

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

**ALT YAPI VE PORSELEN ARASINDAKİ BAĞLANTIYA
ALTERNATİF YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Seniha BABA

**Samsun
Kasım-2013**

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

**ALT YAPI VE PORSELEN ARASINDAKİ BAĞLANTIYA
ALTERNATİF YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Seniha BABA

Danışman: Doç. Dr. Şafak KÜLÜNK

**Samsun
Kasım-2013**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Dt.Seniha Baba tarafından Doç. Dr. Şafak Külünk Danışmanlığında hazırlanan Alt Yapı ve Porselen Arasındaki Bağlantıya Alternatif Yüzey İşlemlerinin Etkisi başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 22 /11 /2013 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Atilla SERTGÖZ
Marmara Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Duygu SARAÇ
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Murat YENİSEY
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Aysun AVŞAR
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Şafak KÜLÜNK
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

ONAY:

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

22 / 11 /2013

Prof. Dr. Süleyman KAPLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle bana her daim yol gösteren, tezimin her aşamasında emeğini ve yardımını esirgemeyen değerli tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Şafak KÜLÜNK' e,

Tezimin şekillendirilmesi ve tamamlanmasında harcadıkları vakit ve yapıcı eleştirileri için tez izleme komitesinde yer alan hocalarım Sayın Prof. Dr. Duygu SARAÇ ve Sayın Doç. Dr. Aysun AVŞAR' a,

Yüzey kaplama işlemlerinin yapılmasında emeğini paylaşan Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Şengül DANIŞMAN' a,

Mikrosızıntı analizinin gerçekleştirilmesinde bilgi ve emeğini esirgemeyen OMÜ Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın Doç. Dr. Oktay YAPICI' ya,

Tezimin istatistik analizini yapan OMÜ Tıp Fakültesi Halk Sağlığı Anabilim Dalı Öğretim üyesi Sayın Doç. Dr. Sevgi CANBAZ' a,

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Gözlem CEYLAN' a,

Lisans ve doktora eğitimim süresince bilgi birikimlerinden faydalandığım, desteklerini her zaman yanımda hissettiğim, anlayış ve hoşgörülerini hiçbir zaman esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Şinasi SARAÇ, Sayın Doç. Dr. Murat YENİSEY, Sayın Doç. Dr. Murat KURT, Sayın Doç. Dr. Çağrı URAL, Sayın Doç. Dr. Tolga KÜLÜNK ve Sayın Doç. Dr. Göknül ERGUN KUNT' a,

Özellikle zor dönemlerimde hep yanımda olan, iş yükümü paylaşan, hepsini çok özleyeceğim bölüm arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca aldığım tüm kararlarımda arkamda duran, bu günlere ulaşmamda büyük emek sahibi olan canım annem, canım kardeşim ve babama,

Sonsuz sevgisini ve ilgisini benden esirgemeyen, desteğiyle her an yanımda olan ve hep orada olsun istediğim canım eşim Samet BABA' ya ve doktora eğitimimin son zamanlarında dünyaya gelen biricik kızım Doğa BABA' ya,

Sonsuz Teşekkürler...

ÖZET
ALT YAPI VE PORSELEN ARASINDAKİ BAĞLANTIYA ALTERNATİF YÜZEY
İŞLEMLERİNİN ETKİSİ

Amaç: Kıymetsiz metal alaşımlarından nikel-krom (Ni-Cr) metal alt yapı üzerine uygulanan iki farklı yüzey kaplama materyalinin (titanyum nitrür (TiN) ve titanyum alüminyum nitrür (Ti,Al)N)) metal-porselen bağlantısı, metal-porselen arasındaki mikrosızıntı ve restorasyonun rengi üzerindeki etkilerini değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: 72 adet Ni-Cr örnek 50 µm' lik alüminyum oksit (Al₂O₃) partikülleri ile kumlandıktan sonra birinci gruptaki örnekler kontrol grubu olmak üzere 3 gruba ayrıldı (n=24). Reaktif manyetik alanda sıçratma sistemi kullanılarak ikinci gruptaki örnekler TiN, üçüncü gruptaki örnekler ise (Ti,Al)N ile kaplandı. Yüzey işlemlerinin metal alt yapı yüzeylerinde oluşturduğu değişiklikler ve kaplama kalınlığı taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelendi. Ardından tüm örnekler özel bir kalıp yardımıyla geleneksel veneer porseleni uygulandı. Bu aşamada her alaşım grubundaki örneklerin yarısı erken dönem bağlantı testine tabi tutuldu. Her gruptaki diğer örnekler ise 6000 kez termal devirlendirme işlemine tabi tutulduktan sonra uzun dönem bağlantı, mikrosızıntı ve renk analizi testleri uygulandı. Tüm gruplarda oluşan başarısızlık tipleri stereomikroskop ile değerlendirildi.

Bulgular: Erken dönem ve uzun dönem bağlantı testine göre en yüksek bağlantı değerleri TiN kaplama grubunda elde edildi. Ayrıca SEM analizinde TiN kaplama materyalinin yaklaşık 1,55 µm; (Ti,Al)N kaplama materyalinin ise 1,49 µm kalınlığında olduğu gözlemlendi. Mikrosızıntı analizine göre, yaşlandırma öncesi ve sonrasında en yüksek ortalama değerler TiN grubunda elde edilirken, renk analizinde yaşlandırma işlemi sonucunda en fazla renk değişikliğinin TiN grubunda olduğu tespit edildi.

Sonuç: Metal alt yapıların kaplanması metodu metal-porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığı, mikrosızıntı ve restorasyonun sonuç rengi üzerinde etkili olmuştur.

Anahtar Kelimeler: Metal-porselen bağlantısı; Mikrosızıntı; Renk; Yüzey kaplama.

Seniha BABA, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Kasım-2013

ABSTRACT
**EFFECT OF ALTERNATIVE SURFACE TREATMENTS ON SUBSTRUCTURE
AND PORCELAIN BONDING**

Aim: To evaluate the effect of surface coating of nickel-chromium (Ni-Cr) substructure with two different materials (titanium nitride (TiN), titanium aluminum nitride (Ti,Al)N)) on metal-porcelain bonding strength, microleakage between metal-porcelain and restoration color.

Material and Method: After sandblasting with 50 µm aluminium oxide (Al₂O₃) particles, the 72 pieces Ni-Cr samples were divided into 3 groups for the coating process (n = 24). Samples in the first group (control group) were not subjected to coating. The second group of samples were coated with TiN, the third group were coated with (Ti,Al)N using reactive magnetron sputtering technique. The surface changes and coating thicknesses were examined scanning electron microscope (SEM). Traditional veneering porcelain were applied on all the samples with the help of a special mold. At this stage, half of the each group were subjected to the early bonding test. The remaining samples were subjected to long-term bonding, microleakage tests and color analyze after being in the process of thermal cycles 6000 times. Failure types in each group were examined with stereomicroscope.

Results: According to both term of bonding tests, the highest values were obtained from TiN coating group. In SEM analysis, approximately 1.55 µm thickness of the TiN; 1.49 µm thickness of (Ti,Al)N were observed. Also the highest microleakage values and the maximum color change were obtained from TiN.

Conclusion: Coating the metal substructure was found to be effective on metal-porcelain bonding strength, microleakage between metal-porcelain and color of the final restoration.

Keywords: Metal-porcelain bonding; Microleakage; Color; Surface coating.

Seniha BABA, PhD Thesis
Ondokuz Mayıs University - Samsun, November-2013

SİMGELER VE KISALTMALAR

<	: Küçüktür
>	: Büyüktür
μm	: Mikrometre
%	: Yüzde
$^{\circ}\text{C}$: Santigrat derece
~	: Yaklaşık
Δa	: Kırmızılık/yeşillik değişimi
Δb	: Sarılık/mavilik değişimi
ΔE	: Renk değişimi
ΔL	: Açıklık/koyuluk değişimi
a^*	: CIE Renk Sistemi (kırmızı-yeşil) koordinatı
Ag	: Gümüş
Al	: Alüminyum
AlN	: Alüminyum nitür
Al_2O_3	: Alüminyum oksit
atm	: Atmosfer
Au	: Altın
b	: 3 nokta eğme testine göre örnek genişliği
b^*	: CIE Renk Sistemi (sarı-mavi) koordinatı
C	: Karbon

Ca	: Kalsiyum
Ce	: Seryum
CIE	: Uluslararası aydınlatma komisyonu renk sistemi
Cl	: Klor
CN	: Karbon nitrür
Cr	: Krom
CVD	: Kimyasal buhar biriktirme
D	: 3 nokta eğme testine göre örnek kalınlığı
DC	: Doğru akım
dk	: Dakika
DVD	: Doğrudan buhar biriktirme
Σ	: Bağlanma dayanıklılığı
F	: Kuvvet
Fe	: Demir
I	: İyot
HRC	: Rockwell
HV	: Voltaj yüksekliği
l	: Dayanaklar arasındaki uzaklık
K ₂ O	: Potasyum oksit
K ₂ O Al ₂ O ₃ 6SiO ₂	: Potasyum alüminyum silikat
L*	: CIE Renk Sistemi (açıklık/koyuluk) değeri koordinatı

MPa	: Megapaskal
MBq	: Megabecquerel
Mo	: Molibden
mm	: Milimetre
n	: Örnek sayısı
N	: Newton
Na	: Sodyum
Na ₂ O	: Sodyum oksit
Nb	: Niobyum
Ni	: Nikel
Nm	: Nanometre
P	: Fosfor
P _F	: 3 nokta eğme testine göre Maksimum kuvvet
Pd	: Palladyum
Pt	: Platin
PVD	: Fiziksel buhar biriktirme
RF	: Reaktif sıçratma
rpm	: Dakikadaki devir sayısı
S	: Kükürt
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
Si	: Silisyum

SiO ₂	: Silisyum oksit
SS	: Standart sapma
Ta	: Tantalum
Ti	: Titanyum
(Ti,Al)N	: Titanyum alüminyum nitrür
TiCN	: Titanyum karbo nitrür
TiN	: Titanyum nitrür
Tl	: Talyum
ZrN	: Zirkonyum nitrür

