnekler 37 C° suda 24 saat bekletildi.

$^{\Sigma}$ *NTI-Kahla, Rotary Dental Ins., Kahla, Germany.*

$^{\infty}$ *Hydrofix, Bego, Bremen, Germany.*

3.2.2. Otopolimerizan akrilik rezin uygulanması

Otopolimerizan akrilik rezin uygulaması için her bir metal grubundan 12'şer adet örnekten oluşan 4 grup (Alloy Primer, Metal Primer, Meta Fast, Kontrol) oluşturuldu. Her bir gruba ait primer daha önce bahsedildiği şekilde uygulandı, kontrol grubu primer uygulanılmadan kullanıldı.

Akrilik rezin uygulama işleminde iç çapı 8 mm olan plastik bir boru kullanıldı. 2 mm aralıklarla kesilen borudan 8 mm iç çapı olan ve 2 mm kalınlığında toplam 48 adet homojen kalıp elde edildi. Elde edilen bu kalıplar metal örnekler üzerine Resim 3.4'de görüldüğü gibi yerleştirildi ve Meliodent otopolimerizan akrilik rezin uygulamasına geçildi.



Resim 3.4 *Otopolimerizan akrilik rezin için yerleştirilen plastik kalıp*

Üretici firma talimatında ağırlıkça 5 gr toz 3,5 gr likit oranında 30 sn karıştırıldı. 2 dk ön polimerizasyon için beklenen otopolimerizan akrilik rezin, primer uygulanan ve plastik kalıplara yerleştirilen metal örneklere kalıpları taşırmayacak şekilde dolduruldu ve örnekler %100 nemli 2 bar basınçlı ortamda[∅] 30 dk bekletildi. Basınçlı ortamdan çıkartılan örnekler daha sonra 37° C distile suda 24 saat bekletildi.

[∅] *Thermo, Termo Madeni Eşya San. Tic. Ltd. Şti.,Kayseri, Türkiye.*

24 saat bekletilen ve polimerizasyonu tamamlanan örnekler distile sudan çıkarıldı. Plastik kalıplar bistüri yardımı ile kesilerek uzaklaştırıldı. Metal yüzeyine taşan akrilik rezinler karpit frez yardımı ile temizlendi.

3.2.3. Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin uygulanması

Isı ile polimerize olan akrilik rezin uygulamasında olduğu gibi 8 mm çapında 2 mm kalınlığında mum örnekler disk şeklinde hazırlandı. Mum diskler metal yüzeyi hafifçe ısıtıldıktan sonra dış yüzeyde eşit olarak 1 mm metal kalacak şekilde orta bölgeye parmak basıncı ile yapıştırıldı. Daha sonra örnekler su ile yıkanıp hava ile kurutuldu ve akrilik rezin tepimi için muflalama işlemine geçildi.

Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin için özel olarak üretilen fiberle güçlendirilmiş plastik mufla[φ] kullanıldı. Her bir muflaya 12 adet örnek gömüldü (Resim 3.5).



Resim 3.5 *FRP mufla ve gömülen 12 örnek.*

Alçı tamamen sertleştikten sonra mufla mikrodalga fırınında[θ] 500W güçte 1dk tutuldu ve mumun yumuşaması sağlandı. Daha sonra mufla açılarak yumuşayan mum mufladan uzaklaştırıldı. Alçı yüzeyi ve metal yüzeyleri sıcak su ile yıkanarak mum artıklar tamamen uzaklaştırıldı. Yüzeyler kurutularak oda ısısında soğumaya bırakıldı.

[φ] *FRP Flask for Mikrowave Cure, GC Corporation Tokyo, Japan.*

Mumdan tamamen temizlenen ve soğuyan mufla deterjanlı su ile yıkanıp kurutulduktan sonra modelasyon yüzeyi içeren alçı lakla[∃] izole edildi.

Acron MC mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin cam bir kapta 30 cc toz ve 9 ml likit oranında likit üzerine toz yavaşça dökülerek spatula kullanılmadan karıştırıldı. Kapalı bir kapta bu karışım ön polimerizasyon için 15 dk bekletildi. Oda ısısında soğuyan örnek yüzeylerine metal primerlerin uygulanmasına geçildi.

Her bir metal alaşımından elde edilen 12 adet örneği içeren ilk gruba Alloy Primer, ikinci gruba Metal Primer, üçüncü gruba ise Meta Fast primer uygulandı.

Primer üretici firmaların talimatı doğrultusunda fırça yardımı ile metal yüzeyine uygulandı. Son olarak her bir metal grubundan 12 adet örnek ise primer uygulanmadan kontrol grubu olarak bırakıldı.

Ön polimerizasyonu tamamlanan akrilik rezin modelasyon boşluklarını dolduracak şekilde muflanın üst yarısına yerleştirildi. İki mufla arasına polietilen folyo yerleştirilerek muflalar kapatıldı ve vidalar elle izin verecek oranda sıkıldı. Açılan mufladan taşan fazla akrilik rezin temizlendi ve işlem akrilik rezin taşmayıncaya kadar tekrar edildi. Son prova işleminden sonra naylon uzaklaştırıldı ve mufla kapatıldı. Üretici firmanın talimatı doğrultusunda önce elle izin verilene kadar sıkılan mufla daha sonra özel anahtarı ile her bir vidası 60° daha sıkılarak işlem tamamlandı.

Akrilik rezin tepimi yapılan mufla 500W güç ayarında 1,5 + 1,5 olacak şekilde toplam 3 dk fırınlandı daha sonra çıkartılan mufla oda ısısında 30 dk soğumaya bırakıldı. Bu işlem sonrası mufla soğuk su içerisinde 20 dk bekletildi.

Tamamen soğuyan mufla özel anahtarı ile açılarak örnekler çıkartıldı. Taşan akrilik

---

[∃] *Isolant/CMS, Dentsply,England*

rezinler karbit frez yardımı ile temizlenerek 37°C distile suda 24 saat bekletildi.

Tüm gruptaki örnekler termal döngü makinesineˆ yerleştirildi ve 30 sn periyotlarla 5 °C ve 55 °C deki suda 5000 kere termal döngü işlemine maruz bırakıldı.

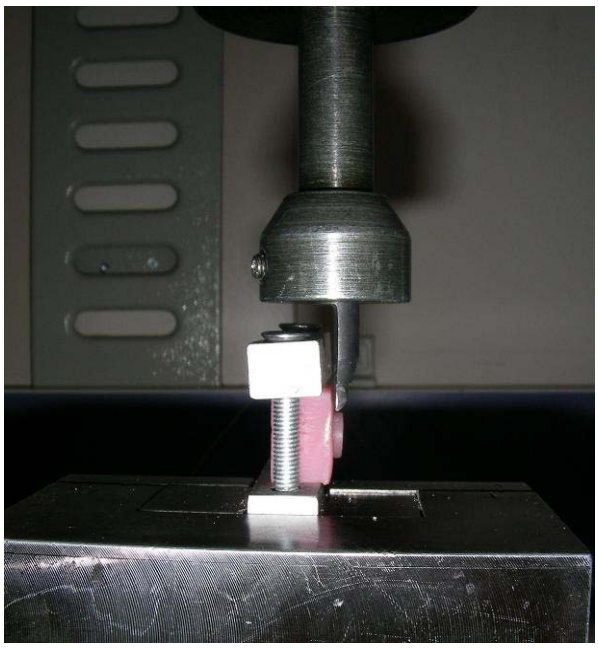
3.3. Testlerin Uygulanması

3.3.1. Makaslama bağlanma dayanım testi

Bağlanma dayanımını ölçmek için, örnekler basma-koparma-çekme test cihazına É yerleştirildiler (Resim 3.6).

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 durdu. Başarısızlık anındaki değerler monitörden Newton cinsinden belirlendi. Tüm örneklerde adeziv tip kırılma gerçekleşti.



Resim 3.6 *Basma-koparma-çekme cihazına yerleştirilen örnek*

ˆ*Termal döngü makinası, Nova Ticaret, Konya, Türkiye*
É *Elista, İstanbul, Türkiye*

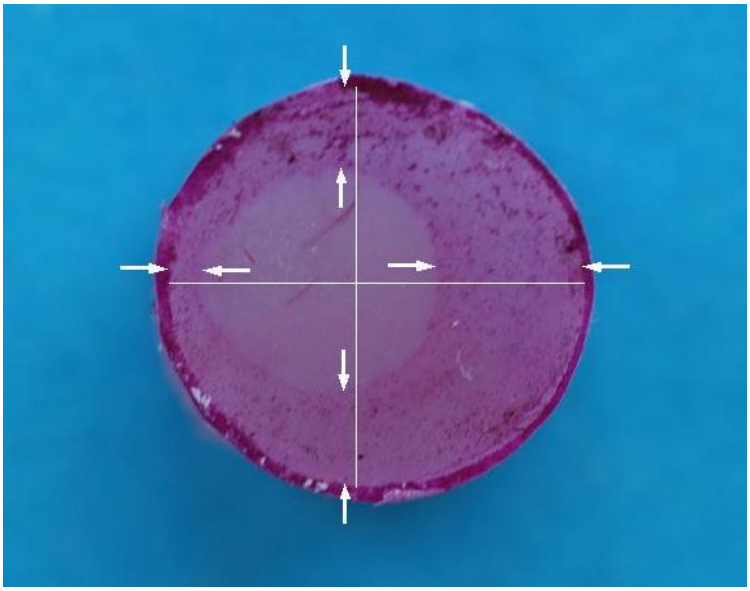
3.3.2. Mikro sızıntı testi

Makaslama testi uygulanan örnekler tekrar kullanılmak üzere yüzey hazırlığı yapıldı. Aynı şekilde yüzeyleri hazırlanan 432 metal örneğe yine aynı şekilde 3 akrilik rezin (Isı ile, otopolimerizan ve mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinler) yine 3 metal primer (Alloy Primer, Meta Fast primer, Metal Primer) ve bir kontrol olmak üzere 4 grup halinde uygulandı. Akrilik rezin uygulama işlemi tamamlanan ve yine 5000 termal döngüye sokulan örnekler 24 saat 37°C distile suda bekletildikten sonra % 0,5'lik bazik fuksin çözeltisi içinde 37°C'de 24 saat bekletildi.

Bazik fuksin banyosundan çıkarılan örnekler akan su altında 5 dk yıkanarak fazla boya uzaklaştırıldı ve mikro sızıntı değerlendirilmesine alındı.

Metal yüzey üzerindeki disk şeklindeki akrilik rezin metalden pens[F] yardımı ile ayrılarak mikro sızıntı ölçüm işlemine geçildi. Her bir örneğin yüzeyi x40 büyütmede stereomikroskopta[♣] incelendi. Dış yüzeyden merkeze doğru ilerleyen boya miktarı 0,5 mm hassasiyette ölçüldü. Ölçümler birbirine dik iki çap çizgisinin dış noktalarından itibaren yapıldı (Resim 3.7). Her bir örnekten bu şekilde alınan dört ölçümün ortalaması alınarak kaydedildi.

[F] *Waldsachs, Jensen, Muenster, Germany.*
[♣] *SZ-PT Olympus, Japan.*



Resim 3.7 *Mikro sızıntı için seçilen ölçüm noktaları.*

3.4. Kırılma analizi

Makaslama bağlanma dayanım testinde ayrılan örnekler stereomikroskopta incelendiğinde tüm ayrılmaların metal-akrilik rezin bağlantı yüzeyinde adeziv olarak gerçekleştiği saptandı.

3.5. İstatistik değerlendirme

Makaslama bağlanma dayanım testi sonucunda Newton cinsinden elde edilen değerler, bağlanma yüzey alanına bölünerek ($N/50,24mm^2$) Megapaskal'a (MPa) çevrildi ve kaydedildi.

Bağlanma dayanımı üzerine farklı metal alaşımlarının, akrilik rezinlerin ve primerlerin etkisini değerlendirmek için iki yönlü varyans analizi uygulandı.

Kullanılan akrilik rezin ve primer tipine bakılmaksızın kullanılan metallerin (n=144) makaslama bağlanma dayanım farkları Tukey HSD (Honestly Significantly Different) testi ile değerlendirildi.

Kullanılan metal ve primer tipine bakılmaksızın kullanılan akrilik rezinlerin (n=144) makaslama bağlanma dayanım farkları Tukey HSD testi ile değerlendirildi.

Kullanılan metal ve akrilik rezin tipine bakılmaksızın primerlerin (n=108) makaslama bağlanma dayanım farkları Tukey HSD testi ile değerlendirildi.

Bağlanma dayanımı üzerine farklı metal alaşımların ve primerlerin etkisini değerlendirmek için yine iki yönlü varyans analizi yapıldı, her bir metal alaşıma bağlanma dayanımına primerlerin etkisini karşılaştırmalı olarak incelemek için ise Tukey HSD uygulandı. Bütün istatistik değerlendirmeler 0.05'lik güven aralığı esas alınarak yapıldı.

Mikro sızıntı üzerine farklı metal alaşımlarının, akrilik rezinlerin ve primerlerin etkisini değerlendirmek için de yine aynı şekilde iki yönlü varyans analizi uygulandı. Yine karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile gerçekleştirildi.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama bağlanma dayanımı bulguları

Bu çalışmada elde edilen üç farklı tip metal örneğe, üç farklı tip metal primer uygulandı. Bir gruba ise uygulanmayarak kontrol grubu olarak bırakıldı. Daha sonrasında tüm metal örneklere üç farklı tip akrilik rezin uygulandı ve makaslama bağlanma dayanım testi yapıldı.

Ti alaşımından elde edilen örneklerin akrilik rezinlere göre makaslama bağlanma dayanım değerleri Tablo 4.1'de sunulmuştur.

Tablo 4.1. *Ti alaşım örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerleri (MPa)*

Örnek No	Isı ile polimerize olan akrilik rezin				Otopolimerizan akrilik rezin				Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin			
	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF
1	0,66	1,13	0,86	2,11	0,70	2,41	2,42	2,08	1,14	1,66	1,65	2,39
2	0,78	1,20	1,04	2,16	0,74	2,65	2,46	2,25	0,88	1,68	1,79	2,46
3	0,78	1,20	1,04	2,25	0,76	2,75	2,48	2,28	0,83	1,89	1,85	2,55
4	0,81	1,20	1,11	2,26	0,81	2,87	2,55	2,39	0,88	1,91	1,87	2,64
5	0,81	1,25	1,22	2,28	0,83	2,98	2,67	2,47	0,98	2,00	1,90	2,72
6	0,84	1,30	1,22	2,29	0,84	3,01	2,68	2,55	1,19	2,09	1,95	2,84
7	0,94	1,33	1,42	2,36	0,85	3,03	2,73	2,58	1,34	2,13	2,00	2,92
8	0,99	1,33	1,51	2,39	0,86	3,04	2,76	2,63	1,56	2,15	2,11	2,97
9	0,99	1,44	1,53	2,48	0,88	3,05	2,81	2,76	1,63	2,35	2,15	3,05
10	1,12	1,55	1,59	2,76	0,93	3,15	2,91	2,82	1,77	2,36	2,31	3,07
11	1,17	1,73	1,66	3,13	0,94	3,27	3,02	2,87	1,92	2,42	2,34	3,24
12	1,23	1,84	1,87	3,21	1,01	3,30	3,19	2,94	2,01	2,65	2,50	3,50

Co-Cr alaşımından elde edilen örneklerin akrilik rezinlere göre makaslama bağlanma dayanım değerleri Tablo 4.2'de sunulmuştur.