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Metal Destekli Restorasyonlar	4
2.1.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar.....	4
2.1.2. Dental Porselen.....	8
2.2. Modern Yüzey Kaplama Teknikleri	17
2.2.1. PVD Kaplamalarda Kullanılan Materyaller.....	21
2.3. Metal-Porselen Bağlantısının Analizinde Kullanılan Test Yöntemleri.....	23
2.4. Mikrosızıntı.....	26
2.4.1. Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri.....	26
2.5. Renk	30
2.5.1. Renk Sistemleri.....	30
2.5.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri.....	33
3. MATERYAL VE METOT	36
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	36
3.2. Örneklerin Hazırlanması	37
3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	39
3.4. Yüzey Kaplama İşleminin Uygulanması	40
3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi	42
3.6. Metal Alaşımı Yüzeylerine Porselen Uygulanması.....	42
3.7. Erken Dönem Bağlantı Testinin Uygulanması.....	47
3.8. Örneklerin Birinci Renk Ölçümlerinin Yapılması.....	48
3.9. Örneklerin Birinci Mikrosızıntı Değerlendirilmelerinin Yapılması.....	50
3.10. Yaşlandırma İşlemi.....	51
3.11. Örneklerin İkinci Renk Ölçümlerinin Yapılması.....	51
3.12. Örneklerin İkinci Mikrosızıntı Değerlendirmelerinin Yapılması.....	51

3.13. Uzun Dönem Bağlantı Testinin Uygulanması.....	52
3.14. Metal-Porselen Bağlantı Başarısızlık Tipinin Belirlenmesi.....	52
3.15. İstatiksel Analiz.....	52
4. BULGULAR.....	53
4.1. Metal-Porselen Bağlanma Dayanıklılığının Değerlendirilmesi	53
4.1.1. Gruplarda 3-Nokta Eğme Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Tipleri.....	55
4.2. Mikrosızıntının Değerlendirilmesi.....	55
4.3. Renk Analizi.....	58
4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi.....	59
4.5. Bağlanma Dayanıklılığı ve Mikrosızıntı Arasındaki İlişkinin analizi.....	60
5. TARTIŞMA.....	62
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	72
KAYNAKLAR	73
ÖZGEÇMİŞ	84

1. GİRİŞ

Dental porselen materyali kron, onley, inley ve veneer kron gibi protetik restorasyonların yapımında uzun yıllardan beri kullanılmaktadır (Ruddel ve ark., 2000). Doğası gereği dental porselen kırılğan ve yorulmaya yatkındır, bununla birlikte özellikle nemli yüzeylede yüksek stresler altında erken dönemde başarısızlıklara uğramaya meyillidir (Teixera ve ark., 2008). Bu olumsuz özelliklerinden dolayı, porselenin bir alt yapıyla desteklenerek daha dayanıklı hale getirilmesi fikri doğmuştur. Porselenin metal alt yapılarla kombine edilerek kullanılmaya başlanması ile direnç ve estetik bir araya gelmiştir (Karaağaç ve Zaimoğlu, 2005).

Sabit protetik restorasyonların yapımında, iyi termal uyumluluğu ve porselenle meydana getirdikleri kimyasal bağlantıdaki başarılarından dolayı kıymetli metal alaşımlar kullanılmaktadır. Ancak bu alaşımların yüksek maliyete sahip olmaları ve hassas teknik işlem gerektirmeleri, metal alt yapıda kıymetsiz metal alaşımların daha sık tercih edilmelerine sebep olmuştur (Karaağaç ve Zaimoğlu, 2005). Kıymetsiz alaşımlar grubuna dahil olan nikel-krom ve kobalt-krom alaşımları, bir restorasyondan beklenen sağlamlık ve düşük maliyet gibi olumlu özellikleri sağlamanın yanında bir takım olumsuz özelliklere de sahiptir. Kıymetsiz alaşımların sebep olduğu birçok hassasiyet vakası rapor edilmiştir (Calnan, 2006; Setcos ve ark., 2006; Kisselova, 2010). Bu alaşımların döküm, işleme ve parlatılma gibi laboratuvar işlemleri oldukça güçtür (Chung ve ark, 2002; Köksal ve Çetin, 2008). Ayrıca alt yapıda kullanılan metalin, başarılı bir şekilde maskelenememesine bağlı olarak, metalin grimsi renginin yansması nedeniyle restorasyonun rengi olumsuz yönde etkilenmektedir (Liu ve ark., 2005; Christensen, 2010).

Restorasyonların dayanıklılığı ve uzun ömürlü olması, metal alt yapıların iyi mekanik özelliklere sahip olmaları yanında, metal ve porselen arasındaki bağlantının kalitesi ile de yakından ilişkilidir (Motta ve ark., 2007; Korkmaz ve Asar, 2009). Metal destekli seramik restorasyonlarda, metal ve porselen bağlantısının yeterli olmamasından kaynaklanan birçok başarısızlıkla karşılaşılabilir (Teixera ve ark, 2007; Korkmaz ve Asar, 2009). Alt yapı materyalleri ile porselen arasındaki bağlantının kuvvetlendirilmesi amacıyla, metal yüzeyine farklı boyutlarda alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri ile kumlama ve/veya çeşitli asitlerle muamele etme gibi çeşitli mekanik ve kimyasal işlemler uygulanmaktadır. Ancak tüm bu yöntemlerle dahi

günümüzde hala bir takım bağlantı başarısızlıkları yaşanabilmektedir. Başarısız olan restorasyonların çoğu zaman yenilenmek zorunda kalması durumu hem zaman kaybına hem de ekonomik zararlara neden olmaktadır.

Gelişen teknoloji her geçen gün değişen ihtiyaçlara karşılık vermek üzere yeni materyaller ve yeni teknikler kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Gelişmelerin takip edilmesi ve sektörler arasındaki bilgi alışverişi bilimin ilerlemesine öncülük eder. Bu bakış açısıyla, metal destekli seramik restorasyonların başarısını arttırmak ve meydana gelebilecek kayıpları önlemek amacıyla alt yapı yüzeyine alternatif bir işlem uygulanmasının yararlı olacağı düşünülebilir. Daha çok mühendislik alanında kullanılan yüzey kaplama metodu alternatif yüzey işlemlerinden biri olarak henüz yaygın olarak kullanılmamakla birlikte, maliyetinin düşük ve uygulamasının kolay olması bu yöntemlerin rutin tedavilerde kullanılmasını mümkün kılacaktır (Chung ve ark, 2002; Liu ve ark, 2005; Özcan ve Uysal, 2005; Tek ve ark, 2005; Tanaka ve ark, 2006).

Dental metal alaşım yüzeylerinin kaplanması konusunda gerçekleştirilen çalışmalar, mükemmel sertliği ve aşınma direnci özelliklerinden dolayı sıklıkla ortopedik implant yüzeyleri ve kalp protezlerinde kullanılan (Chung ve ark., 2002; Tanaka ve ark., 2006) titanyum nitrür (TiN) ve titanyum alüminyum nitrür ((Ti,Al)N) kaplamalar üzerinde yoğunlaşmıştır. Bu film tabakaları uygulandıkları yüzeyin tribolojik özelliklerini geliştirir, alaşımların sürtünme katsayısını düşürür, korozyon direncini, aşınma direncini ve sertliklerini artırır (Tek ve ark., 2005; Tanaka ve ark., 2006).

Alt yapıda kullanılan metalin grimsi renginin yansması restorasyonun estetiğini olumsuz yönde etkilemektedir. TiN ile kaplamanın, nikel-krom alaşımının rengini griden sarıya değiştirdiği ve materyalin sertlik, aşınma direnci ve dayanıklılığını arttırdığı rapor edilmiştir (Tek ve ark., 2005). (Ti,Al)N kaplamalarda ise, kaplama kompozisyonuna bağlı olarak metal rengi dişeti rengine kadar değiştirilebilmektedir. Bu nedenle dental protezlerde kullanım için uygun olabilir (Liu ve ark., 2005).

Protetik tedavilerin başarısını etkileyen önemli kriterlerden bir diğeri de restorasyonlarda görülen mikrosızıntıdır. Mikrosızıntı ve bağlanma dayanıklılığı çalışmalarında termal devirlendirme işlemi uygulanmaktadır (Vasquez ve ark., 2009). Bu işlemin metal-porselen bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisinin incelendiği bir çalışmada, farklı sürelerde uygulanan devirlendirmenin (6000, 15000 ve 50000 döngü)

sonucunda bağlanma dayanıklılığının anlamlı şekilde düştüğü görülmüştür. 6000 döngü klinik olarak 5 yılı temsil etmektedir (Fischer ve ark., 2009). Yapılan literatür taramalarında yüzey kaplama işlemleri sonrasında metal-porselen arasındaki mikrosızıntıyı inceleyen herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu tez çalışmasının amacı, günümüzde sabit protetik tedavi uygulamalarında büyük yer bulan kıymetsiz metal alaşımlarından nikel-krom (Ni-Cr) alaşımı üzerine uygulanan iki farklı yüzey kaplama malzemesinin (TiN ve (Ti,Al)N) metal-porselen bağlantısı, metal-porselen arasındaki mikrosızıntı ve restorasyonun rengi üzerindeki etkilerini değerlendirmektir.

Bu tez çalışmasının hipotezi, alternatif bir yüzey işlemi olabilecek yüzey kaplama metodunun metal alt yapı ile porselen arasındaki bağlantıyı ve restorasyonun sonuç rengini etkileyeceği, metal porselen ara yüzünde meydana gelebilecek mikrosızıntıyı azaltacağı yönünde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar

Metal destekli porselen restorasyonlar, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan restoratif tedavi seçeneklerindedir. Bir metal destekli porselen restorasyon, fonksiyonel başarının sağlanması amacıyla metal bir alt yapı tarafından desteklenen seramik bir veneerden oluşur (Özçelik ve ark., 2011). Bu tip restorasyonlarda dental alaşımların üstün mekanik özellikleri ile porselenin mükemmel estetik özellikleri bir araya gelir (Korkmaz ve Asar, 2009).

2.1.1. Metal Destekli Porselen Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımlar

Metal destekli porselen restorasyonların yapımında kullanılan metaller ve alaşımlarının kullanımına, ilk defa 1907' de Doktor Taggart' ın günümüzde hala kullanılmakta olan döküm yöntemini açıklaması ile başlanmıştır. Döküm amacıyla kullanılan ilk metal saf altındır. Ancak diş hekimliğinde saf metal kullanımı sınırlıdır. Alaşım iki veya daha fazla metalin metal olmayan bir elementle kombinasyonu ile oluşan metalik bir materyaldir (Craig ve Powers, 2002). Metaller çok çeşitli sıcaklıklarda birbirleri içinde eriyerek alaşımları oluştururlar. Üstün dirençleri ve fiziksel özellikleri nedeni ile alaşımlar saf metallere göre daha çok tercih edilir (Wataha, 2002).

Geçtiğimiz 25 yıl içinde protetik diş hekimliğinde kullanılan alaşımlar daha kompleks hale gelmiştir. Günümüzün alaşımları altın, palladyum, gümüş, nikel, kobalt ve titanyum gibi çok sayıda element içerirler (Wataha, 2002). Fiyatlarında meydana gelen artışlardan dolayı altın ve alaşımları, yerini kıymetsiz metal alaşımlarına bırakmıştır (Yılmaz ve Dinçer, 1999).

Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları Mc. Lean (1983) tarafından içerdikleri kıymetli metal alaşımı oranlarına göre şu şekilde sınıflandırılmıştır;

I. Kıymetli Metal alaşımları

1. Yüksek altın içeren metal alaşımları

- a) Altın-platin-palladyum alaşımları (Au-Pt-Pd)
- b) Altın-platin-tantalyum alaşımları (Au-Pt-Ta)

2. Düşük altın içeren metal alaşımları

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

3. Altın içermeyen metal alaşımları

Palladyum-gümüş alaşımları (Pd-Ag)

II. Kıymetsiz Metal Alaşımları

1. Kobalt-krom metal alaşımları(Co-Cr)

2. Nikel-krom metal alaşımları(Ni-Cr)

3. Titanyum

Kıymetli Metal Alaşımları

a. Yüksek Altın İçeren Metal Alaşımları

Yüksek altın içeren metal alaşımları kompozisyonlarında en az %40 altın ve %60 soy elemente sahiptir (Wataha, 2002).

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

Metal destekli porselen retorasyonlarda başarılı bir şekilde kullanılan ilk alaşımlardır. Ancak daha ekonomik ve mekanik özellikleri daha iyi olan alaşımların geliştirilmesi ile kullanımlarında belirgin derecede düşüş meydana gelmiştir (Roberts ve ark., 2009). Alaşımda palladyum bulunmuyorsa, alaşım altın-platin adını alır (Naylor, 1992). Çökme dirençleri düşük olduğundan dolayı yalnızca kronlar ve üç üyeli sabit restorasyonların yapımında kullanılmalıdır (Anusavice, 1996).

Altın-Platin-Tantalyum (Au-Pt-Ta)

Alaşımın içeriğine palladyum yerine tantalyum eklenerek alaşım renginin altın rengine benzetilmesine çalışılmıştır (Alp, 2003).

b. Düşük Altın İçeren Metal Alaşımları

Altın-Palladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag)

Altın-platin-palladyum alaşımlarının yüksek maliyet, düşük sertlik ve düşük çökme direnci gibi dezavantajlarının giderilmesi amacıyla geliştirilmişlerdir. Sertleştirici olarak kullanılan gümüşün dental porselenin boyanmasına neden olması bu elementin olumsuz bir özelliğidir (Anusavice, 1996; O'Brien, 2002).

c. Altın içermeyen metal alaşımları

Altın içermemesine rağmen en az %25 oranında soy alaşımı içeren alaşımlardır (Wataha, 2002).

Palladyum-Gümüş alaşımları

Altına alternatif olmak üzere geliştirilen ilk alaşımlardır. Yaklaşık olarak %60 oranında palladyum, %28-30 oranında gümüş ve eser miktarlarda indiyum ile kalay ihtiva eder (Roberts ve ark., 2009). Baz metal alaşımlarından düşük olmak üzere soy alaşımlar içerisinde en yüksek elastik modülüne sahip alaşım tipidir (Wataha, 2002; O'Brien, 2002). Gümüşün boyayıcı özelliğinin kontrol edilebildiği durumlarda metal destekli porselen restorasyonlarda ve tüm metal kronlarda kullanılabilirler (Wataha, 2002).

Kıymetsiz Metal Alaşımları

Kıymetsiz metal alaşımlarının Amerikan Diş Hekimliği Birliği sınıflandırmasına göre en az %25 soy alaşım içermesi gerekirse de pratikte bu alaşımların içeriğinde soy alaşım bulunmamaktadır (Wataha, 2002).

a. Kobalt-Krom Alaşımları

Bu alaşımlar en az %60 oranında kobalt ile %30 oranında krom içerirler. Sertleştirilmesi amacıyla alaşıma sıklıkla karbon ilavesi yapılır. Nikel alerjisi mevcut olan hastalarda en yaygın kullanılan alaşımlardır (Roberts ve ark., 2009). Bu alaşımlar tüm metal kronlar, metal destekli porselen restorasyonlar ve en yaygın olarak hareketli bölümlü protezlerin yapımında kullanılırlar (Wataha, 2002).

b. Nikel-Krom Alaşımları

Bu alaşımlar %60 veya daha fazla oranda nikel ile %20 veya daha fazla oranda krom içerirler. Krom ilavesi alaşımın lekelenmeye ve korozyona direncini artırır. Alaşımın erime derecesini düşürerek daha kolay dökülebilmesini sağladığından kompozisyona berilyum ilavesi söz konusu olabilir, ancak bu durumda alaşımın korozyon direnci de düşmektedir. Nikel alaşımları kıymetli alaşımlardan daha serttir ve çekme dayanıklılıkları yüksektir. Bu özelliği daha ince restorasyonlar yapılabilmesine olanak tanırken, aynı zamanda dayanıklılığın oldukça önemli olduğu uzun köprülerde de kullanılabilme imkânını tanır (Craig ve Powers, 2002; Wataha, 2002).

Nikel-krom alaşımlarının dökümden sonra marjinlerin kısa ve yuvarlak çıkabilmesi, dokuda alerjik reaksiyona sebebiyet verebilmesi, marjinal açıklık

miktarlarının altın alaşımlar kadar düşük olmaması ve içeriğine bağlı kontrol edilemeyen oksit tabakası nedeniyle metal-porselen bağlantısında sorunlar oluşabilmesi ile aşırı sertliklerinden dolayı parlatma işlemlerinin zor olması gibi birtakım dezavantajları mevcuttur (McLean, 1979; O'Brien, 2002).

c. Titanyum

Titanyum ve alaşımlarının medikal uygulamalarda kullanımı son 20 yılda giderek artmıştır. Dental protezlerde kullanılan titanyum'un, biyolojik olarak uyumlu metal olduğu kabul edilir (Roberts ve ark., 2009). İyi korozyon dayancı, mükemmel biyouyumluluğu, hafifliği, düşük termal iletkenliği ve düşük fiyatı gibi çok sayıda avantajlarından dolayı metal destekli porselen restorasyonlarda tercih edilebilmektedir (Yılmaz ve Dinçer, 1999; Özcan ve Uysal, 2005). Ancak rutin protetik uygulamalarda yaygın olarak kullanılabilmesi amacıyla bazı problemlerin çözülmesi gerekmektedir (Troia ve ark., 2008). Bunlardan bir tanesi titanyumun dökümünde özel ekipman gerektirmesidir (Wataha, 2002). Titanyum ve alaşımlarının ergime noktası yüksektir (~1600°C) ve dökümleri argon atmosferi altında özel bir indüksiyon ile gerçekleştirilir (Roberts ve ark., 2009). Bir diğeri fırınlama sırasında 800°C' nin üzerindeki sıcaklıklarda kalın bir oksit tabakası oluşması ve sonuçta titanyum ile porselen arasındaki bağlantının zayıflamasıdır (Yılmaz ve Dinçer, 1999). Bu nedenle titanyum uygulamalarında düşük ısı porselen kullanılır. Makine ile aşındırma ve spark erozyon gibi yeni tekniklerin gelişmesi ile günümüzde bu sorunun üstesinden gelinmiştir (Craig ve Powers, 2002).

Dental Restorasyonlarda Kullanılan Alaşımların Sahip Olması Gereken Özellikler

Dental restorasyonlarda porselenle birlikte kullanılan metal alaşımlarının şu özellikleri taşımaları gerekmektedir:

1. Dökülebilirliklerinin iyi olması,
2. Çiğneme basınçlarını karşılayacak dirence sahip olması,
3. İnce grenli ve rijit bir yapıda olması,
4. Yüksek mekanik özellikler taşıması,
5. Ağız içerisinde korozyona direnç göstermesi,
6. Toksik olmaması ve biyouyumlu olması,

7. Porselene iyi bağlanması,
8. Isısal genleşme katsayılarının porselenle uyum göstermesi,
9. Ergime ısısının porselenden en az 150°C fazla olması,
10. Porselen fırınlanmadan önce ve sonra lehimlenebilmesi,
11. Porselende renklenmeye sebep olmaması (Özdemir, 2005).

2.1.2. Dental Porselen

Dental Porselenin Yapısı

Dental porselenler, estetik sabit restorasyonların çoğunun yapımında önemli bir rol oynamaktadır. Porselen dört oksijen atomu arasına sıkışan bir silisyum atomunun oluşturduğu tetrahedral yapıda bir bileşim olup ana yapısını üç madde oluşturmaktadır;

Feldspat; Porselenin %70-80' ini oluşturur. Kristal opak bir madde olup çok çeşitli metal oksitler ile karıştırılınca ve yüksek sıcaklıklarda fırınlanınca camsı bir faz oluşturarak porselene akıcılık ve şeffaflık verir. Eritici ve birleştirici olarak rol oynar.

Kuartz; Porselenin %25-30' unu oluşturur. Silisik anhidrittir. Silika kumu ve kuartzite formunda kullanılır. Diğer materyallerin etrafında eridiği, ısıya dayanıklı bir iskelet oluşturur. Pişirme işlemi sonucunda ortaya çıkabilecek büzülmeleri önler. Yüksek sıcaklıklarda ergiyerek porselen restorasyonun şekillenmesine yardım eder.