Tablo 4.2. *Co-Cr alaşım örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerleri (MPa)*

Örnek No	Isı ile polimerize olan akrilik rezin				Otopolimerizan akrilik rezin				Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin			
	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF
1	1,19	2,35	2,56	2,39	1,54	2,51	2,14	1,82	1,09	2,08	2,37	1,98
2	1,25	2,50	2,62	2,40	1,61	2,55	2,24	1,89	1,14	2,31	2,42	2,06
3	1,35	2,55	2,93	2,41	1,65	2,75	2,29	1,89	1,17	2,31	2,42	2,09
4	1,37	2,55	3,17	2,51	1,68	2,83	2,37	1,93	1,21	2,42	2,55	2,11
5	1,53	2,57	3,45	2,77	1,77	2,95	2,37	1,93	1,35	2,44	2,77	2,17
6	1,63	2,96	3,61	2,82	1,77	2,97	2,43	2,09	1,43	2,44	2,83	2,25
7	1,63	2,96	3,89	2,93	1,99	3,09	2,48	2,30	1,48	2,44	3,04	2,35
8	1,79	3,04	3,96	2,95	2,02	3,18	2,55	2,32	1,69	2,45	3,07	2,48
9	1,98	3,05	4,06	2,95	2,07	3,22	2,61	2,35	1,72	2,65	3,22	2,50
10	2,03	3,07	4,08	3,02	2,12	3,25	2,64	2,39	1,87	2,66	3,30	2,63
11	2,52	3,08	4,47	3,16	2,13	3,28	2,71	2,50	1,99	2,74	3,43	2,63
12	2,57	3,24	4,58	3,29	2,23	3,30	3,00	2,64	2,46	2,83	3,64	2,68

Au alaşımından elde edilen örneklerin akrilik rezinlere göre makaslama bağlanma dayanım değerleri Tablo 4.3'de sunulmuştur.

Tablo 4.3. *Au alaşım örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerleri (MPa)*

Örnek No	Isı ile polimerize olan akrilik rezin				Otopolimerizan akrilik rezin				Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin			
	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF
1	0,29	1,53	0,82	0,44	0,29	1,43	0,51	0,50	0,28	2,37	0,83	0,51
2	0,33	1,55	0,89	0,46	0,31	1,46	0,55	0,58	0,33	2,46	0,86	0,55
3	0,33	1,62	0,94	0,46	0,32	1,48	0,58	0,59	0,34	2,65	0,99	0,57
4	0,33	1,64	1,03	0,47	0,35	1,50	0,63	0,64	0,39	2,76	1,04	0,60
5	0,34	1,73	1,05	0,48	0,38	1,53	0,70	0,65	0,40	2,78	1,06	0,67
6	0,39	1,79	1,09	0,55	0,38	1,57	0,78	0,68	0,41	2,81	1,12	0,70
7	0,40	1,81	1,16	0,58	0,41	1,59	0,83	0,76	0,44	2,90	1,33	0,72
8	0,41	1,86	1,16	0,58	0,44	1,66	0,84	0,81	0,47	3,02	1,33	0,75
9	0,44	1,93	1,29	0,67	0,44	1,68	0,85	0,86	0,49	3,19	1,46	0,83
10	0,47	2,04	1,36	0,67	0,45	1,86	0,93	0,87	0,52	3,22	1,56	1,14
11	0,49	2,09	1,46	0,73	0,46	1,88	0,95	0,88	0,58	3,38	1,77	1,17
12	0,52	2,16	1,56	0,83	0,50	2,02	1,02	0,93	0,60	3,51	1,81	1,33

Çok yönlü varyans analizi sonucu (Tablo 4.4) metaller, akrilik rezinler ve primerlerin makaslama bağlanma dayanımları arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulundu ($P<0.05$).

Tablo 4.4. *Metaller, akrilik rezinler ve primerler arasında makaslama bağlanma dayanımlarının çok yönlü varyans analizi sonuçları*

Varyasyon kaynağı	KT	SS	KO	F	P
Metal	146,238	2	73,119	859,771	.000
Akrilik rezin	2,056	2	1,028	12,089	.000
Primer	98,560	3	32,853	386,307	.000
Metal * Akrilik rezin	23,242	4	5,811	68,323	.000
Metal * Primer	43,831	6	7,305	85,898	.000
Akrilik rezin * Primer	5,136	6	0,856	10,065	.000
Metal * Akrilik rezin * Primer	25,042	12	2,087	24,538	.000

Akrilik rezin ve primer tipi göz ardı edilerek metal alaşımları arasındaki fark incelendiğinde, en yüksek ortalama bağlanma dayanımını Co-Cr daha sonra Ti ve en düşük değeri ise Au alaşımı gösterdi. Tukey HSD testi bu üç grubun ortalama bağlanma dayanım değerleri arasında farkın istatistik açıdan anlamlı olduğunu gösterdi ($P<0.05$), (Tablo 4.5).

Tablo 4.5 *Metal alaşımların Tukey HSD testi sonuçları (MPa)*

Metal Alaşımlar	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Ti Alaşımı	1,96	0,78	B
Co-Cr Alaşımı	2,48	0,66	A
Au Alaşımı	1,07	0,74	C

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=144).

Metal ve primer tipi göz ardı edilerek akrilik rezinler arasında fark incelendiğinde Tukey HSD testi ile yapılan istatistik değerlendirmede bu üç grubun ortalama bağlanma dayanım değerleri arasında fark anlamsız bulundu ($P>0.05$), (Tablo 4.6).

Tablo 4.6 *Akrilik rezinlerin Tukey HSD testi sonuçları (MPa)*

Akrilik rezinler	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Isı ile polimerize olan akrilik rezin	1,75	1,00	A
Otopolimerizan akrilik rezin	1,84	0,93	A
Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin	1,92	0,86	A

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=144).

Metal ve akrilik rezin tipi göz ardı edilerek primerler incelendiğinde, primer uygulanan metallerin primer uygulanmayan kontrol grubuna göre daha yüksek bağlanma değerlerinin istatistik olarak anlamlı olduğu görüldü ($P<0.05$). Primer uygulanan gruplar içerisinde en yüksek ortalama bağlanma değerini Alloy Primer gösterirken ($P<0.05$), Metal Primer ve Meta Fast arasındaki fark istatistik olarak anlamsızdır ($P>0.05$), (Tablo 4.7).

Tablo 4.7 *Kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (MPa)*

Primerler	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Kontrol	1,05	0,62	c
Alloy Primer	2,35	0,65	a
Metal Primer	2,03	0,97	b
Meta Fast	1,92	0,93	b

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik açıdan önemsizken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=108).

Ti alaşımının bağlanma dayanımı istatistik olarak değerlendirildiğinde, tüm primer uygulanan gruplar kontrol grubuna göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdi

(P<0.05). En yüksek bağlanma dayanımını Meta Fast gösterirken (P<0.05), Alloy Primer ve Metal Primer arasında fark istatistik olarak anlamsızdır (P>0.05), (Tablo 4.8).

Tablo 4.8 *Ti alaşım örneklerin Tukey HSD testi sonuçları (MPa)*

Primerler	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Kontrol	1,04	0,34	c
Alloy Primer	2,15	0,70	b
Metal Primer	2,03	0,63	b
Meta Fast	2,64	0,60	a

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=108).

Co-Cr alaşımının bağlanma dayanımı istatistik olarak değerlendirildiğinde, tüm primer uygulanan gruplar kontrol grubuna göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdi (P<0.05). En düşük bağlanma dayanımını Meta Fast gösterirken (P<0.05), Metal Primer ve Alloy Primer arasındaki fark istatistik olarak anlamsızdır (P>0.05), (Tablo 4.9).

Tablo 4.9 *Co-Cr alaşım örneklerin Tukey HSD testi sonuçları (MPa)*

Primerler	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Kontrol	1,72	0,40	c
Alloy Primer	2,77	0,34	a
Metal Primer	3,01	0,67	a
Meta Fast	2,44	0,38	b

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=108).

Au alaşımının bağlanma dayanımı istatistik olarak değerlendirildiğinde, tüm primer uygulanan gruplar kontrol grubuna göre daha yüksek bağlanma dayanımı

göstermiştir (P<0.05). En yüksek bağlanma dayanımı Alloy Primer ile elde edilirken bunu Metal Primer izlemiş ve en düşük değeri ise Meta Fast göstermiştir (P<0.05), (Tablo 4.10).

Tablo 4.10 *Au alaşım örneklerin Tukey HSD testi sonuçları (MPa)*

Primerler	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Kontrol	0,40	0,08	d
Alloy Primer	2,12	0,63	a
Metal Primer	1,06	0,33	b
Meta Fast	0,70	0,21	c

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik açıdan önemsizken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=108).

Genel olarak yapılan istatistik değerlendirme neticesinde, kullanılan metal alaşım tipine göre en yüksek bağlanma dayanımı gösteren primerin seçilmesi, metal-akrilik rezin arası bağlantının dayanımı açısından belirleyici bir faktördür.

4.2. Mikro sızıntı ölçüm bulguları

Bu çalışmada elde edilen metal örneklere üç farklı tip metal primer uygulanırken, bir gruba ise uygulanmayarak kontrol grubu olarak bırakıldı. Daha sonrasında tüm metal gruplara üç farklı tip akrilik rezin uygulanarak mikro sızıntı ölçümleri yapıldı.

Ti alaşımından elde edilen örneklerin primer gruplarının ve kontrol grubunun akrilik rezinlere göre mikro sızıntı ölçüm değerleri Tablo 4.11'de sunulmuştur.

Tablo 4.11. *Ti alaşım örneklerin mikro sızıntı değerleri (mm)*

Örnek No	Isı ile polimerize olan akrilik rezin				Otopolimerizan akrilik rezin				Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin			
	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF
1	1,88	1,88	1,75	1,88	2,13	1,50	1,13	0,75	2,38	2,13	2,50	1,13
2	2,00	2,00	2,00	1,75	2,50	1,88	1,50	0,88	2,38	2,38	2,50	1,13
3	2,13	2,13	2,25	2,25	2,13	1,00	1,00	0,75	2,62	2,62	3,00	1,25
4	2,13	2,13	2,00	2,00	2,25	1,75	1,88	1,50	2,88	2,88	2,00	1,75
5	2,00	2,00	2,50	2,62	2,00	1,00	1,00	1,50	2,75	2,88	3,25	1,75
6	2,75	2,75	2,50	2,13	3,00	1,75	2,25	2,50	2,38	2,38	3,00	1,50
7	2,25	2,25	1,75	2,00	2,13	1,50	1,50	1,13	2,13	2,00	2,75	1,62
8	2,00	2,00	2,13	2,00	2,00	1,50	1,75	1,50	2,00	1,88	2,62	1,50
9	2,25	2,25	1,13	2,38	2,75	1,38	2,50	2,13	2,25	1,75	2,38	1,13
10	2,38	2,38	1,13	2,62	2,88	2,13	1,50	1,88	2,38	2,00	2,62	1,13
11	2,38	2,38	1,50	2,50	3,13	2,00	1,00	1,75	2,38	2,13	2,50	1,50
12	1,88	1,88	1,75	1,88	2,88	2,00	1,50	2,50	2,38	2,13	2,50	1,13

Co-Cr alaşımından elde edilen örneklerin primer gruplarının ve kontrol grubunun akrilik rezinlere göre mikro sızıntı ölçüm değerleri Tablo 4.12'de sunulmuştur.

Tablo 4.12. *Co-Cr alaşım örneklerin mikro sızıntı değerleri (mm)*

Örnek No	Isı ile polimerize olan akrilik rezin				Otopolimerizan akrilik rezin				Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin			
	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF
1	1,50	1,13	1,25	0,88	1,50	0,50	0,88	1,50	2,50	2,75	0,88	2,25
2	1,88	1,00	0,75	1,00	1,50	1,50	1,00	1,88	2,75	2,38	1,13	2,50
3	2,13	1,00	1,00	0,75	2,13	1,62	2,25	2,25	2,50	2,00	1,38	2,00
4	2,00	1,13	0,88	1,13	1,88	1,13	1,00	1,13	2,40	2,00	1,62	2,75
5	2,25	1,50	0,75	1,75	2,00	1,88	1,50	1,00	3,00	1,75	2,25	2,50
6	1,88	1,50	1,13	1,50	2,75	2,88	2,75	1,75	2,50	2,00	2,25	2,25
7	1,88	2,00	1,00	1,75	2,13	1,50	1,50	1,50	3,00	2,00	2,00	2,00
8	2,75	1,25	1,50	2,62	2,00	1,50	1,50	1,50	2,62	2,00	1,88	1,62
9	2,75	1,38	2,50	2,50	2,25	1,75	1,13	2,38	2,75	2,50	1,38	2,50
10	2,13	1,13	1,50	2,75	2,88	2,00	1,50	1,50	2,13	1,50	1,13	2,75
11	2,88	1,50	2,00	2,50	3,13	2,00	2,00	1,50	2,88	2,00	1,50	2,50
12	1,50	1,13	1,25	0,88	2,38	2,13	2,50	1,50	2,50	2,75	0,88	2,25

Au alaşımından elde edilen örneklerin primer gruplarının ve kontrol grubunun akrilik rezinlere göre mikro sızıntı ölçüm değerleri Tablo 4.13'de sunulmuştur.