Kaolin; Porselende %1-3 oranında bulunur. Bir alüminyum hidrat silikatıdır. Bir kil olan kaolin, porselen fırınlanmamış durumda iken partikülleri bir arada tutan yapışkan bir materyaldir.

Porselenin yapısına ayrıca renk oluşumunda etkili olması amacıyla titanyum oksit, manganez oksit, demir oksit, kobalt oksit, bakır oksit ve nikel oksit gibi metalik pigmentler ilave edilir (McLean, 1979; Anusavice, 1996; Zaimoğlu ve Can, 2004; Ünsal ve Üşümez, 2010).

Porselen tozlarında tüm bileşenlerin gerekli kalite ve saflıkta olması amacıyla 'fritaj' adı verilen işlem uygulanır. Bu işlemde bileşenlere ısı verilerek ilk yanma sağlanır, böylece bir kitle oluşturan porselen istenmeyen maddelerden arıtılmak üzere yıkanır. Daha sonra bu porselen kitesi çok ince toz haline gelinceye kadar dövülerek ufaltılır. Meydana gelen porselen tozları mine ve dentin renklerini kapsayan renkli tozlar, şeffaf porselen tozu ve temel opak porselen tozu olmak üzere piyasaya sunulur (Akin, 1999).

Dental restorasyonlarda kullanılan porselen materyalinin özellikleri:

1. Rengi stabildir. İstenilen renk rahatlıkla sağlanabilir. Oldukça estetikdir.
2. Gözenekli yapı oluşturmadığı için ağız sıvılarını abzorbe etmez. Ağız kokusu yapmaz.
3. Metal alt yapı ile yapıldığında çiğneme basıncına oldukça dayanıklıdır.
4. Biyouyumludur, alerjik reaksiyon yapmaz.
5. İyi yapıldığında uzun süre fonksiyon görür.
6. Dişeti ve yumuşak dokularla iyi uyum gösterir.
7. Birden fazla ve çok üyeli restorasyonlarda artikülasyona özen gösterilmezse fonksiyon sırasında ses çıkarabilirler.
8. Kırılgandır. Bu nedenle bir alt yapı ile desteklenmelidir (Baydaş, 2005).

Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Dental porselenler, fırınlama ısılarına göre şu şekilde sınıflandırılır:

1. Yüksek ısı porseleni
2. Orta ısı porseleni
3. Düşük ısı porseleni
4. Ultra düşük ısı porseleni (Annusavice, 2003)

1. Yüksek Isı Porseleni

Özelikle suni dişlerin yapımında, nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılan yüksek ısı porselenlerinin fırınlanma ısıları 1300°C' dir (Annusavice, 2003). Mikroskopik incelemede materyalin ana yapısını, kuartztan oluşan ince kristal iskeletler içinde şekilsiz feldspatik matriksin olduğu karmaşık yapıların oluşturduğu görülür (Zaimoğlu ve ark., 1993; Denry, 2002).

2. Orta Isı Porseleni

Gövde porselenlerinde kullanılan orta ısı porselenlerinin fırınlama ısıları 1101-1300°C' dir (Annusavice, 2003). Yüksek ısı porselenine kıyasla daha fazla akışkan içerirler (Zaimoğlu ve ark., 1993; Denry, 2002).

3. Düşük Isı Porseleni

Jaket kron, metal destekli kron porselenlerinde, alüminöz porselenlerde, çeşitli boya ve parlatma tozlarında kullanılan düşük ısı porselenlerinin fırınlama ısıları 850-1100°C' dir (Annusavice, 2003). Yapısında kaolin miktarı çok azdır veya hemen hemen

hiç yoktur ancak akışkanlar yüksek miktardadır. Fırınlama sonrasında daha fazla cama benzeyen, daha homojen, daha az kuartz içeren mikroyapı içerirler (Zaimoğlu ve ark., 1993; Denry, 2002).

4. Ultra Düşük Isı Porseleni

850°C' den düşük ısıda fırınlanırlar (Annusavice, 2003). Ultra düşük ısı porselenlerinin bazıları, büzülme katsayılarının düşük olması nedeniyle titanyum ve titanyum alaşımları ile birlikte kullanılırlar. Fırınlama ısısının düşük olması, metal oksit açığa çıkma riskini azaltmaktadır (Denry, 2002).

Dental porselenler, yapım tekniklerine göre ise şu şekilde sınıflandırılır:

1. Metal destekli dental porselenler
2. Metal desteksiz dental porselenler
 - a. Geleneksel toz-likit porselenler
 - b. Dökülebilir porselenler
 - c. Bilgisayar yardımıyla hazırlanan porselenler
 - d. Preslenebilir porselenler
 - e. İnfiltre porselenler (Rosenblum ve Schulman, 1997; Blatz, 2002).

Metal Destekli Dental Porselenler

Metal alaşımlarla kullanılan düşük ısı ve yüksek genleşme katsayısına sahip feldspatik porselenin bileşiminde diğer feldspatik porselenlerden farklı olarak bulunan potasyum, sodyum, kalsiyum gibi alkaliler cam modifiye edici olup, bunlar silikon ve oksijen ağında oksijen çapraz bağlarını engelleyerek ısıl genleşme katsayısını arttırmaktadırlar (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Metal destekli porselen restorasyonların temelini oluşturan çalışmalar Weinstein ve Weinstein tarafından 1962 yılında yapılmıştır. Araştırmacılar kendi buluşları olan metal alaşımları ile ısıl olarak uyum gösteren yüksek genleşmeye sahip porseleni 'lösit porseleni' olarak adlandırmıştır. Bu porselenler düşük ısıda eriyen bir cam faz ile yüksek miktarda genleşen bir kristalin fazdan oluşur. Kristal fazı oluşturan lösit kristalleri cam ile çevrelenmiştir. Dental porselende lösitin ana maddesi ortoklastır. Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan porselen tozlarının cam matrisler içine kristalin faz olarak %30-40 oranında lösit ilavesiyle metal ile uyumlu ısıl

genleşme katsayıları elde edilir. Bu uyum, metal ile porselen arasında iyi bir bağlanma sağlar (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Metal destekli porselenler, düşük ısı porseleni olarak adlandırılır ve 950°-1020°C arasında pişirilir. Ancak metal alt yapı olarak titanyum (Ti) ve alaşımlarının kullanıldığı restorasyonlarda 800°C ısıda kalın bir oksit tabakası oluşur. Bu oksit tabakası metal porselen bağlantısını olumsuz etkiler. Bu nedenle bu alaşımlar ile kullanılan üst yapı porselenleri, yaklaşık 760°C’ de fırınlanan ultra düşük ısı porselenleridir (Garbelini ve ark., 2003).

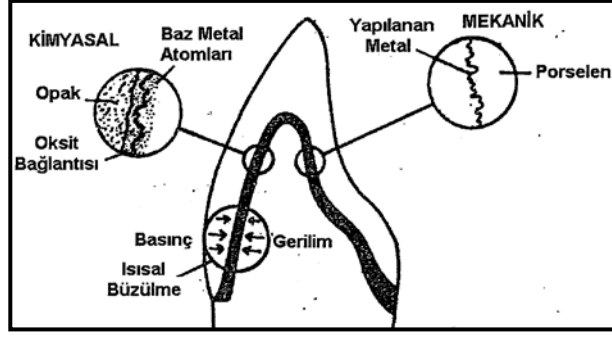
Metale bağlanan porselenin şu özellikleri göstermesi gerekir:

1. Uygun bir pişme ısısı,
2. Metal ile iyi bir bağlantı sağlama,
3. Yırtılma ve basınca karşı yeterli direnç,
4. Belirli oranda bir büzülme gösterme,
5. Renk değişikliğine uğramama,
6. Doğal dişlere benzer özelliklere (şeffaflık vb.) sahip olma (Akin, 1999).

Metal-Porselen Bağlantısında Rol Oynayan Bağlantı Mekanizmaları

Porselen ve metal alt yapı arasındaki bağlantıyı açıklamak için dört tip mekanizma mevcuttur (Şekil 1):

- a. Mekanik bağlantı
- b. Kimyasal bağlantı
- c. Sıkıştırma bağlantı mekanizması
- d. Moleküler çekimle bağlantı (Van Der Waals) (Zaimoğlu ve ark., 1993; Zaimoğlu ve Can, 2004; Ünsal ve Üşümez, 2010)



Şekil 1. Metal ile porselen bağlantısının mekanizmalarının şematik görünümü (Kümbüloğlu' dan, 2003)

a. Mekanik bağlantı

Metal veya metal oksit yüzeyinin porselen tarafından iyi bir şekilde ıslanmasına bağlı olarak metal döküm yüzeyindeki pek çok mikroskobik düzensiz pürüzlülükler içerisine opak porselenin akması ile sağlanır. Metalin kontaminasyon oluşturmayan taşlar, diskler ve hava abrazyonu ile bitirilmesi ile koping yüzeyinde meydana gelen mikroabrazyonlar ile seramiği kilitleyerek bağlanma yaratılır. Örneğin alüminyum oksit tozları ile metal yüzeyinin kumlanması sayesinde yüzeydeki düzensizlikler giderilir ve yüzey alanı artırılarak bağlantının daha iyi olması sağlanır. Kumlama işlemi yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği etkileyen fizikokimyasal değişiklikler olarak tanımlanabilir (Zaimoğlu ve Can, 2004; Ünsal ve Üşümez, 2010).

Dental porselen iyi polisajlı bir yüzeye de tutunabilir ancak yüzey pürüzlülüğü porselenin metal yüzeyine tutunma kuvvetini artırır. Bu nedenle mekanik retansiyon da tek başına tutuculuğu sağlamaz (Zaimoğlu ve Can, 2004; Ünsal ve Üşümez, 2010).

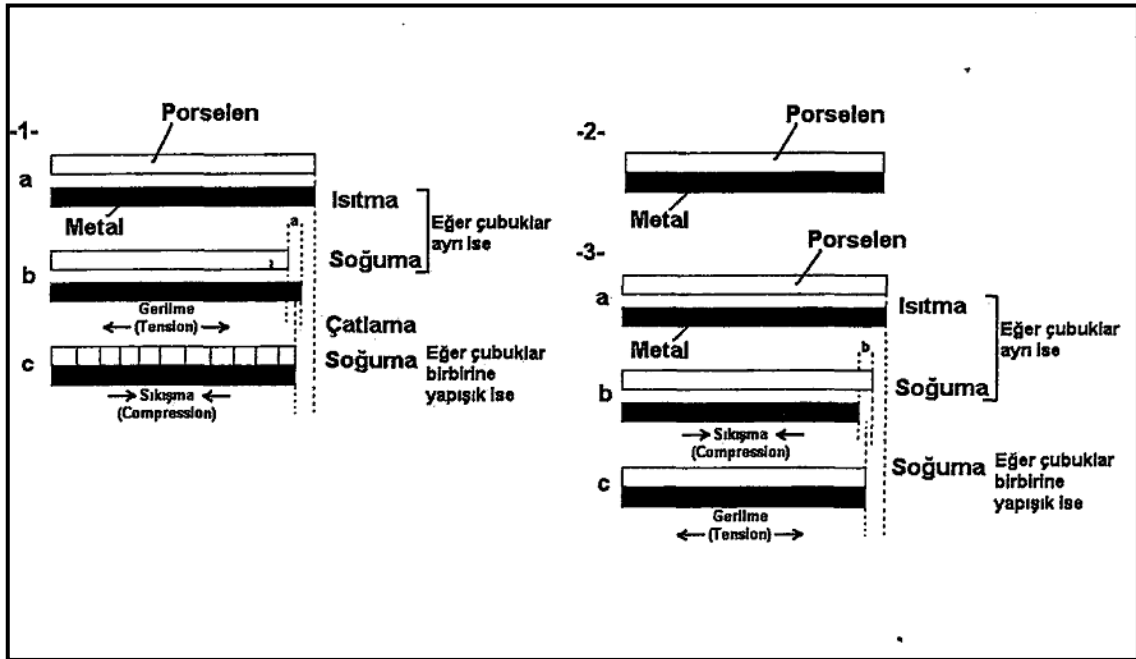
b. Kimyasal bağlantı

Metal porselen bağlantısındaki primer mekanizma metal oksitlerin porselenin içine olan difüzyonları sayesinde meydana gelen kimyasal bağlantıdır. Oksit tabakasının oluşması için kıymetli metal alaşımlarına kalay, indiyum, demir gibi temel metal elementleri eklenerek vakumlu ortamda fırınlanır. Kıymetsiz metal alaşımları ısıtılmaları sırasında içerdikleri nikel ve kroma bağlı olarak oksit tabakası kendiliğinden oluşur. Bu tabaka metal ile porselen arasında adeta bir sandviç sistemi şeklinde yer alır. Bu nedenle metal ile porseleni atomik temasa getirecek yeterlilikte ince bir tabaka halinde olmalıdır. Aşırı kalın bir oksit tabakası bağlantının zayıflamasına yol açacaktır (Zaimoğlu ve Can, 2004; Ünsal ve Üşümez, 2010).

c. Sıkıştırma bağlantı mekanizması

Kullanılan metal ve porselenin ısısal genişleme katsayılarının birbiri ile yakın olması beklenir (Uçar ve ark., 2009). İki materyalin ısısal genişleme katsayıları arasında $1 \times 10^{-6} \text{ C}^{-1}$ lik fark istenir (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Porselenin ısısal genişleme katsayısının metalinkinden daha yüksek olduğu durumlarda, soğuma esnasında porselen metalden daha fazla kısılacığından porselende çekme gerilimleri meydana gelecektir. Her iki materyalin aynı ısısal genişleme katsayısına sahip olduğu durumlarda porselen ve metalde görülecek boyutsal değişim eşit olacağından herhangi bir stres oluşmaz. Porselenin ısısal genişleme katsayısının metalinkinden düşük olduğu durumlarda ise, soğuma sırasında metal porselenden daha fazla kısılacığı için porselende bağlantı lehine olmak üzere sıkışma gerilimleri ortaya çıkar (Şekil 2) (Kümbüloğlu, 2003; Zaimoğlu ve Can, 2004; Ünsal ve Üşümez, 2010).



Şekil 2. Porselen ve metalin ısısal genişleme katsayıları arasındaki ilişki 1. Porselenin ısısal genişleme katsayısı metalinkinden yüksek 2. Porselen ve metal eşit ısısal genişleme katsayısına sahip 3. Porselenin ısısal genişleme katsayısı metalinkinden düşük (Kümbüloğlu' dan, 2003)

d. Moleküler çekimle bağlantı (Van der Waals kuvvetleri)

Kimyasal bağlantı olmaksızın bir alan içinde birbirine yaklaşan iki atom arasındaki elektrostatik olarak karşılıklı bir reaksiyon nedeni ile oluşan bağlanmadır. Metal yüzeyi ile eriyen porselen arasında bir temas açısı oluşur ki, bu temas açısı ne

kadar küçük olursa, erimiş porselen metal yüzeyindeki tüm ayrıntılara girerek iyi bir bağlanma sağlar. Moleküler çekim toplam bağlanma gücü üzerinde çok düşük seviyede bir katkıya sahip olsa da, en önemli mekanizma olan kimyasal bağlanmanın başlatılmasında büyük öneme sahiptir (Zaimoğlu ve Can, 2004; Ünsal ve Üşümez, 2010).

Metal-Porselen Bağlantısında Görülen Başarısızlık Tipleri

Metal ile porselen arasında kuvvetli bir bağlantının oluşturulmadığı durumlarda farklı tiplerde başarısızlıklarla karşılaşılabilir. O'Brien (2002) bu başarısızlıkları Şekil 3' de görüldüğü gibi altı başlık altında sınıflandırmıştır;

1. Metal-porselen ayrılması: Bu tip ayrılmada metal porselenden temiz bir yüzey halinde ayrılır. Metal yüzeyinin kontamine olmasından kaynaklanır.

2. Metal oksit-porselen ayrılması: Oksit tabakası metale bağlı kalır, porselen ayrılır. Daha çok kıymetsiz metallerde görülür.

3. Metal-metal oksit: Oksit tabakası porselen üzerinde kalır, metalle birleşmez. Metal yüzeyinin kontaminasyonu sebebiyle görülür.

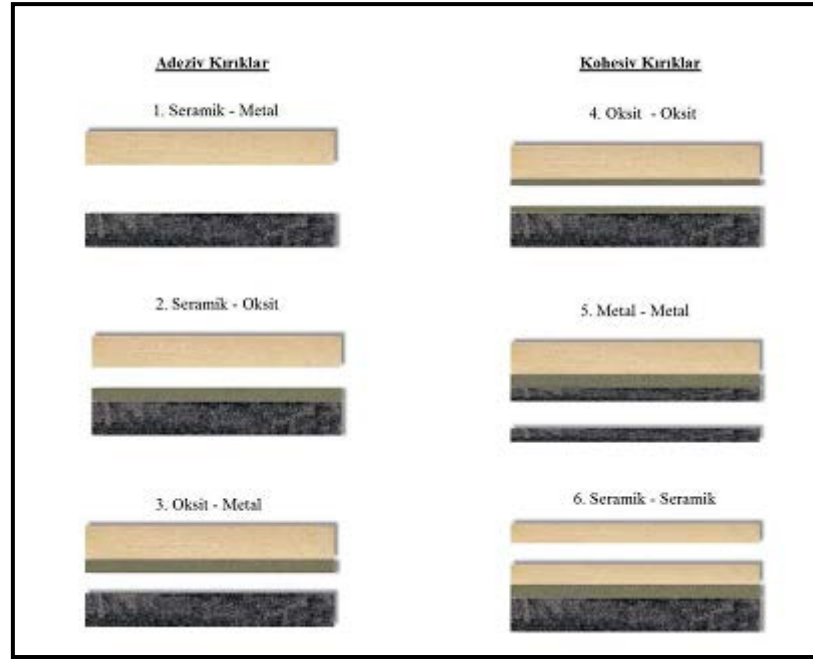
4. Metal oksit-metal oksit: Metal ve porselen arasındaki oksit tabakasının aşırı kalın olduğu durumlarda meydana gelir. Büyük parçalar halinde ayrılmalar görülür.

5. Metalin içinden kopma: Metalin yüzeyi düzgün olmadığında veya köşeli yapılar bırakıldığında görülür.

6. Porselenin içinden kopma: Porselen yüzeyinin yüksek çigneme basıncına maruz kalması sonucunda görülür. Porselende oluşan gerilim tipi kuvvetler bu tip kopmaya sebep olur.

Klinik başarısızlıklar en çok metal-porselen ara yüzünde ayrılma, opak ve dentin porselenleri arasında kırılma ve restorasyonun yüzeyinde oluşan çatlaklar şeklinde ortaya çıkmaktadır (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Uygun bir bağlantıda porselenin kırılması kohezivdir. Genellikle altın alaşımlarında porselenin koheziv başarısızlığı, kıymetsiz alaşımlarda ise adeziv başarısızlık şeklinde yani ara yüzde kopma şeklindedir (Zaimoğlu ve Can, 2004)



Şekil 3. Metal-Porselen bağlantısında görülen başarısızlık tipleri (O' Brien' dan, 2002)

Metal-Porselen Bağlantısında Görülen Ayrılma Şekilleri

Metal-porselen ara yüzünde klinik olarak iki farklı tipte ayrılma görülmektedir (Yavuzylmaz, 1996):

I. Adesiv tipte görülen ayrılmalar: Farklı materyaller arasında görülen ayrılmalıdır.

II. Kohesiv tipte görülen ayrılmalar: Aynı materyal yapısında görülen ayrılmalıdır.

Metal Alt Yapı Yüzeyine Uygulanan İşlemler

Metal destekli porselen restorasyonların başarısı metal alt yapı ve porselen arasındaki bağın kuvvetine bağlıdır. Kabul edilebilir bir restorasyon kimyasal, termal, mekanik ve estetik olarak uyumlu olmalıdır (Yılmaz ve Dinçer, 1999).