Tablo 4.13. *Au alaşım örneklerin mikro sızıntı değerleri (mm)*

Örnek No	Isı ile polimerize olan akrilik rezin				Otopolimerizan akrilik rezin				Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin			
	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF	Kontrol	AP	MP	MF
1	1,88	1,00	1,50	2,25	2,13	1,50	2,13	1,13	2,50	1,25	2,25	2,88
2	2,13	1,25	1,88	2,50	2,38	1,50	1,88	1,50	2,75	1,40	2,40	2,88
3	2,25	1,25	2,25	2,50	2,25	1,25	2,25	2,50	2,50	1,50	2,50	3,13
4	2,50	1,50	2,13	3,00	2,62	1,88	2,00	1,00	2,38	1,90	2,13	2,25
5	2,62	0,75	2,00	2,25	2,62	2,00	2,13	1,50	2,50	2,00	1,90	2,88
6	2,00	0,62	1,88	2,00	2,50	2,00	1,90	2,88	2,62	2,25	1,62	2,75
7	3,00	0,75	1,62	1,75	3,00	2,50	2,50	2,13	2,50	1,75	1,62	2,13
8	2,88	2,25	1,50	1,62	3,00	2,50	3,00	2,00	2,62	1,50	1,62	1,88
9	2,50	1,25	1,75	2,13	2,50	1,25	1,75	2,13	2,50	1,25	1,75	2,13
10	2,00	1,40	2,00	2,13	2,88	2,50	2,88	2,88	2,00	1,40	2,00	2,13
11	2,25	1,50	2,25	2,50	3,13	2,50	2,75	3,00	2,25	1,50	2,25	2,50
12	1,88	1,00	1,50	2,25	2,25	1,50	2,25	2,50	2,50	1,25	2,25	2,88

Çok yönlü varyans analizine göre (Tablo 4.12) metaller, akrilik rezinler ve primerler arasında mikro sızıntı değerlerinde istatistik olarak fark anlamlıdır ($P<0.05$), (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. *Metaller, akrilik rezinler ve primerler arasında mikro sızıntı değerlerinin çok yönlü varyans analizi sonuçları*

Varyasyon kaynağı	KT	SS	KO	F	P
Metal	4,43	2	2,22	11,79	.000
Akrilik rezin	8,2	2	4,10	21,78	.000
Primer	26,92	3	8,97	47,66	.000
Metal * Akrilik rezin	5,34	4	1,34	7,09	.000
Metal * Primer	11,53	6	1,92	10,21	.000
Akrilik rezin * Primer	4,68	6	0,78	4,14	.000
Metal * Akrilik rezin * Primer	13,07	12	1,09	5,79	.000

Akrilik rezin ve primer tipi göz ardı edilerek metal alaşımları arasındaki fark incelendiğinde; en yüksek sızıntı değerini Au, en düşük sızıntı değerini ise Co-Cr göstermiştir ($P<0.05$). Tukey HSD testine göre Co-Cr ve Au alaşımının mikro sızıntı

değerleri arasındaki fark anlamlı iken (P<0.05), Ti alaşımının diğer metallerle farkı istatistik olarak anlamsızdır (P>0.05), (Tablo 4.15).

Tablo 4.15 *Metal alaşımların mikro sızıntı değerlerinin Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Metal Alaşımlar	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Ti Alaşımı	1,98	0,56	ab
Co-Cr Alaşımı	1,85	0,62	a
Au Alaşımı	2,09	0,55	b

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=144).

Metal ve primer tipi göz ardı edilerek akrilik rezin tipleri arasındaki fark incelendiğinde ısı ile polimerize olan akrilik rezin ve otopolimerizan akrilik rezin arasında mikro sızıntıda istatistik açısından fark görülmezken (P<0.05), en yüksek mikro sızıntı değerini mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin göstermiştir (P<0.05), (Tablo 4.16).

Tablo 4.16 *Kullanılan akrilik rezinlerdeki mikro sızıntı değerlerinin Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Akrilik rezinler	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Isı ile polimerize olan akrilik rezin	1,83	0,57	b
Otopolimerizan akrilik rezin	1,94	0,61	b
Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin	2,16	0,53	a

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=144).

Metal ve akrilik rezin tipi göz ardı edilerek kullanılan primer tipleri ve kontrol grubu arasındaki mikro sızıntı farkı incelendiğinde, primer kullanılan gruplar kontrol grubundan daha az miktarda mikro sızıntı gösterdi (P<0.05). Yapılan Tukey HSD testine göre primer grupları arasında en yüksek mikro sızıntı değerini Meta Fast gösterirken

(P<0.05), Alloy Primer ve Metal Primer arasında mikro sızıntı miktarı açısından fark istatistik olarak anlamsızdır (P>0.05), (Tablo 4.17).

Tablo 4.17 *Kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Primerler	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Kontrol	2,38	0,38	a
Alloy Primer	1,71	0,53	b
Metal Primer	1,85	0,59	b
Meta Fast	1,95	0,61	c

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=108).

Mikro sızıntı açısından, kullanılan Ti metali tek başına değerlendirildiğinde:

Isı ile polimerize olan akrilik rezin kullanıldığı zaman primerler arasındaki fark incelendiğinde, sadece Alloy Primer kontrol grubuna göre daha düşük mikro sızıntı değeri göstermiştir (P<0.05), diğer primer gruplarının kontrol grubuyla farkı istatistik olarak anlamsızdır (P>0.05), (Tablo 4.18).

Tablo 4.18 *Ti alaşımı'nda ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Primerler	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Kontrol	2,17	0,25	b
Alloy Primer	1,70	0,54	a
Metal Primer	1,87	0,46	b
Meta Fast	2,17	0,30	b

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=48).

Otopolimerizan akrilik rezin kullanıldığı zaman primerler arasındaki fark incelendiğinde, kullanılan tüm primer grupları kontrol grubuna göre mikro sızıntıda azalmaya neden olurken (P<0.05), primerlerin kendi aralarındaki fark istatistik olarak anlamsızdır (P>0.05), (Tablo 4.19).

Tablo 4.19 *Ti alaşımı'nda otopolimerizan akrilik rezinle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Primerler	**Grup Ort**	**SS**	**Tukey HSD**
Kontrol	2,48	0,42	b
Alloy Primer	1,62	0,37	a
Metal Primer	1,54	0,49	a
Meta Fast	1,56	0,62	a

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=48).

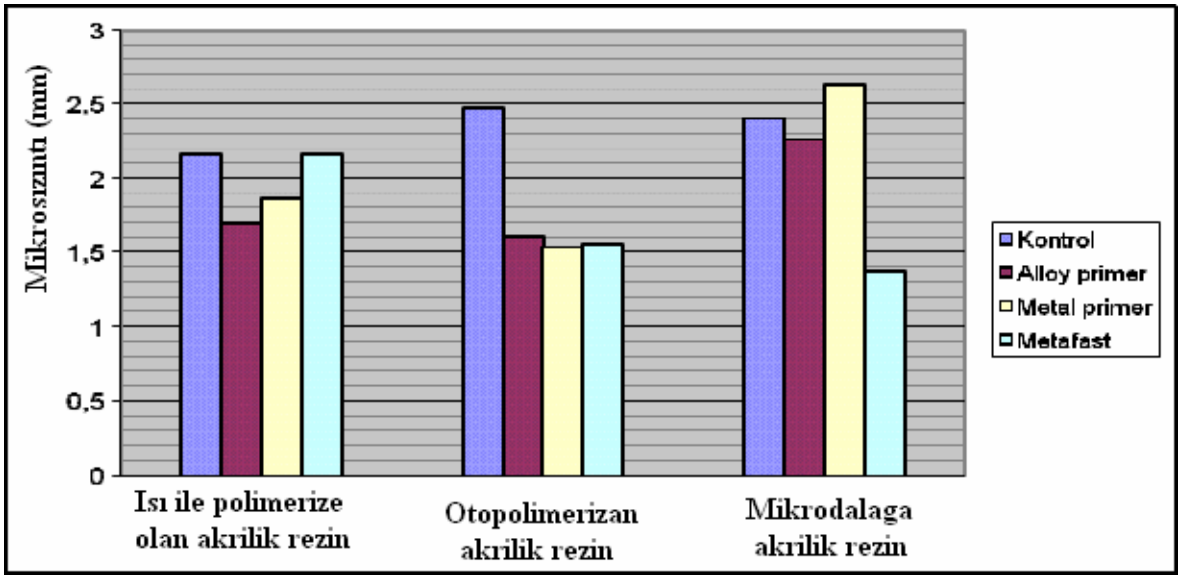
Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin kullanıldığı zaman primerler arasındaki fark incelendiğinde, en düşük mikro sızıntı değeri Meta Fast grubuna aitken (P<0.05), kullanılan diğer primer gruplarının kontrol grubuyla aralarındaki fark istatistik olarak anlamsızdır (P>0.05), (Tablo 4.20).

Tablo 4.20 *Ti alaşım'ında mikrodalga akrilik reziniyle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Primerler	**Grup Ort**	**SS**	**Tukey HSD**
Kontrol	2,41	0,25	b
Alloy Primer	2,26	0,37	b
Metal Primer	2,64	0,33	b
Meta Fast	1,38	0,25	a

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=48).

Ti alaşımına bağlanan 3 tip akrilik rezinin primerlere göre mikro sızıntı değerleri Grafik 4.1'de özetlenmiştir.



Grafik 4.1. *Ti alaşımına bağlanan akrilik rezinlerin primerlere göre mikro sızıntı değerleri (mm)*

Mikro sızıntı açısından kullanılan Co-Cr metali tek başına değerlendirildiğinde:

Isı ile polimerize olan akrilik rezin kullanıldığı zaman primerler arasındaki fark incelendiğinde, Alloy Primer ve Metal Primer kontrol grubuna göre daha düşük mikro sızıntı değeri gösterirken ($P<0.05$), Meta Fast grubunun kontrol grubuyla istatistik olarak farkı anlamsızdır ($P>0.05$), (Tablo 4.21).

Tablo 4.21 *Co-Cr alaşımı'nda ısı ile polimerize olan akrilik rezinle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Primerler	**Grup Ort**	**SS**	**Tukey HSD**
Kontrol	2,12	0,46	b
Alloy Primer	1,30	0,29	a
Metal Primer	1,29	0,52	a
Meta Fast	1,67	0,75	b

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=48).

Otopolimerizan akrilik rezin kullanıldığı zaman primerler arasındaki fark incelendiğinde Metal Primer ve Meta Fast kontrol grubuna göre mikro sızıntıda azalmaya neden olmuştur (P<0.05). Alloy Primerin ise kontrol grubuyla farkı istatistik olarak anlamsızdır (P>0.05), (Tablo 4.22).

Tablo 4.22 *Co-Cr alaşımı'nda otopolimerizan akrilik rezinle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Primerler	**Grup Ort**	**SS**	**Tukey HSD**
Kontrol	2,21	0,50	b
Alloy Primer	1,70	0,58	b
Metal Primer	1,63	0,62	a
Meta Fast	1,62	0,40	a

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=48).

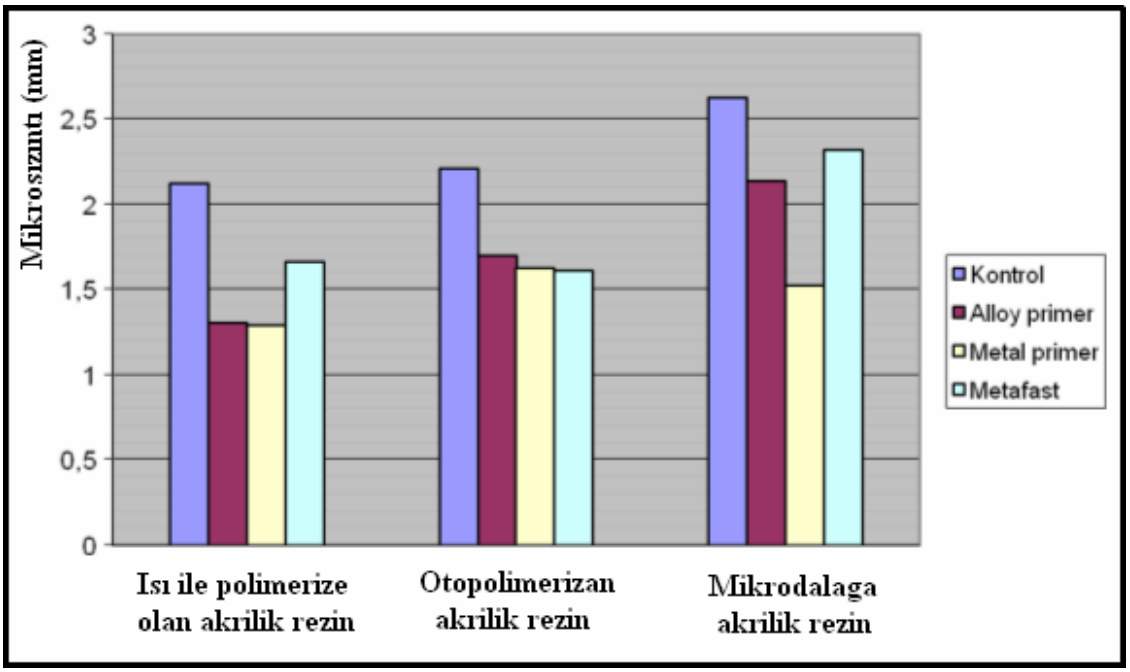
Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin kullanıldığı zaman primerler arasındaki fark incelendiğinde, Metal Primer en düşük mikro sızıntı değeri gösterirken (P<0.05), bunu Alloy Primer ve Meta Fast izlemiştir. Bu iki gurup arasında istatistik olarak fark anlamsızken kontrol grubuyla Meta Fast arasındaki fark da istatistik olarak anlamsızdır (P>0.05), (Tablo 4.23).

Tablo 4.23 *Co-Cr alaşımı'nda mikrodalga akrilik reziniyle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Primerler	**Grup Ort**	**SS**	**Tukey HSD**
Kontrol	2,63	0,26	c
Alloy Primer	2,14	0,38	b
Metal Primer	1,52	0,49	a
Meta Fast	2,32	0,33	cb

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=48).

Co-Cr alaşımına bağlanan 3 tip akrilik rezinin primerlere göre mikro sızıntı değerleri Grafik 4.2'de özetlenmiştir.



Grafik 4.2. *Co-Cr alaşımına bağlanan akrilik rezinlerin primerlere göre mikro sızıntı değerleri (mm)*

Mikro sızıntı açısından kullanılan Au alaşımı tek başına değerlendirildiğinde: Isı ile polimerize olan akrilik rezin kullanıldığı zaman primerler arasındaki fark incelendiğinde, Alloy Primer ve Metal Primer kontrol grubuna göre daha düşük mikro sızıntı değeri gösterirken ($P<0.05$), Meta Fast grubunun kontrol grubuyla farkı istatistik olarak anlamsızdır ($P>0.05$), (Tablo 4.24).

Tablo 4.24 *Au alaşımı'nda ısı ile polimerize olan akrilik rezinle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Primerler	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Kontrol	2,32	0,38	b
Alloy Primer	1,21	0,44	a
Metal Primer	1,86	0,28	a
Meta Fast	2,24	0,37	b

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=48).

Otopolimerizan akrilik rezin kullanıldığı zaman primerler arasındaki fark incelendiğinde, Alloy Primer kullanılan grup kontrol grubuna göre daha düşük mikro sızıntı değeri gösterirken ($P<0.05$), Metal Primer ve Meta Fast grubunun ise kontrol grubuyla farkı istatistik olarak anlamsızdır ($P>0.05$), (Tablo 4.25).

Tablo 4.25 *Au alaşımı'nda otopolimerizan akrilik rezinle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Primerler	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Kontrol	2,61	0,33	b
Alloy Primer	1,91	0,50	a
Metal Primer	2,29	0,41	b
Meta Fast	2,10	0,69	b

Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=48).

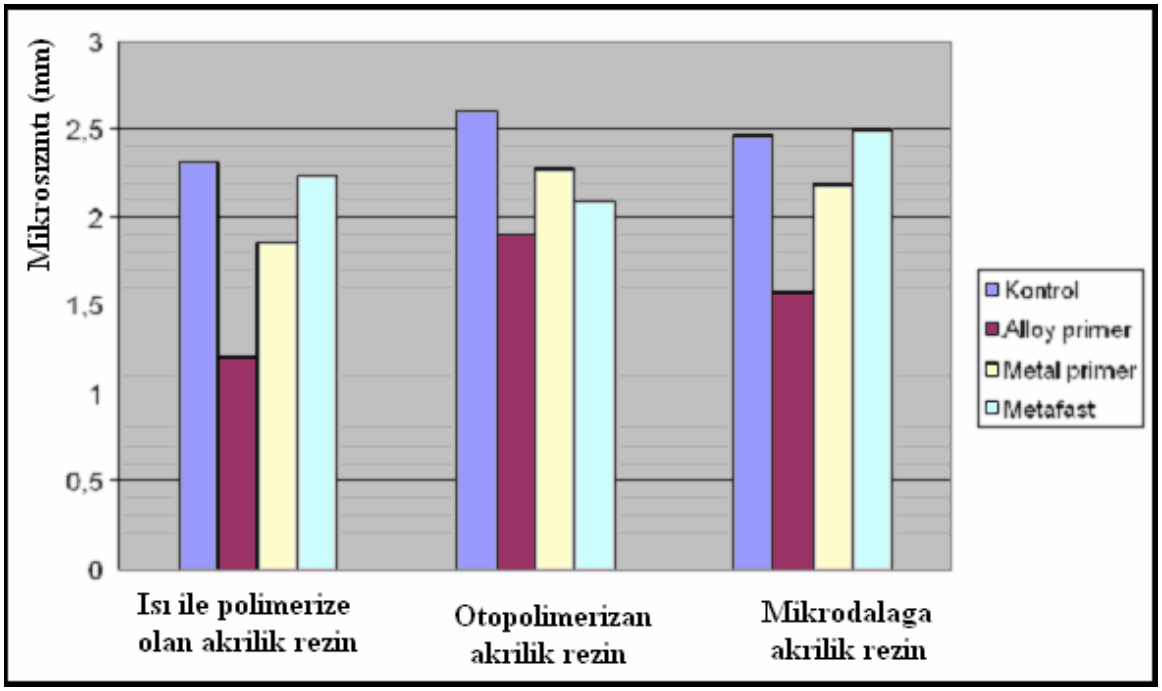
Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin kullanıldığı zaman primerler arasındaki fark incelendiğinde, Alloy Primer ve Metal Primer kontrol grubuna göre daha düşük mikro sızıntı değeri gösterirken ($P<0.05$), Meta Fast grubunun kontrol grubuyla arasındaki fark istatistik olarak anlamsızdır ($P>0.05$), (Tablo 4.26).

Tablo 4.26 *Au alaşımı'nda mikrodalga akrilik reziniyle kullanılan primerlerin ve kontrol grubunun Tukey HSD testi sonuçları (mm)*

Primerler	Grup Ort	SS	Tukey HSD
Kontrol	2,47	0,19	b
Alloy Primer	1,58	0,33	a
Metal Primer	2,02	0,32	a
Meta Fast	2,54	0,41	b

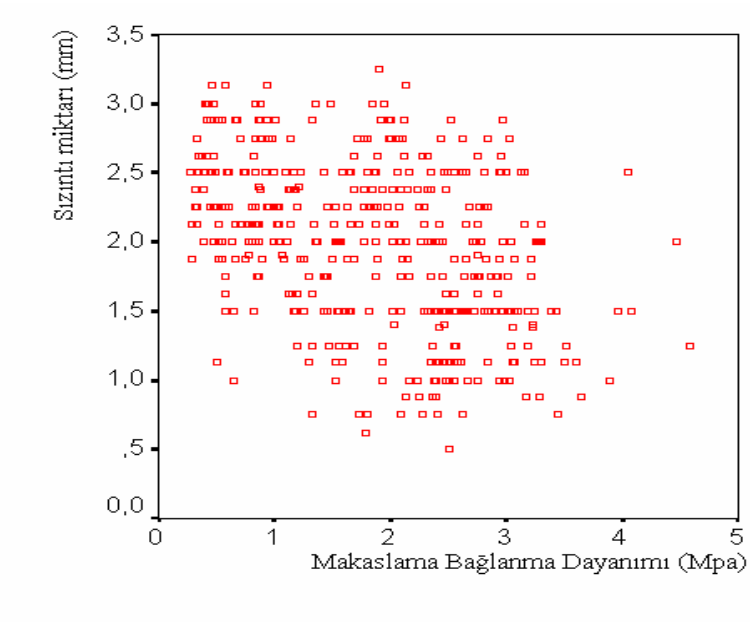
Not : Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamsızken, farklı harfler arasında fark anlamlıdır (n=48).

Au alaşımına bağlanan 3 tip akrilik rezinin primerlere göre mikro sızıntı değerleri Grafik 4.3'de özetlenmiştir.



Grafik 4.3. *Au alaşımına bağlanan akrilik rezinlerin primerlere göre mikro sızıntı değerleri (mm)*

Mikro sızıntı ve makaslama bağlanma dayanımı arasındaki korelasyonu incelemek amacıyla, elde edilen tüm değerler için (n=864) Tamhane testi yapıldı. Yapılan test sonucunda makaslama bağlanma dayanımı ve mikro sızıntı arasında anlamlı bir korelasyon bulunamadı (P>0.01), (Grafik 4.4).



Grafik 4.4. *Tüm örneklerin sızıntı miktarları ve makaslama bağlanma dayanım değerleri*

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Farklı materyaller arasındaki adezyonu sağlamak amacıyla son yıllarda bir kısım yüzey uygulama yöntemleri geliştirilmiş ve geliştirilmektedir. Bu yöntemler başta substrat yüzeyindeki çukurcuk ve andırkatlar ile yüzeydeki makro ve mikro mekanik tutuculuğa dayanmaktadır (Flood 1989). Ancak mekanik tutuculuğa dayanan metotlarda, düzensiz bağlanma dayanımı ve mikro aralık gibi sorunlara yol açabilmektedir (NaBadalung ve ark. 1998). Mekanik bağlantı yüksek bağlanma dayanımı sağlasa da mikro sızıntıya ve materyalde gereksiz kalınlığa neden olur. HBP'lerin üretimi veya tamiri yapılırken laboratuar işlemleri sırasında akrilik rezin-metal veya akrilik rezin-yapay diş bağlantısı strese maruz kalır. Oluşan bu stres nedeniyle bağlantı dayanımı azalarak akrilik rezinin ayrılmasına neden olabilir (Kim ve ark 2003). Metilmetakrilat polimerleri metallerle kıyaslandığında termal genleşmeleri çok farklıdır (Strygler ve ark 1991).

Termal genleşme katsayılarındaki farktan dolayı metal ve rezin arasında potansiyel bir boşluk oluşur. İnternal ve eksternal bitim alanlarındaki mikro sızıntıya neden olan bu boşluk oral sıvıların da etkisiyle mikroorganizmaların çoğalmalarına neden olabilir. Potansiyel patojenik mikroorganizmaların girişiyle, bakteriyel enzimler artar ve yumuşak oral dokular reaksiyon gösterir. Ayrıca renk değişimi, protez ana malzemesinin bozulması diğer olumsuz etkilerindendir (Jacobson ve ark 1988, May ve ark 1995, Sharp ve ark 2000, Shimizu ve ark 2006).

Çalışmalar akrilik rezinlerin metallere ve yapay dişlere bağlantılarını arttırmaya yöneliktir. Günümüzde laboratuar işlemleri esnasında akrilik rezinler ile metal arasındaki adezyonu arttırmak üzere çok sayıda primer piyasaya sürülmüştür. Farklı kimyasal yapıdaki bu primerlerin bağlantıyı kuvvetlendirdikleri bilinmesine rağmen, bir primerin tüm metal alaşımlarıyla kullanılıp kullanılamayacağı, hareketli protezlerde kullanılan

hangi akrilik rezinlerle daha iyi bağlantı sağladığı ve bunların ağız ortamındaki stabiliteleri hakkında pek fazla bilgi yoktur. Bu nedenle, bu çalışmada piyasada bulunan farklı kimyasal içerikli primerlerin HBP iskeletlerinde kullanılan metal alaşımlar ve akrilik rezinler arasındaki adezyona etkileri test edilmiştir.

HBP iskeletinde kullanılabilen metal alaşımlar çok çeşitlilik göstermektedir. Toksik ve allerjik olmaması, korozyon direnci, kullanım kolaylığı, dayanıklılığı ve ucuz olması protez metal alaşımlarında ilk aranan özelliklerdir (May ve ark 1993). Ne yazık ki HBP metal iskeletinde kullanılan tüm bu özelliklere sahip ideal bir metal alaşım bulunmamaktadır. Bu çalışmada farklı kullanım endikasyonlarına sahip 3 metal alaşım test edilmiştir.

1930 yılında Dr FE Roach kroşelerin protez tutuculuğunu sağlamada en eski ve en pratik çözüm olduğunu bildirmiştir. HBP için bu yargı hala geçerliliğini korumaktadır. HBP fonksiyonunu yerine getirebilmesi için yeterli tutuculuğa sahip olmalıdır (LaVere 1993).

HBP'lerde en çok karşılaşılan mekanik problem kroşelerde gözlenir. Deformasyon ve kırılma şeklinde ortaya çıkan bu problemler hasta konforunu bozan zaman ve para kaybına neden olan durumlardır (Mahmoud ve ark 2007). Kroşelerin mekanik özelliklerin devamlılığında en büyük faktör kullanılan metal alaşımın fiziksel ve kimyasal özelliklerine bağlıdır. Bu nedenle metal alaşımın seçiminde kroşe endikasyonu etkilidir. Derin andırkat bölgelerine kroşe yerleştirilebilmesi için daha esnek bir alaşım kullanılırken andırkatın sığ olduğu durumlarda tutuculuk için daha rijit alaşımlar kullanılır (Mahmoud ve ark 2005).

HBP'lerde karşılaşılan bir diğer problem olan alerjik reaksiyonlar genellikle baz metal alaşımlara karşı görülür. Bu metaller içerisinde de Ni'e karşı olan reaksiyon en yaygın görülen alerjik reaksiyon problemidir (O'Brien 1997). Yine baz metal alaşımlar

içerisinden Be'un da potansiyel kanserojen etkisinden dolayı kullanımı sakıncalıdır. Tüm bu biyolojik olumsuzlukları minimuma indirebilecek ve fiziksel özellikleri yeterli baz metal alaşım Co-Cr alaşımıdır (Gates ve ark. 1993).

Soy metal alaşımları, allerjik reaksiyona sahip bireylerde kullanılabilecek 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 kullanılabilecek fiziksel özelliklere sahiptir (Zaimoğlu ve ark. 1993, O'Brien 1997).

Ti soy metal olmamasına rağmen, mükemmel biyouyumluluğa sahiptir. Bu nedenle sıklıkla baz metal alaşımları içinde yeralması tartışılmaktadır (O'Brien 1997). HBP döküm iskeletinde kullanılan Ti ile konvansiyonel Co-Cr alaşımları biyouyumluluk açısından karşılaştırıldığında, Co ve/veya Cr'a bağlı olarak gelişen hassasiyet veya alerjik reaksiyonlar gibi bazı problemler Ti kullanımıyla azalmıştır (Kononen ve ark 1990, Ohkubo ve ark. 2000).

Ti, özellikle hafif olması ve biyolojik uyumluluğu nedeni ile metal iskeletli HBP'lerde kullanım alanı bulmaktadır. HBP metal iskeletinde Ti kullanıldığında, düşük elastikiyet modülüne bağlı olarak kroşe, destek dişlerde daha derin andırkatlara yerleşebilmekte ve destek dişler üzerinde daha az yıkıcı yan kuvvetler oluşmaktadır. Ti düşük elastikiyet modülü nedeniyle, Co-Cr kroşe kollarına göre daha kalın olması gerekmektedir ki buda estetik açıdan bir dezavantaj yaratmaktadır (Lautenschlager ve Monaghan 1993, Rodrigues ve ark. 2002, Kahvecioğlu 2006, Tse ve ark 2006). Çok iyi mekanik özellikleri, düşük yoğunluğu ve yüksek biyouyumluluğuna rağmen döküm prosedüründeki düşük başarı oranı, metal iskeletli HBP'lerde Ti kullanımını azaltan en büyük faktördür (Baltag ve ark 2005).

Günümüzde HBP metal iskelet üretimi için en yaygın kullanılan metal alaşımlar Co-Cr, Ti ve Au alaşımlardır (Arda ve Arıkan 2005). Bu çalışmada makaslama bağlanma dayanımını incelemek üzere Wironit (Co-Cr alaşımı), Tritan (Ti alaşımı) ve Mainbond EH (Tip IV Au alaşımı) alaşımları kullanılmıştır.

Metal-akrilik rezin bağlantı probleminin ana kaynağı metalin akrilik rezine karşı kimyasal afinite göstermemesidir. Bunu değiştirmek amacıyla metale bazı yüzey işlemleri yapılabilir (Watanabe ve Matsumura 1995).

Metal alaşımlar için kullanılan yüzey hazırlama yöntemlerinden olan elektrokimyasal pürüzlendirme veya elektrolitik kalay kaplama mikro-mekanik bağlantı oluşturulması esasına dayanır. Ancak bu yöntemler tüm alaşımlara uygulanamaz ve donanım gerektirmektedir (Schaffer ve Piffer 1990).

Elektrolitik pürüzlendirme; farklı asitler, asit konsantrasyonları, pürüzlendirme zamanları, gibi birçok hassas basamak içerir. İşlemler sırasındaki bir hata fazla veya eksik pürüzlendirmeye neden olabilir. Hava abrazyonu dışındaki birçok teknikte, pahalı ekipman ihtiyacı, teknik hassasiyet gerekliliği, zararlı kimyasallar gibi dezavantajlar vardır (Kuyinu ve ark 1990, Sharp ve ark 2000)

Wiltshire yapmış olduğu çalışmada Al_2O_3 ile yapılan kumlama sonucunda oluşan retantif yüzeyin elektrolitik olarak pürüzlendirilen yüzeylerle eşit tutuculuğa sahip olduğunu bulmuştur (Yatmaz 1996).

NaBadalung ve ark (1998), optimum adezyonu elde etmek için; adeziv uygulamasından önce, kimyasal ajanlar yada basınçlı hava ile uygulanan partiküllerle yüzeyin düzenlenmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Kumlama mikro-mekanik bağlantı oluşturmaktadır. 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 Al_2O_3 kumlaması uygulamasıyla, güçlü akrilik rezin bağına izin veren, mikroskobik olarak daha, temiz ve pürüzlü yüzeyler gözlenir. Dental restorasyonların kumlanması sıklıkla; materyal yüzeyinin temizlenmesi, mikro bağlantı yüzeyi oluşturması ve yüzey alanının arttırılması içindir. Bu sayede yüzeye uygulanan materyalin ıslanabilirliği de artar (Atta ve ark 1990, Kern ve Tohmpson 1993, Kourtis 1997).

Kumlama işlemi yüzey kompozisyonunu değiştirerek metal-akrilik rezin bağlantısında kritik bir rol oynar. Kumlama yapılan yüzeye PMMA akriliğin bağlantısının kontrol grubuna göre 3 kat arttığı belirtilmiştir (Kern ve Thompson 1994, May ve ark 1997, Sharp ve ark 2000).