Metal destekli porselen restorasyonlarda, metal alaşımının yüzeyine bir takım işlemler uygulanarak metal-porselen bağlantısının kuvvetlendirilmesine çalışılmaktadır. Kumlama, asit uygulamaları, elektro erozyon ile işleme, lazer uygulamaları ve yüzeylerin çeşitli materyallerle kaplanması günümüzde bu amaçla uygulanan yöntemlerden başlıcalarıdır (Yılmaz ve Dinçer, 1999; Atsu ve Berksun, 2000; Chung

ve ark., 2002; Zhang ve ark., 2002; Özcan, 2003; Külünk, 2006; Akyl ve Duymuş, 2009; Kim ve Cho, 2009).

Kumlama, uygulandığı yüzeyde ıslanabilirlik ve yüzey enerjisi gibi fizikokimyasal değişikliklere sebep olan işlemlerdir (Acar, 2005). Dental restorasyonların kumlanması materyallerin yüzeylerini temizlemek, yüzey alanını arttırmak ve mikrotutucu alanlar oluşturmak için sıklıkla kullanılır. Böylece aktif olan yüzeyin ıslanabilirliği artar (Külünk, 2006). Bu amaçla sıklıkla farklı boyutlardaki alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri kullanılır.

Tribokimyasal silika kaplama, esasen silika modifiye alüminyum trioksit kullanılarak yapılan bir kumlama çeşididir (Heikkinen ve ark., 2007). Co-Jet sistemi klinikte kullanılabilen bir tribokimyasal silika kaplama yöntemi olup, kaplayıcı-aşındırıcı bir kum ve bir silandan oluşmaktadır. Uygulanacağı yüzeye yüksek enerjiyle uygulanır. Yüzeye çarpan tanecikler metal yüzeyinde yaklaşık 15 μm ' lik bir derinliğe ulaşır. Böylece hem yüzey alanı arttığı için mikro-mekanik tutuculuk elde edilmekte, hem de silan uygulaması ile kimyasal tutuculuk sağlanmaktadır. (Sun ve ark., 2000).

Metal yüzeyine asit uygulanması, titanyum ve titanyum alaşımların yüzeyinde çok ince bir oksit tabakası ile çok az sayıdaki asit reaksiyona girer. Hidroklorik asit (HCl), sülfürik asit (H_2SO_4) ve hidroflorik asit (HF) titanyum ve titanyum alaşımlarıyla (Ti-6Al-4V, Ti-6Al-17Nb) oda sıcaklığında hızla reaksiyona girmektedir (Bagno ve Bello, 2004). Farklı konsantrasyonlardaki nitrik asit, sülfürik asit ve fosforik asitin bir nikel-krom alaşımına uygulandığı bir çalışmada, asitin yüzey alanını arttırdığı ve metal yüzeyini aşırı miktardaki nikel oksitten temizlediği ifade edilmiştir (Vaidya ve Parkhedkar, 2010).

Elektro erozyon tekniği, sıvı bir ortamdaki metali kontrollü şartlar altında aşındırmak için, kıvılcımlar serisi kullanarak yüzeyden materyal kaldırma işlemidir. Spark erozyon işleminde kıvılcım olarak görülen olay esasen bir elektron iyon alışverişidir (Acar, 2005). Bu işlemde, metal tek aşamada pürüzlendirilebilir ve silan metal ve organik parçalarına ayrılarak yüzeye tutunur. İlave bir işlem olarak yüzeyin kumlanması gerekmez (Janda ve ark., 2007).

Lazerle pürüzlendirme, günümüzde lazerin dental uygulamalarda yaygınlaşmaya başlamasıyla metal-porselen bağlantısını kuvvetlendirilmesinde alternatif bir yüzey işlemi olarak kullanılması fikri doğmuştur. Murray ve ark. (2005),

Ni-Cr alaşımından hazırladıkları örneklere Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, lazerle pürüzlendirme ve kumlama+lazerle pürüzlendirme işlemelerini uygulayarak lazerle przlendirmenin kumlamadan daha yüksek bağlanma dayanıklılığı sağladığını belirtmişlerdir. Titanyum yüzeyinin Nd:YAG lazer kullanılarak pürüzlendirildiği bir çalışmada, Al_2O_3 ve hidroklorik asitle karşılaştırma yapılmış, lazerle przlendirmenin asitle przlendirmeden üstün olduğu ancak kumlamanın daha başarılı sonuçlar verdiği ifade edilmiştir (Kim ve Cho, 2009).

Yüzey kaplama, mühendislikte malzemelerin tribolojik temas şartlarını iyileştirmek amacıyla kullanılan bir yöntemdir (Savaş, 2004). Diş hekimliğinde ise, silikon esaslı malzemeler, titanyum bileşikleri ve diğer metal alaşımları kullanılarak metal alt yapı yüzeylerinin modifiye edilmesinde kullanılan, henüz çok yaygın olmamakla birlikte, daha çok metal-porselen bağlantısının kuvvetlendirilmesini sağlamak amacıyla alternatif bir yüzey işlemi olarak uygulanmaktadır (Park ve ark., 2009; Papadopoulos ve Spyropoulos, 2009).

2.2. Modern Yüzey Kaplama Teknikleri

Kaplama işlemi, bir malzemenin uygulandığı yüzeyin mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla diğer bir malzeme üzerine istenilen kalınlıkta bir tabaka halinde biriktirilmesidir (İnal, 2007).

Malzemelerin tribolojik temas şartlarını iyileştirmek, aşınma ve korozyon dirençlerini arttırmak amacıyla yüzeylerin çeşitli malzemeler ile kaplanması geçmişten bu yana kullanılan bir yöntemdir. Bu hususta meydana gelen gelişmeler kaplamaların yapı ve özelliklerinin değiştirilebilmesine ve uygulama alanlarına göre yüksek kaplamaların retilbilmesine olanak tanımıştır (Savaş, 2004).

Günümüzde farklı amaçlara hizmet eden değişik türde ince film kaplamalar kullanılmaktadır (Tablo 1) (Gündüz, 2005). Kaplama yöntemleri, kaplama malzemesinin bulunduğu fiziksel hale göre; gaz halden, zltiden, sıvı veya yarı sıvı halden yapılan kaplamalar olmak üzere üç ana başlık altında incelenebilir (şafak, 2008). En yaygın kullanılan kaplama çeşidi buhar fazında yapılan ince sert seramik kaplamalardır. Bu kaplamalar  yöntemle yapılır:

1. Fiziksel buhar biriktirme (PVD) yöntemi
2. Kimyasal buhar biriktirme (CVD) yöntemi
3. Doğrudan buhar biriktirme (DVD) yöntemi (Okay, 2006).

Tablo 1. Bazı ince film kaplamaları ve özellikleri (Gündüz, 2005)

Kaplama özellikleri	Kaplamalar				Özel Kaplamalar				
	TiN	TiCN	TiCN-MP	TiAlN	AlTiN	ZrN	CrN	CBC	TiAlCN
Kaplama malzemesi	TiN	TiCN	TiCN-MP	TiAlN	AlTiN	ZrN	CrN	CBC	TiAlCN
Sertlik (GPa)	24	37	32	35	38	28	18	20	28
Kaplama kalınlığı (µm)	1-5	1-4	1-4	1-4	1-3	1-4	1-4	0,5-2	1-4
Sıcaklık(°C)	600	400	400	800	800	600	700	400	500
Kaplama rengi	Altın sarısı	Mavi-gri	Parlak kırmızı	Menekşe	Mavi-siyah	Açık sarı	Günlüğü	Kömür grisi	Kırmızım sı bakır

Fiziksel Buhar Biriktirme (PVD) yöntemi

Fiziksel buhar biriktirme yöntemi, vakum altındaki malzemelerin buharlaştırılarak veya sıçratılarak atomların yüzeyden kopartılması ve kaplanacak yüzeye atomsal veya iyonik olarak biriktirilmesi esasına dayanır (Sert, 1997).

PVD kaplama teknolojisi 1800' lü yıllardan beri bilinmekte, ancak geçtiğimiz 50 senedir popülerlik kazanmış ince film kaplama tekniğidir. Bilimsel anlamda ilk olarak 19. yüzyıl sonlarında çalışmalara başlanmış, vakum teknolojisinde meydana gelen gelişmeler ile bu çalışmalar ivme kaydetmiştir. Aşınma direnci popülerlik kazanmış ve neticede 1960' lı yıllarda günümüzde kullanılan sistemlerin ilk adımları atılmıştır (Wikipedia, 2012).

PVD kaplamaların malzemeye kazandırdıkları özellikler şöyle sıralanabilir:

- Yüksek sertlik (2400 – 4000 HV) (\approx 80 – 90 HRC)
- Artan aşınma direnci
- Düşük sürtünme katsayısı (Yüksek yüzey kayganlığı)
- Düşük ısıl iletkenlik
- İşlenen parçaların yüzey kalitesinde artış
- Kaplamanın yüzeyden dökülmemesi
- Çok düşük kaplama kalınlığı (1 – 10 mikron arası)
- Kaplama kalınlığının her bölgede homojen olması (İnçal, 2007).

PVD Yöntemlerinin Sınıflandırılması

PVD yöntemlerinin sınıflandırılmasında en belirgin gruplama, kaynak ya da hedef malzemesinin ne şekilde buhar haline geçirildiğine göre yapılmaktadır. Buna göre yöntemler buharlaştırma ve fiziksel sıçratma olarak iki ana gruba ayrılır. Kaplamanın elde edilmiş şekline göre ise reaktif ve reaktif olmayan kaplama teknikleri olarak ikiye ayrılır. Sert kaplamaların elde edilmesinde genellikle reaktif kaplama yöntemleri tercih edilir (Keleşoğlu, 2011).

Buharlaştırma

Buharlaştırma ile yapılan PVD kaplamada, katı veya sıvı haldeki kaplanacak malzeme rezistanslı, endüktif, elektron bombardımanlı ve katodik ark sistemler kullanılarak buharlaştırılır. Metaller, alaşımlar, metaller arası bileşikler gibi birçok malzeme hemen hemen her taban malzemesi üzerine uygun bir teknik kullanılarak kaplanabilir (Savaş, 2004).