Wiltshire (1986), yaptığı çalışmada farklı büyüklükteki Al_2O_3 kumları (50, 110, 250μ) Ni-Cr alaşım yüzeyine uygulamış, bunların yanında yüzeye % 10 sülfürik asit ile elektrolitik asitleme yapmıştır. 50 μm'luk kumlama ve kumlama yapılmayan kontrol grupları hariç diğer gruplarda bağlanma dayanımının istatistik olarak anlamlı ölçüde arttığını bulmuştur.

Imbery ve ark. (1993), yaptıkları çalışmalarında rezin siman ile yapıştırma işleminden önce, soy metal alaşım yüzeyini 50 μm'lik Al_2O_3 ile kumlamışlardır.

Watanabe ve Matsumura (1995) çalışmalarında Tip IV Au kullanmışlar ve yüzeylerini 50 μm'lik Al_2O_3 ile kumlamışlardır.

Matsumura ve ark. (2000), primerlerin metal-rezin bağlantısına etkilerini incelemişlerdir. Soy alaşım yüzeyini zımpara sonrası 50 μm'lik Al_2O_3 kumu ile 10 sn, 0.5 MPa basınçla 5 mm uzaklıktan kumlamışlardır.

Quaas ve ark (2005) yaptıkları çalışmada baz metal örnek yüzeylerini 110 μm'lik Al_2O_3 ile kumlamışlardır.

Kahvecioğlu (2006) yaptığı çalışmada soy alaşım yüzeylerini 50 μm'lik ve diğer alaşım yüzeylerini de 125 μm'lik Al_2O_3 ile 0.5 MPa basınçta, 10 sn süreyle 5 mm uzaklıktan kumlamıştır.

Bu çalışmada üretici firmaların talimatları doğrultusunda ve önceki çalışmalar göz önünde bulundurularak, primerler uygulanmadan önce soy alaşım yüzeyleri 50 μm'lik ve diğer alaşım yüzeyleri de 110 μm'lik Al_2O_3 ile 0.5 MPa basınçta, 10 sn süreyle 5 mm uzaklıktan kumlanmışlardır.

HBP'lerin akrilik rezin-metal ara yüzündeki bağlantı dayanımın iyileştirilmesi prostodontik tedavinin başarısı için gereklidir. Akrilik rezin-metal arasındaki bağlantı dayanımı artırmak amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Bu bağlantıdaki en önemli ilerleme kimyasal akrilik rezin-metal bonding sistemleri ile sağlanmıştır. 1980'lerden beri dental alaşımlar ve akrilik rezin arasında mekanik bağlantı kullanmadan kimyasal bağlantı oluşturulması için yöntemler bildirilmiş, akrilik rezin ve HBP döküm alaşımı arasındaki bağlantıyı arttırmak amacıyla birçok sistem önerilmiştir (Lee ve ark 1991, Nabadalung ve Powers 1998, Kim ve ark 2003).

Metal-akrilik rezin bağlantısının önemi nedeniyle bağlantı sisteminin kuvvetli ve mikro sızıntıya dirençli olması gerekmektedir. Konvansiyonel mekanik bağlantı sistemlerine alternatif olarak, kimyasal bağlantı sistemlerinin amacı, metal ve akrilik rezin arasındaki bağlantıyı arttırmaktır (Özcan ve Aktepe 2001). Kimyasal ve mekanik tutuculuğun kombine olduğu teknikler kolay ucuz ve kullanımı çok daha hızlı olan işlemlerdir (Hansson 1994).

Akrilik rezin-metal ara yüzündeki bağlantı kuvveti bir protezin kullanışlılığını gösteren anahtar faktördür. Optimum bir akrilik rezin-metal bağlantı sistemi basit bir prosedürle maksimum tutuculuğu ve yüksek, sürekli bağlanma dayanımını sağlamalıdır (Pesun 1998). Protetik uygulamalar için kimyasal bağlantı sistemleri tercih edilirken maliyet, elde edilme kolaylığı, uygulama süresi ve kullanılan malzemenin raf ömrü dikkate alınmalıdır (Rothfuss 1998).

Metal alaşımlara kimyasal olarak bağlanan metal primerler sayesinde metal-akrilik rezin bağlantı prosedürü kolaylaşmıştır. Diaz ve ark. (1999), primerin hidrofilik özellikteki kısmının dentinle, hidrofobik özellikteki kısmının ise yapıştırıcı ile bağlantı gösterdiğini bildirmişlerdir. Son yıllarda farklı fonksiyonel monomer içerikli adeziv primerler piyasaya sürülmüştür. Fakat bu adeziv primerlerin metal-akrilik rezin bağlanma dayanımına etkileri tam olarak bilinmemektedir (Yoshida ve ark. 1999).

Yoshida ve ark. (1996), adeziv fonksiyonel monomerlerin Sn, Cr ve Cu gibi metal oksitlere afinitesinden dolayı baz metal alaşımlarına bağlantıyı arttırdığını belirtmişlerdir. Yoshida ve ark. (1993), MDP monomerli primerlerin, kromiumoksit (Cr_2O_3) yüzeyli Co-Cr alaşımına, 4 META monomer içerikli primerlerden daha iyi kimyasal bağlantı sağladığını ifade etmişlerdir.

Yoshida ve ark. (1999) çalışmalarında adeziv primerlerin fonksiyonel monomerlerinin Co-Cr metal yüzeyindeki oksit tabakası ile etkileşim gösterdiğini, bu sayede metal yüzeye bağlantı etkinliğinin arttırıldığını ve metal-akrilik rezin bağlanma dayanım değerlerinin yükseldiğini bildirmişlerdir. MDP ve MEPS fonksiyonel monomerlerinin Cr_2O_3 ile 4-AET (AB), 4-META (MOBL) ve MAC-10 (MRB) fonksiyonel monomerlerinden daha iyi kimyasal reaksiyon sağladığını belirtmişlerdir. Buna neden olarak MDP (Metal Primer) ile MEPS (Metal Primer II) fonksiyonel monomerlerinin benzer yapıda olduğunu savunmuşlardır.

Matsumura ve ark. (1996), Co-Cr alaşımına 5 farklı primer uygulamışlar ve 4 Meta/MMA-TBB akrilik rezini ile MDP fonksiyonel monomer içerikli primerin en iyi bağlanma dayanım değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Yoshida ve ark. (2001)'na göre VBATDT monomeri içerisindeki thione yapının merkapta grupları ile kıymetli alaşımların kimyasal reaksiyona girmesi ile metal-akrilik rezin ara yüzeyinde bağlantı artmaktadır.

Matsumura ve ark. (2000), VBATDT ve MDP fonksiyonel monomerlerini birlikte içeren Alloy Primer uygulanan kıymetli metal alaşımlarda termal döngü sonrası rezin yapıştırıcının bağlanma dayanımındaki düşüşün istatistik olarak anlamsız olduğunu gözlemlemişlerdir.

Üretici firmalar VBATDT fonksiyonel monomeri ile tip IV Au ve Au-Pd-Ag alaşımları gibi kıymetli alaşımlarla, MDP fonksiyonel monomerinin ise kıymetsiz alaşımlarla reaksiyona girdiğini bildirmişlerdir. Bu her iki fonksiyonel monomeri de içeren Alloy Primer gibi primerler ise hem değerli hem değersiz metallerde kullanım için üretilmiştir. MDP monomeri baz metallerdeki oksit tabakasıyla, VBATDT monomerindeki sülfür ise soy metal alaşımlarıyla direkt kimyasal bağlantı sağlamaktadır (Matsumura ve Leinfelder 1993, Antoniadou ve ark 2000).

En yaygın olarak kullanılan akrilik rezinin kompozisyonu, monomer olarak metilmetakrilat ve polimer olarak da polimetilmetakrilat (PMMA) bulunan sistemi içerir (Yunus ve ark 2005). PMMA uzun yıllardır diş hekimliğinin farklı alanlarında başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Görünümü, kullanım kolaylığı gibi birçok avantaja sahiptir, ancak hala mekanik özelliklerinde bazı eksiklikleri bulunmaktadır (Uzun ve Hersek 2002). Akrilik rezin protezlerdeki en büyük sorun, klinik kullanım periyotlarındaki kırılmaya karşı dayanıksız olmalarıdır (Rached ve ark 2004). PMMA'ın dayanıklılığının

arttırılması için enjeksiyon kalıp tekniği, mikrodalga aktivasyonu, polikarbonat ve naylon gibi yeni teknikler geliştirilmiştir (Yunus ve ark 2005, Faot ve ark 2006).

Akrilik protez rezinleri geleneksel olarak ısı kontrollü su banyolarında polimerize edilirler. Konvansiyonel su banyosu prosedürüne alternatif olarak mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemi Nishii tarafından sunulmuştur. Mikrodalga polimerizasyonunun avantajları; daha az ekipmana ihtiyaç vardır, 3 dk da tamamen polimerize olur, polimerizasyon için gereken enerji konvansiyonel metoda göre çok küçük olduğu için ekonomiktir (Schneider ve ark 2002).

Enjeksiyon kalıp tekniği ile protetik kullanıma dahil olan naylon, poliamitler olarak bilinen termoplastik polimerlerin genel adıdır. Metilmetakrilat monomerine alerjisi olanlara güzel bir alternatiftir. En büyük dezavantajları: renginin kötüleşmesi, lekelenmesi, yüksek su absorbsiyonu ve kısa bir kullanım sonrası bile yüzeyinin pürüzlenmesidir (Yunus ve ark 2005).

De Clerck, konvansiyonel akrilik rezine göre mikrodalga akriliğinin daha az artık monomer oluşturduğunu bildirmiştir. Kimyasal sertleşen akrilik rezine göre, konvansiyonel ve mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinin boyutsal stabilitesi daha iyidir. Loh ve arkadaşları, HBP'lerdeki metal iskelet yapısının mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezine olumsuz etkisinin olmadığını bildirmişlerdir (NG ve ark 2004). Yunus ve ark. yaptıkları çalışmada mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinin artık monomer oranının daha az olduğunu bulmuşlardır (Saraç ve ark 2005).

Akrilik rezin protezlerin kırılması klinik olarak karşılaşılan bir durumdur. Genellikle kırıklar hatalı dizayn ve üretim, yada yanlış malzeme seçiminden kaynaklanabilir. Yeni bir protezin yapımı pahalı ve zaman alıcı bir işlemdir. Bu nedenle tamir işlemi yaygın bir şekilde kullanılan bir çözüm yöntemidir. Protez tamiri için kullanılan malzemeler; ışıkla polimerize olan akrilik rezin, otopolimerizan akrilik rezin,

ısı ile polimerize olan akrilik rezin veya mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezindir. Bunlar içersinde en yaygın olarak kullanılan ve en pratik olanı otopolimerizan akrilik rezin ile yapılan tamir işlemidir (Saraç ve ark 2005).

Dar-Odeh yaptığı çalışmasında ısıyla polimerize olan akrilik rezinlerin tamirinde, otopolimerizan akriliğin, ışıkla polimerize akriliklerden daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini söylemiştir (NG ve ark 2004).

Bu çalışmada metal iskeletli HBP yapımında en yaygın olarak kullanılan ısıyla polimerize olan akrilik rezin, kullanım kolaylığı ve dayanıklılığı ile yeni bir alternatif olan mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin ve bu iki akrilikle beraber tamir işlemlerinde en yaygın olarak kullanılan otopolimerizan akrilik rezin kullanılmıştır.

Lee ve ark (1991) çalışmalarında, 10 mm çapa sahip metal disk şeklinde örnek yüzeyinin tamamına 2 mm kalınlığında akrilik rezin uygulamışlar ve çekme testi yapmışlardır.

NaBadalung ve ark (1997) yaptıkları çalışmalarında, 10 mm çapında metal silindirler kullanmışlar ve metal yüzeyine dış alanda 1mm boşluk kalacak şekilde 8 mm çapında akrilik rezin bağlayarak çekme testi uygulamışlardır.

Nabadalung ve Powers (1998) çalışmalarında 10 mm metal örnek yüzeyine 8 mm çapında bağlanma yüzeyi oluşturacak şekilde akrilik rezin uygulamışlar ve çekme testi yapmışlardır.

Yoshida ve ark (1990) çalışmalarında 10 mm çapında 2 mm kalınlığa sahip disk şeklindeki metal örnek yüzeylerine dış alanda 2 mm boşluk kalacak şekilde 6 mm çapında rezin yapıştırmışlar ve makaslama bağlanma dayanımlarını incelemişlerdir.

Yoshida ve ark (1999) yaptıkları çalışmalarında 10 mm çap ve 2 mm kalınlığa sahip disk şeklideki metal örnek kullanmışlar ve örnek yüzeyine 6 mm çapında rezin uyguladıktan sonra makaslama bağlanma dayanımlarını ölçmüşlerdir.

Shimizu ve ark (2006) çalışmalarında 10 mm çapında 2 mm kalınlığa sahip disk şeklideki metal örneklere 5 mm çapında rezin uygulamışlar ve makaslama bağlanma dayanımlarını ölçmüşlerdir.

Kourtis (1997) yapmış olduğu çalışmada 7 mm çapındaki silindir metal blok üzerine 6 mm çapında rezin uygulayarak çekme testi uygulamıştır.

Ohkubo ve ark (2000) yapmış oldukları çalışmada 6 mm çapında ve 2,5 mm kalınlığındaki metal disklere 5 mm çapında rezin bağlamış ve makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirmiştir.

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. Bu çalışmada daha önceki çalışmalara benzer şekilde 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında disk şeklinde metal örnekler kullanıldı. Örnek yüzeyine uygulanacak akrilik rezinin çapını belirlemek üzere Carracho ve ark (1991)'nın yaptığı gibi pilot çalışma yapıldı. Yapılan pilot çalışmada 8 mm'nin altındaki ölçülerde ısı ile polimerize olan akrilik rezinin mufla açımı esnasında metalden ayrıldığı ve bağlantının zarar gördüğü saptandı. Bu pilot çalışmanın sonucunda metal örnek yüzeylerine önceki çalışmalara da benzer şekilde 8 mm çapında 2 mm kalınlığında akrilik rezin uygulandı.

Örneklerin termal döngüye maruz bırakılması, akrilik rezin ve metal veya seramik arasındaki suyun difüzyonunu hızlandırır, rezinin yapısını zayıflatarak bağlanma

dayanımını azaltır böylece ağız içi etkileri taklit eder (Carracho ve ark. 1991, Hung ve ark. 1993, Yatmaz 1996, Özcan 2003).

Bir restoratif materyalin klinik etkinliğinin değerlendirilmesinde standart, kontrollü klinik deneylerdir. Ancak uzun dönem klinik çalışmalar mali yönden artı yükler getirebilmekte ve gereksinim duyulan bilgiyi elde etmek uzun zaman almaktadır. Bu yüzden *in vivo* şartları taklit edebilen *in vitro* metodolojilerin geliştirilmesine ihtiyaç vardır. Dental materyallerin değerlendirilmesi için yapılan laboratuar çalışmalarında termal döngünün kullanılması da *in vivo* şartları taklit etmede elverişli bir metottur (Şengün 2005).

Bağlantı sistemlerin yaşlandırılması ile ilgili en uygun yöntemin termal döngü olup olmadığı söylenemez. Bununla birlikte termal döngü, polimerik materyallerin yaşlandırılması kabiliyetine sahiptir ve uzun dönem yaşlandırılma testlerine alternatif daha az zaman alan bir yöntemdir (Matsumura ve ark. 1996).

Kim ve ark. (2003), Co-Cr alaşımına farklı yüzey işlemlerini takiben rezin siman uygulamışlar ve 5-55 °C'de 5000 termal döngü sonrası makaslama bağlanma dayanım değerlerini ölçmüşlerdir. Termal döngünün yüksek sıcaklıklarda su absorbsiyonunu arttırdığını ve yapışma ara yüzeyinde çözünmelere neden olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmaların çoğunda termal döngü sayısının farklı uygulandığını ancak termal döngü uygulaması sonrası bağlanma değerlerinde düşüş olduğunu ve bunun genel görüş olduğunu bildirmişlerdir.

ISO standartlarında 500 termal döngü yeterli olarak görülmektedir. Ancak literatürde termal döngü yöntemine hala bir standart getirilememiştir. Uygulanan banyonun sıcaklığı, tipi, daldırma zamanı ve banyolar arası transfer zamanında farklılıklar görülmektedir. Bu nedenle farklı laboratuar çalışmalarının sonuçlarını birbirleri ile karşılaştırmak güvenilir olmamaktadır. (Gale ve Darwell 1999).

Leloup ve ark (2001) yaptıkları bir meta-analizi çalışmasında 1992 ila 1996 yılları arasında yayınlanan makalelerden elde ettikleri verileri değerlendirmişler ve sonuçta termal döngünün bağlanma dayanımına önemli bir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Ancak meta-analizine dahil edilen çalışmaların önemli bir bölümünde ISO standardı olan 500 döngü kullanılmıştır (Ortalama 630 termal döngü). Böyle az sayıdaki döngüler yaşlanma etkisinin elde edilmesi için yeterli olmayabilir. Yaşlanma etkisinin elde edilmesi için yüksek sayıda termal döngünün tercih edilmesi uygun olabilir (Gale ve Darwell 1999, Nikaido ve ark 2002).

Bu çalışmada ISO 11450 standardının önerdiği şekilde standardize edilmiş elektronik bir termal döngü cihazı [banyo sıcaklığı 5-55 ºC (±2ºC) ve uygulama zamanı 30 saniye] kullanarak önceki çalışmalara benzer şekilde tüm örneklere 5000 termal döngü uygulandı.

Kullanılan restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek veya piyasaya sürülen yeni bir adeziv sistemin ağız içindeki davranışlarını önceden tahmin edebilmek için, laboratuar koşullarında gerçekleştirilen adezyon testleri uygulanır (Retief 1991, Yatmaz 1996).

Malzeme seçimi ve rezin bağlayıcılar konusundaki klinik tavsiyeler, materyaller ve metotlarda büyük çeşitlilikler gösteren mekanik laboratuar testlerine dayanmaktadır. En yaygın test metotlarından biri makaslama bağlanma testidir. Ne var ki bazı araştırıcılar farklı şekillerde olan ara yüz streslerini 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 (Özcan 2003).

Bu çalışmada 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.

Önceki yapılan araştırmalarda termal döngü sonrası kopma testi sonucu ara yüzeylerde adeziv tipte ayrılmalar görüldüğünü bildirilmiştir (Yoshida ve Atsuta 1999, Matsumura ve ark. 2001, Yanagida ve ark. 2001, Watanabe ve ark. 2003). Bu çalışmada da termal döngü uygulamasından sonra makaslama testi sonrası kopma tiplerinin tamamının adeziv tipte olduğu gözlendi.

Akrilik rezinlerin marjinal mikro sızıntısını değerlendirmek için bir çok yöntem kullanılmıştır. Bunlar arasında boyalar, radyoizotoplar, bakteriler, hava basıncı, SEM değerlendirmeleri en çok tercih edilen yöntemlerdir. Bu yöntemlerden hiçbirinin ideal olduğu söylenemez. Bununla beraber güvenilirliği kabul edilebilen en pratik metot boya ve kimyasal maddelerin penetrasyonudur (Alani ve Toh 1997).

Strygler ve ark (1991) yaptıkları çalışmalarında metal-rezin ara yüzündeki mikro sızıntı tespiti için örnekleri kırmızı Hint Mürekkebi'nde 72 saat bekletmişlerdir.

Tulunoğlu ve Öktemer (1997) çalışmalarında metal-rezin bağlantısındaki mikro sızıntıyı tespit etmek amacıyla hazırladıkları örnekleri % 5'lik bazik fuksin çözeltisinde 48 saat bekletmişlerdir.

Rominu ve ark (2002) yaptıkları çalışmalarında metal kron ve faset akriliği arasındaki mikro sızıntıyı incelemek amacıyla örnekleri % 0,5'lik bazik fuksin çözeltisinde 37°C'de 24 saat bekletmişlerdir.

Lakatos ve ark (2003) çalışmalarında metal kron ve faset akriliği arasındaki mikro sızıntıyı incelemek amacıyla örnekleri % 0,5'lik bazik fuksin çözeltisinde 37°C'de 24 saat bekletmişlerdir.

Bu çalışmada akrilik rezin-metal ara yüzeyindeki mikro sızıntının incelenmesinde kullanımı kolay, güvenilir ve literatürde sıkça başvurulan bir yöntem olan organik boya (% 0,5 bazik fuksin) yöntemi kullanıldı.

Bağlantı sonuçlarının değerlendirilmesi

Hansson (1990) yapmış olduğu çalışmasında, Co-Cr, tip IV Au alaşımı, yüksek Au alaşımı ve Ti'a rezinin bağlanma dayanımına bakmış, sonuçta Ti ve Co-Cr alaşımın her iki Au alaşıma göre daha yüksek bağlanma dayanım gösterdiğini söylemiştir.

Ohkubo ve ark (2000) yapmış oldukları çalışmalarında, saf Ti, alaşım Ti ve Co-Cr alaşımını 5 adet primer sistemi kullanarak otopolimerizan akrilik rezine yapıştırmışlar ve makaslama bağlanma dayanımlarına bakmışlar, metaller arasında fark bulamamışlardır. Ayrıca saf Ti ve alaşım Ti'un SEM yüzey incelemesinde morfolojik olarak aynı oluklarını söylemişlerdir.

Shimizu ve ark (2006) yaptıkları çalışmada, metal primerlerin Ti (Ti-6Al-7Nb) ve Co-Cr alaşımlarının otopolimerizan akrilik rezin bağlantısına etkisini incelemişlerdir. Termal döngü sonrasında Ti otopolimerizan akriliğe bağlantısı Co-Cr'dan daha düşük çıkmıştır. Bu bulgu 3 metal primer kullanılan Ti'un otopolierizan akrilik rezinle olan bağlantısının Co-Cr'a göre daha az dayanıklı olduğunu desteklemektedir.

Bu çalışmada Wironit (Co-Cr Alaşımı), Tritan (Ti Alaşımı) ve Mainbond EH (Au- Ag-Pt Alaşımı)'nin rezinlere bağlantısına makaslama bağlanma dayanımları incelenerek bakılmış ve en yüksek ortalama bağlanma dayanımını Co-Cr (2,48 MPa), sonra Ti (1,96 MPa) en düşük ortalama bağlanma dayanımını ise Au alaşımı (1,07 MPa) göstermiştir. Önceki çalışmalara benzer şekilde bağlanma dayanımlarındaki bu değişkenlik yüzeyde oluşan farklı yapıdaki oksit tabakası ve yüzey sertlikleri arasındaki

farklılıktan kaynaklanıyor olabilir. Oksitlerin kalınlığının, mekanik dayanımının ve kompozisyonlarının farkı bağlantılar arasındaki değişkenliğe neden olabilmektedir.

Test edilen metaller içerisinde baz metal olan Co-Cr alaşımının yüksek bağlanma dayanımının nedeni sahip olduğu oksit tabakasından kaynaklanıyor olabilir. Yine MDP monomeri içerikli primerlerin (Metal Primer (3,01 MPa) ve Alloy Primer (2,77 MPa)) en iyi bağlantıyı oluşturması oksit tabakadan kaynaklandığını düşündürmektedir.

Matsumura ve ark. (1996), Co-Cr alaşımına 5 farklı primer (Akril Bond, MR Bond, Metal Primer, Super Bond ve Cesead Opak Primer) uygulamışlar ve 4 Meta/MMA-TBB rezini ile MDP içerikli Cesead Opak Primer'ın en iyi bağlanma dayanım değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Yoshida ve ark. (1999), çalışmalarında Co-Cr alaşımına farklı primerler uyguladıktan sonra MMA- PMMA rezin yapıştırmışlar ve bağlanma dayanımını makaslama testi ile ölçmüşlerdir. En yüksek bağlanma değerlerini termal döngü sonrasında MDP ve MEPS monomerleri içeren primerler vermiştir.

Okhubo ve ark. (2000), yapmış oldukları çalışmalarında 2000 termal döngü sonrası primer uygulanmayan kontrol gruplarında, Ti alaşımında 3 MPa, Co-Cr alaşımında ise 3.2 MPa bağlanma değerleri ölçmüşlerdir. Metal Primer II uyguladıkları örneklerde ise bağlanma dayanım değerlerinin Ti alaşımında 24.7 MPa'a ve Co-Cr alaşımında ise 25.9 MPa'a yükseldiğini bulmuşlardır.

Kahvecioğlu (2006) yapmış olduğu çalışmasında MEPS fonksiyonel monomerli Metal Primer II ve MDP fonksiyonel monomerli Metal Primer uygulanan örneklere 2000 termal döngü uygulamıştır. Sonuçta sırasıyla 12.16 MPa ve 11.18 MPa olmak üzere metal-rezin arasında en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerlerini elde etmiştir.

Bu çalışmada termal döngü sonrası yapılan makaslama bağlanma dayanım testinde; daha önceki çalışmalarda da olduğu gibi hem baz metaller için MDP ve hem de soy metaller için VBATDT monomerine sahip Alloy Primer en iyi bağlanma değerini verdi (2,35 MPa). Bu primeri Metal Primer (MDP) ve Meta Fast (4-META) izledi.

Taira ve ark. (1998), MDP ve MEPS içeren primerlerin Ti üzerinde oluşan ince oksit tabakası ile reaksiyona girerek daha yüksek bağlanma dayanımı ve bağlanma devamlılığı sağladıklarını bulmuşlardır.

Bu çalışmada da Taira ve ark (1998)'nın çalışmalarının sonuçlarına uyumlu olarak, Ti alaşımı ile MDP içerikli primerler (Metal Primer, Alloy Primer) kullanıldığında daha yüksek bağlanma dayanımı elde edildi

NG ve ark (2004) çalışmalarında, ısıyla polimerize PMMA akrilik rezinin tamirinde otopolimerizan ve mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin kullanmışlar ve bağlantı dayanımı açısından fark bulamamışlardır.

Rached ve ark (2004) çalışmalarında tamir akrilik rezini olarak otopolimerizan, ısıyla polimerize olan ve mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinlerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar ve tamir işlemleri arasında istatistik olarak fark olmadığını söylemişlerdir.

Schneider ve ark (2002)'nın çalışmalarında ısıyla ve mikrodalga mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinlerin yapay dişe bağlantıları incelemişler, geleneksel ısıyla polimerize akrilik rezinin bağlantısı daha yüksek bulmuşlardır.

Yoshida ve Atsuta (1999) çalışmalarında polimerizasyon başlatıcı ajanları farklı üç akriliğin tip IV Au alaşıma bağlantısını incelemişler ve VBATDT monomeri içeren primer kullanıldığında akrilik rezinler arasında fark olmadığını belirtmişlerdir.

Bu çalışmada HBP üretiminde kullanılan ısıyla polimerize (Meliodent Heat Cure), otopolimerize (Meliodent Self Cure) ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan (Acron MC) akrilik rezinlerin HBP iskelet metaline bağlantısı farklı primerler ile test edildi ve makaslama bağlanma dayanımlarında istatistik olarak fark olmadığı bulundu. Farklı polimerizasyon sistemlerine sahip bu üç akrilik rezinin aynı PMMA yapısında olması bu sonucun çıkmasında etken olabilir.

Mikro sızıntı sonuçlarının değerlendirilmesi

HBP'lerde karşılaşılan en büyük problemlerden biri olarak mikro sızıntıdan sıkça bahsedilse de literatürdeki çalışmalar daha çok akrilik rezin ve metal arasındaki bağlantı problemine yoğunlaşmaktadır. Özellikle HBP iskelet metalleri, akrilik rezinler ve bu iki malzemenin bağlantısını güçlendiren primerleri içeren yeterli sayıda mikro sızıntı çalışmasına rastlanmamıştır.

Strygler ve ark (1991) çalışmalarında Cr-Ni-Be ve Au-Ag-Pd alaşımlarının farklı rezinlerle bağlantısında, kimyasal bağlantı ajanlarının mikro sızıntı açısından etkisine bakmışlardır. Çalışmalarının sonunda alaşımların, kimyasal bağlantı ajanlarının ve kullanılan rezinlerin mikro sızıntıya etkisinin istatistik olarak anlamlı olduğunu açıklamışlardır.

Rominu ve ark (2002) yaptıkları mikro sızıntı çalışmalarında kullanılan rezin ne olursa olsun metal-rezin ara yüzünde mutlaka mikro sızıntı oluştuğu ve kullanılan kimyasal bağlantı sistemlerinin bunu tamamen önleyemediğini söylemişlerdir.

Clelland ve ark (2000) yaptıkları çalışmada protez kaide rezini ile 5 farklı metal alaşımı mikro sızıntı yönünden değerlendirmişler ve baz metal ile farklı oranlarda Au içeren soy metaller arasında istatistik olarak fark bulamamışlardır.

Sharp ve ark (2000) yaptıkları çalışmalarında HBP iskelet metali ile (Ni-Cr-Be) protez akrilik rezin ara yüzeyindeki mikro sızıntıya farklı yüzey işlemlerinin etkisini incelemişler ve kumlamanın tek başına mikro sızıntıyı önlemede etkin olduğunu, kalay kaplamanın kumlama kadar olmasa da yine önleyici olduğunu ve silan uygulamasının mikro sızıntıyı engellemede etkin olmadığını söylemişlerdir.

Lakatos ve ark (2003) çalışmalarında, rezin-metal ara yüzeyindeki mikro sızıntıyı incelemişler, çalışma sonucunda sadece mekanik bağlantısı olan rezinin en yüksek mikro sızıntı değeri gösterdiğini, kimyasal bağlantı sistemleri arasında ise (Siloc, Chroma Link, Silicoater) istatistik olarak farkın anlamsız olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada üç adet HBP iskelet metali (Co-Cr, Ti, Au), üç adet protez akrilik rezini (ısıyla polimerize, otopolimerizan ve mikrodalga ile polimerize) ve üç adet metal primer (Alloy Primer, Metal Primer, Meta Fast) kullanılarak yapılan mikro sızıntı testinde metal-akrilik rezin-primer faktörlerinin tamamının mikro sızıntıya etkisinin olduğu bulundu.