Buharlaştırma yönteminin başlıca avantajı diğer vakum biriktirme yöntemlerine göre daha basit ve ucuz olması ile biriktirme hızının yüksek olmasıdır. Ancak buhar türlerinin düşük kinetik enerjileri nedeniyle genellikle zayıf bir yapışmayla sonuçlanır. Ayrıca taban malzemesinin yüksek sıcaklığı, ince taban malzemelerinin deformasyonuna neden olabilir (Savaş, 2004).

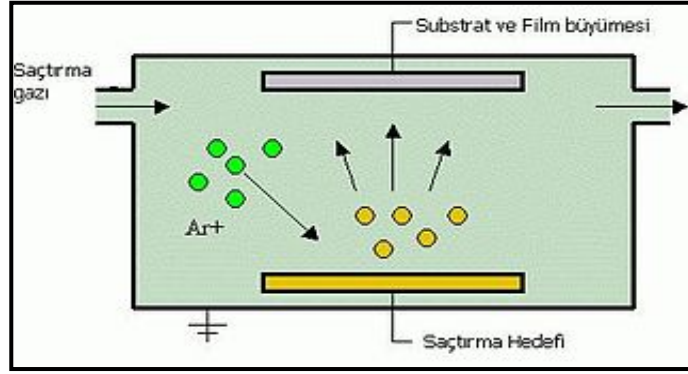
Sıçratma

Sıçratma ile kaplama yönteminde, vakum ortamında kaplama malzemesinin yüzeyi yüksek enerjili iyonlarla bombardıman edilerek, atomların yüzeyinden kopartılması sağlanır. Kopartılan bu atomlar oluşan plazma içerisinde buhar fazına geçer ve taban malzeme yüzeyinde biriktirilir (Şekil 4) (Şafak, 2008).

Sıçratma sistemi, negatif doğru akım (DC) veya radyo frekans (RF) potansiyel uygulamalı kaplama malzemesi ile kaplanacak taban malzemenin bulunduğu bir vakum odasından oluşur (Kuzu, 2011). Sıçratma tekniğinin en önemli dezavantajı sıçratma amacıyla kullanılan enerjinin ancak %1' inin sıçratma işlemini gerçekleştirmesidir (İnçal, 2007).

Sıçratma tekniği kullanılan PVD sistemleri uygulanabilirlik açısından çok geniş kullanım alanı bulmuştur. Bu yöntemler kullanılarak manyetik ve optik kayıt üniteleri, kompakt disk, çok katlı elektronik kaplamalar, ayna ve filtreler için çok katlı optik kaplamalar, reflekte kaplamalar, güneş ve radyasyon filtreleri, güneş pilleri, ışığa

duyarlı yarı iletkenler, elmas benzeri kaplamalar, saydam iletken kaplamalar, amorf optik filmler, performans artırıcı kaplamalar ve dekoratif kaplamalar imal edilebilir (İnçal, 2007).



Şekil 4. Şematik olarak sıçratma sistemi (Wikipedia' dan, 2012)

Sıçratma yöntemi ile yapılan kaplamalarda iyon kaynağı olarak iyon tabancası ve plazma kullanılmaktadır. Temel olarak sıçratma ile kaplama tekniği diyot sıçratma, triyot sıçratma ve manyetik sıçratma olmak üzere kendi içinde üçe ayrılmaktadır (İnçal, 2007).

Diyot sıçratmada kullanılan hedef düz yüzeylidir. Çok basit bir sistem olması en büyük avantajıdır ancak kaplama hızı diğer yöntemlere göre düşüktür (İnçal, 2007).

Triyot sıçratma yönteminde, diyot sıçratma yönteminden farklı olarak anot ve katot arasına elektron yayan ince bir tel (flaman) ve elektron toplayıcı ilave edilmiştir. Bu sayede plazmanın iyon yoğunluğu artırılmıştır (Şafak, 2008).

Manyetik sıçratma yönteminde hedef malzeme, su soğutmalı mıknatıs veya elektromıknatıslardan oluşan tutucunun üzerine yerleştirilmiştir. Hedefin merkez eksenini, mıknatısın bir kutbunu oluşturur. Zıt kutbu ise, hedefin kenarlarına yerleştirilen mıknatıslar tarafından halka şeklinde oluşturulur. Mıknatısların bu şekilde düzenlenmesi sonucunda oluşan manyetik alan, iyon bombardımanı ile katot yüzeyinden yayılan ikincil elektronların, bu bölgede özellikle tutularak iyonizasyonun artmasına ve plazmanın daha yoğun olmasına neden olur. İyonizasyon etkisinin artması, daha düşük çalışma basınçlarında plazma oluşturabilen manyetik alanlar meydana getirir (Cansever, 2001).

Kimyasal Buhar Biriktirme (CVD)

Kimyasal buhar biriktirme yöntemi ile yüzey kaplamaları işlemi, bir gaz fazdan kimyasal reaksiyonlar sonucu yeni elde edilen fazın yüzeye çöktürülmesi esasına dayanır (Keleşoğlu, 2011).

CVD tekniği ile metal, oksit, nitrür, karbür, borür ve benzeri kaplamaların üretilmesi mümkündür. İstenen kaplamaların oluşması için kimyasal reaksiyonlara katılması amacıyla ortamda gaz halinde metal bileşikleri bulunmalıdır. Reaksiyonlara uygun gaz halindeki metal bileşiklerinin en önemlileri florür, klorür ve bromürlerdir (Keleşoğlu, 2011).

Doğrudan Buhar Biriktirme (DVD)

Sistem taşıyıcı bir gaz akımındaki buhar atomlarını toparlar ve kaplanacak malzeme üzerinde odaklar. Bu özellik tabana ulaşan buhar atomları için birikim dağılımı ve açısının değiştirilmesini mümkün hale getirir. Kaplama işleminin küçük bir alanda gerçekleştirilmesi kompozit ve fiber gibi kaplamaların başarıyla uygulanmasını sağlar (Okay, 2006).

2.2.1. PVD Kaplamalarda Kullanılan Materyaller

Titanyum Nitrür (TiN): Tüm PVD kaplamalar içinde en eski ve en bilinen kaplama türü olan TiN kaplama demir, çelik vb. metaller, metal işleme, kesme kalıpları, aşınmaya maruz parçalar, tıbbi ve dekoratif parçalar için genel amaçlı bir kaplamadır. Dünyada aşınmaya karşı yapılan kaplamaların başında TiN gelmektedir (Türküz, 2006). Yüksek sertlik, düşük sürtünme katsayısı ve oksidasyon mukavemetine sahiptir. Dünyada, tıp ve ilaç sektöründe kimyasal kararlılığı ve biyolojik uyumluluğu nedeniyle kullanılmaktadır (İnçal, 2007).

Titanyumun iyi biyolojik özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde de TiN kaplamanın uygulama alanları araştırılmıştır. Titanyum, nikel-krom, kobalt-krom ve altın alaşımları olmak üzere çok çeşitli metal alt yapılar TiN ile kaplanabilir (Liu ve ark., 2005; Tek ve ark., 2005; Park ve ark., 2009). TiN kaplamaların, metal-porselen bağlantısını arttırdığı bildirilmiştir (Oh ve ark., 2006).

Alaşımların içeriğindeki vanadyum, nikel ve kobalt elementlerine karşı bazı bireylerde hassasiyet reaksiyonları gelişebilmektedir. Bu nedenle metalin maskelenmesinde kullanılan TiN kaplamalar biyolojik bariyer görevini üstlenmektedir (Chung ve ark., 2002).

Metalin maskelenmesinde kullanılan TiN kaplamalar aynı zamanda restorasyonun renginin geliştirilmesinde de rol oynayabilmektedir. Bu konuda yapılan bir çalışmada, TiN ile kaplanan metal alt yapı renginin altın rengine dönüştüğü bildirilmiştir (Tek ve ark., 2005).

Titanyum Alüminyum Nitrür ((Ti,Al)N): TiN' e alternatif kaplamalardan biri olarak uygulanmıştır. Bu alaşım yüksek ergime sıcaklığına, düşük yoğunluğa, mikro yapısal kararlığa, yüksek oksitlenme ve korozyon direncine sahiptir. İnce yüzey kaplamaların aşınma, sürtünme ve biyolojik özellikleri dolayısıyla sağlık sektöründeki kullanımı ilgi uyandırmıştır. Titanyum nitrür tabakaya alüminyum ilavesi ile tabaka sertliğinin artırılmasının yanı sıra kaplamanın oksitlenmeye karşı mukavemeti de artar (İnçal, 2007).

Biyolojik bir bariyer olarak görev yapmalarının yanı sıra (Ti,Al)N kaplamaların rengi, kompozisyonuna bağlı olarak modifiye edilebilir. Farklı kompozisyonlardan biriyle elde edilen dişeti rengi, (Ti,Al)N kaplamaların dental protezlerdeki kullanımına bir potansiyel oluşturmuştur (Liu ve ark., 2004).

Krom Nitrür (CrN) Kaplama: Endüstride yüksek sertliğin yanı sıra düşük sürtünme katsayısından ve kaplamaların yüksek aşınma direncine sahip olmalarından dolayı tribolojik şekillendirme ve döküm uygulamalarında yaygın olarak tercih edilen bir kaplama çeşididir. Bunun yanında CrN kaplamalar, kötü çevre şartları altında dahi mükemmel korozyon direnci ve 700°C' ye kadar üstün oksidasyon direnci göstermektedir (Yücel ve Çiçek, 2011).

Titanyum Karbo Nitrür (TiCN): Yüksek sertlik ve düşük sürtünme katsayısına sahip olan TiCN kaplamalar mavi – gri renkte bir kaplamadır. TiCN kaplama, özellikle çok yüksek sıcaklıkların oluşmadığı ve uygun soğutmanın yapıldığı orta kesme hızlarında frezeleme işlemleri için tavsiye edilir (İnçal, 2007).

Zirkonyum Nitrür (ZrN): Endüstriyel alanda uygulanan diğer PVD kaplamalara göre düşük sürtünme katsayısına ve yüksek sertliğe sahip iyi bir kaplama malzemesi olmasına rağmen kötü yapışma direnci sebebiyle yaygın uygulama alanına sahip değildir. ZrN kaplamalar son derece çekici uçuk altın sarısı renktedir (Türküz, 2006).