Metaller incelendiğinde en az ortalama mikro sızıntı değerini 1,85 mm ile Co-Cr daha sonra 1,98 mm Ti ve en yüksek ortalama mikro sızıntı değerini ise 2,09 mm ile Au alaşımı gösterdi. Makaslama bağlanma dayanımı da yine en düşük çıkan Au alaşımında mikro sızıntının yüksek çıkması yeterli oksit tabakasının olmadığından kaynaklanıyor olabilir.

Protez akrilik rezinleri arasında en yüksek ortalama mikro sızıntı değerini 2,16 mm ile mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin gösterdi. Isı ile polimerize olan akrilik rezin (1,83 mm) ve otopolimerizan akrilik rezin (1,94 mm) arasında fark istatistik olarak anlamsızdır. Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinin polimerizasyonu bilindiği üzere 3 dk gibi kısa bir sürede gerçekleşmektedir. Mikro sızıntıdaki bu fark hızlı polimerizasyon sonucunda meydana gelen büzülmeden kaynaklanıyor olabilir.

Kullanılan primerler içinde en yüksek mikro sızıntıyı Meta Fast gösterse de (1,95 mm) kontrol grubuna göre (2,38 mm) mikro sızıntı miktarı düşüktür. En düşük mikro sızıntıyı ise Alloy Primer (1,71 mm) ve Matel Primer (1,85 mm) gösterdi. Bağlanma dayanımında da olduğu gibi bu sonucun çıkmasında da MDP ve VBATDT fonksiyonel monomeri etkin olabilir.

Co-Cr metali kullanıldığında kullanılan akrilik rezin tipine göre primerlerin mikro sızıntıda etkinliği faklılık göstermektedir. Isı ile polimerize olan akrilik rezin kullanıldığında Alloy Primer ve Metal Primer, otopolimerizan akrilik rezin kullanıldığında Metal Primer ve Meta Fast, mikrodalga akrilik rezini kullanıldığında ise Metal Primer en düşük mikro sızıntı değerini gösterdi.

Ti metali kullanıldığında yine Co-Cr'da olduğu gibi kullanılan akril tipine göre primerlerin mikro sızıntıda etkinliği faklılık göstermektedir. Isı ile polimerize olan akrilik rezin kullanıldığında Alloy Primer, otopolimerizan akrilik rezin kullanıldığında tüm primerler, mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezin kullanıldığında ise Meta Fast en düşük mikro sızıntı değeri gösterdi.

Co-Cr ve Ti metalinde primerlerin her akrilik rezinde farklı etki göstermesi oksit tabakası varlığında primerlerin akrilik rezinlerin polimerizasyon süreçlerinden etkilendikleri için olabilir.

Au alaşımında mikro sızıntı yönünden en etkin primer Alloy Primer'dir. Bu etkinlikte makaslama bağlanma dayanımında da açıklanan VBATDT fonksiyonel monomerinin etkin olduğu düşünülmektedir.

Tulunoğlu ve Öktemer (1997) ile Clelland ve ark (2000)'nın da çalışmalarındaki gibi bu çalışmada da teorik olarak mikro sızıntı ve bağlanma dayanımı arasında negatif bir

korelasyon beklense de yapılan istatistik değerlendirme sonunda bağlanma dayanımı ve mikro sızıntı arasında bir korelasyon bulunmadı.

Sonuçlar

Hareketli bölümlü protezlerde kullanılan metallerin farklı akrilik rezinlerle bağlanma dayanımı ve kenar sızıntısı üzerine üç farklı metal primerlerin etkisinin incelendiği bu çalışmada şu sonuçlar elde edilmiştir;

1. Kullanılan metal alaşımları arasında makaslama bağlanma dayanımını, en yüksek Cr-Co, en düşük Au alaşımı göstermiştir.

2. Kullanılan akrilik rezinler değerlendirildiğinde makaslama bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak fark anlamsızdır.

3. Primerler arasında en yüksek makaslama bağlanma dayanımını Alloy Primer (MDP ,VBATDT) gösterirken bunu sırasıyla Metal Primer (MDP) ve Meta Fast (4-META) izlemiştir.

4. Metal-akrilik rezin arası bağlantıda primerler belirleyici faktördür. Primerler kullanılan metal alaşım tipine göre seçilmelidir. Co-Cr alaşımı kullanıldığında Metal Primer (3,01 MPa), Ti kullanıldığında Meta Fast (2,64 MPa), Au alaşımı kullanıldığında ise Alloy Primer (2,12 MPa) en yüksek makaslama bağlanma dayanımını göstermiştir.

5. HBP iskelet metali olarak Co-Cr kullanıldığında ısı ile polimerize olan akrilik rezin ve Metal Primer, Ti kullanıldığında mikrodalga akriliği ve Meta Fast, Au alaşımı kullanıldığında ise ısı ile polimerize olan akrilik rezin ve Alloy Primer kullanımı mikro sızıntı açısından en iyi sonucu vermektedir.

6. Metal-Akrilik rezin-Primer faktörlerinin mikro sızıntı üzerine etkisinin değerlendirilmesi için daha spesifik çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. Bağlanma dayanımı ile mikro sızıntı arasında bir korelasyon bulunmamıştır.

6. ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2007

Dt. Mehmet BÜLBÜL

Prof. Dr. Bülent KESİM

Hareketli Bölümlü Protezlerde Metal-Akrilik Rezin Bağlanma Dayanımı Ve Kenar Sızıntısına Metal Primerlerin Etkisi

Bu çalışmada, Hareketli Bölümlü Protez (HBP)'lerde kullanılan farklı metal alaşımlar ile farklı polimerize olan akrilik rezinler arasındaki bağlantıya ve mikro sızıntıya primerlerin etkisi incelenmiştir.

HBP metal iskeletlerinde kullanılan Co-Cr, Ti ve Au alaşımlarından 2 mm kalınlığında ve 10 mm çapında test örnekleri döküm yöntemi ile hazırlandı. Tüm metal örnekler otopolimerizan akrilik rezin içine bir yüzeyleri dışarıda kalacak şekilde gömüldü. Bu yüzeylerde Au alaşımı için 50 μm, diğerleri için 110 μm Al_2O_3 ile kumlama yapılarak primerler (Alloy Primer, Meta Fast, Metal Primer) uygulandı. Kontrol grubuna ise primer uygulanmadı.

Yüzey işlemi tamamlanan örnekler üzerine ısı ile, otopolimerizan ve mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinler 8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında üretici firma talimatlarına uygun şekilde polimerize edildi.

En yüksek bağlanma dayanımını Co-Cr (2,48 Mpa), sonra Ti (1,96 Mpa) en düşük bağlanma dayanımını ise Au alaşımı (1,07 Mpa) gösterdi. Akrilik rezinlerin çeşidi makaslama makaslama bağlanma dayanımlarını etkilemedi. Farklı primerler her metal alaşımı için farklı bağlanma dayanımı gösterdi. Kullanılan primerler içinde en yüksek

bağlanma dayanımı Co-Cr için Metal Primer (3,01 Mpa), Ti için Meta Fast (2,64 Mpa) ve Au alaşımı için Alloy Primer (2,12 Mpa) olarak bulundu.

Mikro sızıntı karşılaştırıldığında en az mikro sızıntıyı metallerden Co-Cr (1,85 mm), akrilik rezinlerden ısı ile polimerize olan (1,83 mm) ve primerlerden ise Alloy Primer (1,71 mm) gösterdi. Mikro sızıntı açısından kullanılan her metal alaşım ve akrilik rezin için farklı bir primer en iyi sonucu verdi. En az mikro sızıntıyı ise Co-Cr (Wironit) ısıyla polimerize olan akrilik rezin (Meliodent Heat Cure) ve Metal Primer kombinasyonu gösterdi.

7. SUMMARY

The Effect Of Primers On Shear Bond Strength And Microleakage Between Removable Partial Denture Metal-Acrylic Resins

In this study, the effect of primers on shear bond strength and microleakage between Removable Partial Denture (RPM) metal alloys and acrylic resins that have different polymerization systems were investigated.

Co-Cr, Ti and Au metal alloys that use for RPD frameworks were casted according to the manufacturer's instructions with a thickness of 2 mm and a diameter of 10 mm. Each disc was embedded into the self curing acrylic resin so that one of their surfaces was exposed. Exposed surface of each disc was sandblasted with 50 μ aluminum oxide (Al_2O_3) for Au alloys and with 110 μ Al_2O_3 for other alloys. The primers (Alloy Primer, Meta Fast, Metal Primer) were applied to the sandblasted surfaces except the control group.

Self, heat and microwave cure acrylic resins were applied on the treated surfaces according to the manufacturer's instructions with a thickness of 2 mm and a diameter of 8 mm.

Co-Cr has the highest shear bond strength value with 2,48 Mpa, it is fallowed by Titanium with 1,96 Mpa and gold alloy with 1,07 Mpa for respectively. There was no significant difference between shear bond strength values of acrylic resins. The highest mean shear bond strength values for primers were Metal Primer (3,01 Mpa) for Co-Cr, Meta Fast (2,64 Mpa) for Titanium and Alloy Primer (2,12) for Gold alloy.

Comparison of microleakage values revealed that for alloys, Co-Cr showed the lowest amount of mean microleakage (1,85 mm), for acrylic resins, heat-cure resin (1,83 mm) and for primers Alloy Primer showed the lowest amount of microleakage (1,71 mm). Optimum microleakage results were achieved with different primers for each metal alloy and acrylic resins. The best combination was determined as Co-Cr (Wironit) for alloys, heat-cure resin (Meliodent Heat Cure) for acrylic resins and Metal Primer for primers.

8. KAYNAKLAR

Alani A and Toh C (1997) *Detection of microleakage around dental restorations: a rewiev*. Oper Dent, 22,173-185.

Alptekin T (1995) *Üç farklı kompozit rezinin yapısal çözünme, mikrosızıntı ve aşınma özelliklerinin karşılaştırmalı olarak in vitro incelenmesi.* Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Turkiye.

Antoniadou M, Kern M and Strub R (2000) *Effect of a new metal primer on the bond strength between a resin cement and two high-noble alloys*. J Prosthet Dent, 84(5), 554-60.

Arda T and 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.

Atta MO, Smith BGN and Brown D (1990) *Bond strength of three chemical adhesive cements adhered to a nickel-chromium alloy for direct bonded retainers*. J Prosthet Dent, 63(2), 137-43.

Aydınlık E (1979) *Kroşe tutuculu protezler,* Dr. İbrahim çağlayan mezuniyet sonrası eğitimi ve bilimsel teknik araştırma vakfı yayınları, Ankara.

Aykent F, Özyurtseven A, Üşümez S ve İnan D (1998) *Resin bağlı sabit protezlerde alternatif bir uygulama*. H.Ü. Diş Hek. Fak. Derg., 22, 43-46

Baltag I, Watanabe K and 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, 530-37

Berte JJ, Brandt RL and Baker PS (1993) *Use of tin plating instrument to strengthen bond between metal and resin luting agent.* J Prosthet Dent, 69(3), 347-349.

Carracho A.J.L, Chappel RP, Glaros AG and Purk JH (1991) *Effect of storage and thermocycling on the shear bond strength of three dentinal.* Quintessence Int, 22(9), 745-52.

Clelland NL, Putten MC, Brantley WA and Knobloch LA (2000) *Adhesion testing of a denture base resin with 5 casting alloys.* J Prosthod, 9,30-36.

Conceiçao EN, Goes MF and Consani S (1994) C*hemical etching solutions for creating micromechanical retention in resin bonded retainers*, J Prosthet Dent, 71(3), 303-309

Craig RG, Marcus L and Ward E (1997) Restorative dental materials, 10th ed, C.V. Mosby Co., St Louis.

Diaz-Arnold AM, Vargas MA and Haselton DR (1999) *Current status of luting agents for fixed prosthodontics.* J Prosthet Dent, 81, 135-141.

Ersoy E (1989) *Sabit protez alaşımları*, A.Ü. Diş Hek. Fak. Der, 16(3), 539-542.

Faot F, Costa MA, Bel Cury AAD and Garcia R C M R (2006) *Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins.* J Prosthet Dent, 96,367-73.

Flood AM (1989) *Resin bonded prostheses: Clinical guidelines***.** Aust Dent J, 34(3), 209-218.

Gale M and Darvell B (1999) *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations.* J Dent, 27, 89-99.

Gates W, Diaz-Arnold AM, Aquilino S and Ryther JS (1993) *Comparison of the adhesive strength of a BİS-GMA cement to tin-plated and non-tin-plated alloys.* J Prosthet Dent, 69, 12-16.

Hamanaka H, Doi H, Yoneyama T and Okuna O (1989) *Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine*, J Dent Res, 68, 1529-1533.

Hammad IA and Talic YF (1996) *Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature*, J Prosthet Dent, 75(6),602-8.

Hansson O (1990) *Strength of bond with Comspan Opaque to three silicoated alloys and titanium*. Scand J Dent Res, 98,248-56.

Hansson O(1994) *Clinical results with resin-bonded prostheses and an adhesive cement. Quintessence* Int, 25,125-132.

Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T and Murata Y (1992) *The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain,* Dent Mater, 8(4), 238-40.

Henriques GEP, Consani S, Rollo JMDA and Silva FA 1997 *Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys.* J Prosthet Dent 78(2),146-52.

Hero H and Syverud MW (1993) *Mold filling and porosity in casting of titanium.* Dent Mater, 9, 15-18.

Hung CH, Weiner S, Dastane A and Waidyanathan TK (1993) *Effects of thermocycling and occlusal force on the margins of provisional acrylic resin crowns*. J Prosthet Dent, 69(6), 573-77.

Imbery TA, Evans DB and Koeppen RG (1993) *A new method of attaching cast gold occlusal surfaces to acrylic resin denture teeth,* Quintessence Int, 24(1), 29-33.

İmirzalıoğlu P (1991) *Kron-köprü protezlerinde, kıymetsiz metal alaşımı alt yapının rezin materyali ile bağlantısında elektrokimyasal dağlama ve silanla kaplama yöntemlerinin karşılaştırılması.* Doktora Tezi, G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye.

Jacobson TE, Chang JC, Keri PP and Watanabe LG (1988) *Bond Strength of 4-META acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy,* J Prosthet Dent, 60(5), 570-6.

Kahvecioğlu S (2006) *Dört ayrı tip metal yüzeye uygulanan farklı adeziv primerların, yapıştırıcı simanın makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi.* Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Turkiye.

Kelly JR and Rose TC (1983) *Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: A literature rewiev,* J Prosthet Dent, 49(3), 363-370.

Kern M and Thompson VP (1993) *Sandblasting and silicoating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition.* Dent Mater, 9, 155-161.

Kern M and Thompson VP (1994) *Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium*. J Dent, 22,300-6.

Kesim B (2005) *Hareketli bölümlü protez ders notları,* E.Ü. Diş Hek. Fak, Kayseri.

Kim JY, Pfeiffer P and Niedermeier W (2003) *Effect of laboratory procedures and thermocycling on the shear bond strength of resin-metal bonding systems.* J Prosthet Dent, 90(2), 184-9.

King AW, Chai J, Lautenschlager E and Gilbert J (1994) *The mechanical properties of milled and cast titanium for ceramic veneering,* Int J Prosthodont, 7, 532-537.

Kocabalkan E (1993) *Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve tesbit yöntemleri.* A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg, 3(2), 52-56.

Kononen M, Rintanen J, Waltimo A and Kempainen P (1995) *Titanium framework removable partial denture used for patients allergic to other metals, a clinical report and literature review*. J Prosthet Dent, 73,4-7.

Kourtis SG (1997) *Bond strengths of resin-to-metal bonding systems.* J Prosthet Dent, 78,136-145.

Krueger GE, Diaz-Arnold AM, Aquilino SA and Scandrett (1990) *A comparison of electrolytic and chemical etch systems on the resin to metal tensile bond strength,* J Prosthet Dent, 64(5), 610-617.

Kuyinu E, Levine WA, Grisius R, Fenster R (1990) *An in vitro study of the tensile strength of the resin bond between chemically etched non-noble alloy and enamel.* J Prosthet Dent, 63,292-295.

Küçükay IK (1991) *Endodontide apikal sızıntı inceleme yöntemleri.* D.Ü. Diş Hek. Fak. Derg, 2(2-3), 65-79.

Lakatos S, Rominu M, Negrutiu M and Florita Z (2003) *The microleakage between alloy and polymeric materials in veneer crowns.* Quintessence Int, 34(4), 295-300.

Lautenschlager E and Monaghan P (1993) *Titanium and titanium alloys as dental materials* review. Int Dent J, 43, 245-253.

LaVere AM (1993) *Clasp Retention: The Effects of Five Variables*, J Prosthod, 2(2), 126-31.

Lawson JR (1991) *Alternative alloys for resin-bonded retainers.* J Prosthet Dent, 65(1), 95-97.

Lee CF, Pierpont HP and Strickler ER (1991) *The effect of bead attachment systems on casting patterns and resultant tensile bond strength of composite resin veneer cast restorations*. J Prosthet Dent, 66,623-630.

Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M and Vreven J (2001) *Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence,* J Dent Res, 80, 1605-1614.

Lin T, Chang H and Chung K (1990) *Interfacial strengths of various alloy surface treatments for resin-bonded fixed partial denture*, J Prosthet Dent, 64(2), 158-162.

Mahmoud A, Wakabayashi N, Takahashi H and Ohyama T (2005) *Deflection fatigue of Ti-6Al-7Nb, Co-Cr, and gold alloy cast clasps,* J Prosthet Dent, 93(2), 183-8.

Mahmoud AAA, Wakabayashi N and Takahashi H (2007) *Prediction of permanent deformation in cast clasps for denture prostheses using a validated nonlinear finite element model*, Dent Mater, 23,317-24.

Manav Ö (2000) *İki farklı rövetmanla dökülmüş titanyum örnekler üzerinde ''alfa case'' tabakasının incelenmesi,* Doktora Tezi, G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye.

Matsumura H and Leinfelder KF (1993) *Effect of an adhesive primer on the integrity of occlusal veneer-metal interface and wear of composite resin veneered restorations.* J Prosthet Dent, 70, 296-99.

Matsumura H, Kamada K, Tanoue N and Atsuta M (2000) *Effect of thione primers on bonding of noble metal alloys with an adhesive resin,* J Dent., 28(4), 287-293.

Matsumura H, Kawahara M, Tanaka T and Atsuta M (1991) *Surface preparations for metal frameworks of composite resin veneered prostheses made with an adhesive opaque resin,* J Prosthet Dent, 66(1),10-15.

Matsumura H, Tanaka T, Taira Y and Atsuta M (1996) *Bonding of cobalt-chromium alloy with acidic primers and tri-n-butylborane-initiated luting agents,* J Prosthet Dent 76,194-199.

Matsumura H, Yanagida H, Tanoue N, Atsuta M and Shimoe S (2001) *Shear bond strength of resin composite veneering material to gold alloy with varying metal surface preparations,* J Prosthet Dent 86,315-319.

May KB, Fox J, Razzoog ME and 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 and Lang BR (1993) *The shear strength of polymethyl methacrylate bonded to titanium partial denture framework material*. J Prosthet Dent 70,410-3.

May KB, Van Putten MC, Bow DA and Lang BR (1997) *4-META polymethyl methacrylate shear bond strength to titanium*. Oper Dent 22,37-40.

Mersin T (2003) *Alt Çene İmplant Destekli Overnture Protezlerde Farklı Tutucu Tiplerinin Ve Değişik Kret Yüksekliklerinın İmplantlarda Oluşan Strain'e Etkisi.* Doktora Tezi, H.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye.

Moller B, Schroder U and Granath L (1983) *Effect of IRM on human dental pulp,* Scand J Dent Res, 91, 281-287.

Nabadalung DP and Powers JM (1998) *Effectiveness of adhesive systems for a Co-Cr removable partial denture alloy.* J Prosthodont, 7(1),17-25.

NaBadalung DP, Powers JM and Connelly ME (1997) *Comparison of bond strengths of denture base resin to nickel-chromium-berillium removable partial denture alloy*. J Prosthet Dent, 78(6), 566-73.

NaBadalung DP, Powers JM and Connelly ME (1998) *Comparison of bond strengths of denture base resins to treated nickel-chromium-beryllium alloy.* J Prosthet Dent, 80(3), 354-361.

NG ETL, Tan LHH, Chew BSH and Thean HPY (2004) *Shear bond strength of microwaveable acrylic resin for denture repair*. J Oral Reh, 17,19-28.

Nikaido T, Kunzelmann K, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S et al (2002) *Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin,* Dent Mater, 18, 269-275.

O' Brien WJ (1997) *Dental Materials and their selection*, 2nd ed. Quintessence Pub. Co, Inc., Chicago, USA.

Ohkubo C, Watnabe I, Hosoi T and Okabe T (2000) *Shear bond strengths of polymethyl methacrylate to cast titanium and cobalt-chromium frameworks using five metal primers*. J Prosthet Dent. Jan 83(1), 50-7.

Okhubo C, Kono H, Tanaka Y and Watanabe I (2005) *Shear bond strength of resin composite to magnetic Fe-Pt aloy.* J Prosthet Dent. May 93(5), 478-82.

Özcan M (2003) *Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: An evoluation of surface conditioning methods.* Doktora Tezi, Groningen Üniversitesi Diş Hek. Fak. Groningen, Hollanda.

Özcan M ve Aktepe E (2001) *Metal destekli seramik restorasyonların ağız içi tamirinde kullanılan teknikler ve birbirleriyle karşılaştırılması,* Dişhekimliğinde Klinik, 2, 27-33.

Öztürk Ö ve Uludağ B (2002) *Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği,* TDB Dergisi, 66, 32-39.

Pesun S and Mazurat RD (1998) *Bond Strength of Acrylic Resin to Cobalt-Chromium Alloy Treated with the Silicoater MD and Kevloc systems*, J Can Dent Assoc, 64,798-802.

Polyzois GL, Frangou MJ and 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(5), 440-444

Quaas AC, Heide S, Freitag S and Kern M (2005) *Influence of metal cleaning methods on the resin bond strength to NiCr alloy*, Dent Mater, 21(3),192-200.

Rached RN, Powers JM and Bel Cury AAD (2004) *Repair strength of autopolymerizing, microwave, and conventional heat-polymerized acrylic resins* J Prosthet Dent 92,79-82

Retief DH (1991) *Standardizing laboratory adhesion tests.* Am J Dent, 4(5), 231-6.

Rodrigues RCS, Ribeiro RF, Mattos MGC and Bezzon OL (2002) *Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures.* J Prosthet Dent 88(3), 290-6.

Romînu M, Lakatos S, Florit Z and Negrut M (2002) *Investigation of microleakage at the interface between a Co-Cr based alloy and four polymeric veneering materials* , J Prosthet Dent 87, 620-4.

Rothfuss LG, Hokett SD and Hondrum SO (1998) *Resin to metal bond strengths using two commercial systems.* J Prosthet Dent Mar, 79(3), 270-2.

Sağlam S (1997) *Döküm ve döküm dışı yolla elde edilen titanyumun 3 farklı titanyum porseleni ile farklı atmosfer koşullarında fırınlanmasının bağlantı üzerine etkilerinin değerlendirilmesi,* Doktora Tezi, A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye.

Sarac YS, Sarac D, Kulunk T and Kulunk S (2005) *The effect of chemical surface treatments of different denture base resins on the shear bond strength of denture repair.* J Prosthet Dent, 94(3), 259-66.

Schaffer H and 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(6), 680-683

Schneider RL, Curtis ER and Clancy JMS (2002) *Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base.* J Prosthet Dent, 88,145-50.

Sedbery D, Burgess J and Schwartz R (1992) *Tensile bond strength of three chemical an done electrolytic etching systems for a base metal alloy,* J Prosthet Dent, 68(4), 606-610.

Sharp B, Mortn D and Clark AE (2000) *Effectiveness of metal surface treatments in controlling microleakage of the acrylic resin-metal framework interface.* J Prosthet Dent, 84(6),617-22.

Shimizu H, Kurtz KS, Tachii Y and Takahashi Y (2006) *Use of metal conditioners to improve bond strengths of autopolymerizing denture base resin to cast Ti-6Al-7Nb and Co-Cr,* J Dent, 34(2),117-22.

Spierings T, Peters M. Bosman F and Plasschaert M (1987) *Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiment,* J Dent Res, 66, 1336-1339.

Strygler H, Nicholls J and Townsend JD (1991) *Microleakage at the resin-alloy interface of chemically retained composite resins for cast restorations.* J Prosthet Dent, 65, 733-739.

Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F ve Özer F (2005) *Farklı sayıda termalsiklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi,* G.Ü. Diş Hek. Fak. Der, 22(3), 163-168.

Taira Y, Yoshida K, Matsumura H and Atsuta M (1998) *Phosphate and thiophosphate primers for bonding prosthodontic luting materials to titanium,* J Prosthet Dent, 79, 384-388.

Tse ETP, Cheng LYY, Luk HVK, Chu FCS, Chai J and Chow TW (2006) *Comparison Of The Retentive Characteristics Of Cobalt-Chromium And Commercially Pure Titanium Clasps Using A Novel Method.* Int J Proshodont, 19(4), 371-72.

Tulunoglu IF and Oktemer M (1997) *Tensile strength and microleakage of the bond between a nickel-chromium alloy and a visible light-cured resin composite, effect of 4-META, silicoating, and bead retention.* Quintessence Int, 28, 447-451.

Ulusoy M ve Aydın AK (2003) *Dişhekimliğinde hareketli bölümlü protezler,* Ankara Ün Basımevi, Ankara.

Uzun G and Hersek N (2002) *Comparison of the Fracture Resistance of Six Denture Base Acrylic Resins*. J Biomaterials, 31, 798-8.

Ülker M (2006) *DörtYapay yaşlandırma işlemlerinin self-etch adezivlerin dentine bağlanam dayanımlarına ve bağlanma ara yüzeylerine etkisinin incelenmesi (mikrotensile, sm, tem çalışması),* Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Turkiye.

Watanabe I and Matsumura H (1995) *Effect of two metal primers on adhesive bonding with type IV gold alloys*. J Prosthet Dent Mar, 73(8), 299-303.

Watanabe I, Hotta M, Watanabe E, Atsuta M and Okabe T (2003) *Shear bond strengths of laboratory-cured prosthetic composite to primed metal surfaces,* Am J Dent. 16(6),401-3

Wiltshire WA (1986) *Tensile bond strength of various alloy surface treatments for resin bonded bridges,* Quintessence *Dent Technol,* 10(4), 227-232.

Yanagida H, Matsumura H and Atsuta M (2001) *Bonding of prosthetic composite material to Ti-6Al-7Nb alloy with eight metal conditioners and a surface modification technique*, Am J Dent, 14(5), 291-294.

Yanıkoğlu F (1990) *Kompozit dolgu maddelerinde mikrosızıntı fenomeninin kombine metod ve materyallerle araştırılması.* Doktora Tezi, M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Türkiye.

Yatmaz PI (1996) *İki adeziv sistemin metal-rezin bağlanma dirençlerinin in-vitro koşullarda incelenmesi,* Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Türkiye.

Yazıcı AR (1999) *Kompozit rezin restorasyonlarda iki farklı yüzey pürüzlendirme yöntemi olan asit ve lazerin kenar sızıntısına etkisinin in vitro olarak incelenmesi.* Doktora Tezi, H.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye.

Yoshida K and Atsuta M (1999) *Effect of MMA-PMMA resin polymerization initiator on the bond strength of adhesive primers for noble metal.* Dent Mater,15,332-36.

Yoshida K, Kamada K and Atsuta M (1999) *Adhesive Primers for bonding cobalt-chromium alloy to resin.* J Oral Reh, 26,475-78.

Yoshida K, Kamada K and Atsuta M (2001) *Effect of three adhesive primers for a noble metal on the shear bond strength of three resin cement*. J Oral Reh, 28,14-19.

Yoshida K, Kamada K, Tanagawa M and Atsuta M (1996) *Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal* J Prosthet Dent, 75(3), 254-261

Yoshida K, Matsumura H and Atsuta M (1990) *Monomer composition an Bond Strength of ligth-cured 4-Meta Opaque resin*. J Dent Res, 69(3),849-51.

Yoshida K, Taira Y, Matsumura H and Atsuta M (1993) *Effect of adheziv metal primer materials on bonding a prosthetic composite resin to metals.* J Prosthet Dent, 69,357-362.

Yunus N, Rashid AA, Azmi LL and Abu-Hassan MI (2005) *Some flexural properties of a nylon denture base polymer*, J Oral Reh, 32,65-71.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E ve Aksu L (1993) *Dişhekimliğinde maddeler bilgisi***,** 1. baskı, A.Ü. Basımevi, Ankara.

Zinelis S (2000) *Effect of pressure of helium, argon, krypton and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings*, J Prosthet Dent, 84, 575-582.

9. ÖZGEÇMİŞ

21.06.1976 tarihinde Afşin/Kahramanmaraş'ta doğdu. İlköğrenimini Bingöl 100. Yıl İlköğretim Okulu'nda, orta öğrenimini Bingöl Anadolu Lisesi ortaokul kısmında, lise öğrenimini ise Konya Meram Anadolu Lisesi'nde tamamladı.

Liseden mezun olduğu 1994/1995 öğretim yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazanarak üniversite eğitimine başladı. 2000 yılında lisans eğitimini tamamlayarak Diş Hekimi unvanını aldı. 2001 yılı Şubat döneminde Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora programına başladı. Halen bu bölümde Araştırma görevlisi olarak görev yapmakta ve amatör olarak Yamaç Paraşütü eğitimi vermektedir.

Yabancı dili İngilizce'dir.

10. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve becerilerinden istifade ettiğim başta Anabilimdalı Başkanı Prof. Dr. Filiz AYKENT olmak üzere S.Ü. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Ted. A.B. öğretim üyelerine,

Termal siklus prosedüründe yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Abdülkadir ŞENGÜN'e,

Her konuda olduğu gibi, doktora eğitimim boyunca da bana maddi ve manevi desteklerini eksik etmeyen aileme ve bu sabrı benimle paylaşan sevgili nişanlıma teşekkürü bir borç bilirim.