Alüminyum (Al) ve Alüminyum Nitür (AlN): Mükemmel ısı direnci, termal yansıtıcılığı ve korozyon direnci gibi olumlu özelliklere sahip Al esaslı kaplamalar birçok alt yapının kaplanmasında kullanılabilir (Lee ve ark., 2009).

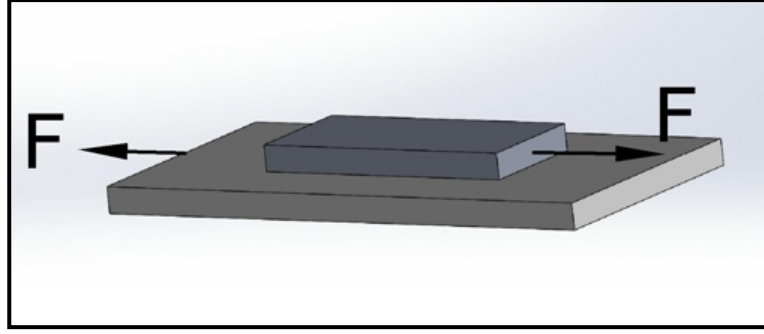
Altun ve Sen (2006), magnezyum alaşımını AlN ve AlN+TiN ile kapladıkları bir çalışmada, AlN kaplamanın korozyon direncini etkili bir şekilde arttırdığını ifade etmişlerdir.

2.3. Metal-Porselen Bağlantısının Analizinde Kullanılan Test Yöntemleri

Metal porselen restorasyonların başarısında çok sayıda karmaşık faktörlerin etkili olmasının yanı sıra metal-porselen bağlantı direnci mekanik anlamda klinik başarıda belirleyici bir öneme sahiptir. Restorasyonların direncini zorlayan kuvvetler, devamlı kuvvetler, aralıklar ile etkileyen kuvvetler, gerilim, baskı ve makaslama kuvvetleri şeklindedir (Hammad ve Talic, 1996; Anusavice ve ark., 2007).

Metal-porselen bağlantısının değerlendirilmesinde kullanılan testler, yöntemden bağımsız olarak, uygulanan strese karşı restorasyonun gösterdiği direnç ve iç yapıda meydana gelen rezidüel stresi ölçer (Yılmaz ve Dinçer, 1999). Ancak metal-porselen bağlantısını kesin olarak ölçen evrensel bir test dizaynı bulunmamaktadır (Sadeq ve ark., 2003). Bu testler adını uygulanan kuvvetlerden alarak makaslama, gerilim, makaslama ve gerilim kombinasyonu, eğme ve burma testleri olarak sınıflandırılabilir (Hammad ve Talic, 1996).

Makaslama testleri, bir yapının bir kısmının diğer kısmına paralel ancak ters yönlerde kaydırılarak deforme edildiğinde ortaya çıkan gerilimi esas alarak uygulanırlar (Şekil 5) (Kim ve Cho, 2009). Çekme gerilimi uygulandığında, cismi oluşturan moleküller çekilmeye karşı direnmek zorunda kalmaktadır. Basma gerilimi uygulandığında, bir arada daha yakın durmaya, sıkışmaya karşı direnç oluşmaktadır. Makaslama geriliminin uygulanması durumunda cismin bir kısmı diğerinin üzerinden kayarak geçmeye karşı direnmek durumunda kalmaktadır (Kim ve Cho, 2009). Çekerek uygulanan makaslama testlerinde kuvvetin uniform olarak dağılması bu testin daha çok tercih edilmesinin sebebidir. Test örneklerinin yapımının zahmetli olması, porselenin bir kez pişirildikten sonra test edilmesine izin vermemesi ve test düzeneğinde kama etkisinin olması yöntemin dezavantajlarıdır (Kümbüloğlu, 2003).

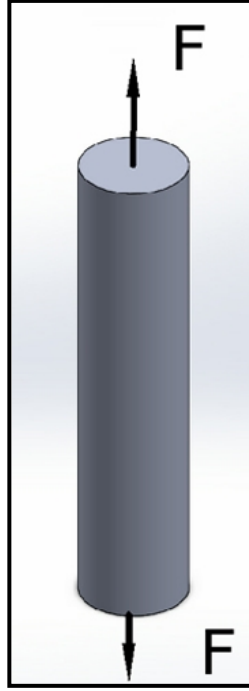


Şekil 5. Makaslama testinin şematik görüntüsü

Düzlemsel makaslama testleri ise metal ve porselenin ara yüzünün kesitine göre dairesel veya dikdörtgenel olarak isimlendirilmiştir. Dairesel makaslama testinde opak porseleninin her yerde eşit kalınlıkta pişirilebilmesi avantajdır. Ancak test düzeneğinin hazırlanmasının hassas olması, örnek hazırlığının pahalı olması ve uzun sürmesi ve ısıl genleşme farklılıklarından kaynaklanan metal-porselen ara yüzünde oluşan ısıl streslerin engellenememesi dezavantajlarıdır. Dikdörtgenel makaslama testi, stresleri metal-porselen ara yüzüne iletmesi ve materyallerin elastik modüllerinden çok az etkilenmesi bakımından avantajlıdır. Bunlardan başka Anusavice porselenin iki metal blok arasında pişirildiği oblik makaslama testini geliştirmiştir (Kümbüloğlu, 2003).

Gerilim testleri, bir metal çubuğun ucuna veya iki metal çubuğun uçlarını birleştirecek şekilde ortada porselen pişirilmesiyle hazırlanarak, metali porselenden ayıracak bir kuvvet uygulanması esasına dayanır (Şekil 6) (Hammad ve Talick, 1996). Stresin düzensiz dağılımı ve porselenin koheziv kırıklarıyla sonlanması dezavantajdır (Kümbüloğlu, 2003).

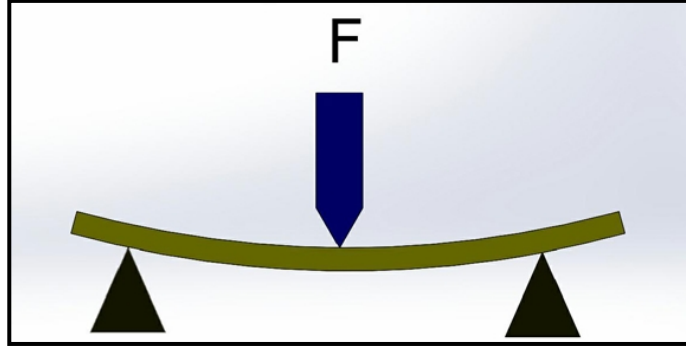
Makaslama ve gerilim kombinasyonu, uygulanan kuvvetlerin bileşkesi olarak kuvvetler metal-porselen ara yüzüne oblik olarak yönelir ve bu sayede restorasyonun ağız ortamında maruz kaldığı stresleri taklit eden bir kuvvetler kombinasyonu oluşur (Kümbüloğlu, 2003). Porselen kalınlığının kontrol edilememesi testin dezavantajıdır (Hammad ve Talick, 1996).



Şekil 6. Gerilim testinin şematik görünümü

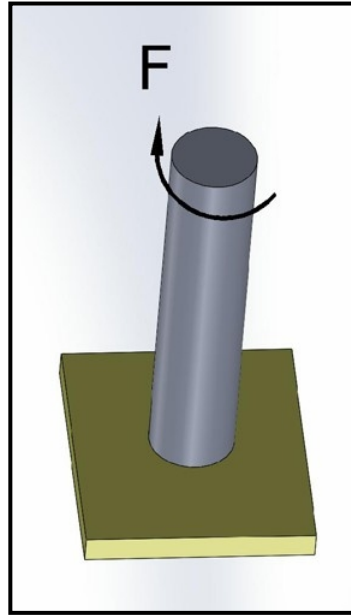
Eğme testleri, porselenin metalden ayrılmasında başarı ile uygulanan testlerdir (Şekil 7). 3 nokta eğme testinin uygulanması amacıyla, aralarında 20 mm mesafe olan 4 mm çapında iki adet çelikten meydana gelen düzenek ve kırma işlemine uygun olarak uç kısmının yüzey alanı 1,4 mm olan kırma çubuğu kullanılır. Yükleme, porselen metalden ayrılıncaya dek, porselenin aksi yönünden uygulanır (Chung ve ark., 2002; Özcan ve Uysal, 2005; Hui ve ark, 2006; Troia ve ark., 2008; Lin ve ark., 2010).

3 nokta eğme testinin ağız ortamına en yakın ve uygulaması en kolay test yöntemi olduğu belirtilmiştir. 4 nokta eğme testinde ise, iki noktadan yükleme yapılır ve yükleme alanlarında tam bir metal-porselen ayrılması elde edilir. Test düzeneğinin kolay hazırlanması ve ayrı bir ekipman gerektirmemesi, metal ve porselen kalınlıklarının klinik şartlara uygun hazırlanabilmesi 4 nokta eğme testinin avantajlarıdır (Hammad ve Talick, 1996).



Şekil 7. Eğme testinin şematik görünümü

Burma testi, her iki tarafına porselen uygulanan metal bir düzlemin kullanıldığı test yöntemidir. Örnek özel bir aparat yardımıyla burucu kuvvetler uygular (Şekil 8). Kompleks bir test düzeneğine sahip olması dezavantajdır (Hammad ve Talick, 1996).



Şekil 8. Burma testinin şematik görünümü

2.4. Mikrosızıntı

Mikrosızıntı, bakterilerin, sıvıların, iyon ya da moleküllerin kavite duvarı ve buraya uygulanan restoratif materyal arasından klinik olarak tespit edilemeyen geçişleridir (Karadağ, 2005). Mikrosızıntının oluşmasında fiziksel veya kimyasal

değişiklikler önemli rol oynarken, mikrosızıntı restorasyonun başarısını olumsuz yönde etkiler (Ayyıldız ve ark., 2009).

Protetik tedavi materyalinde mikrosızıntı şu etkilere yol açar:

- a. Korozyon,
- b. Renklenme sonucu estetik kaybı,
- c. Direnç ve sertlik kaybı,
- d. Deformasyon sonucu uyum kaybı (Yavuzyılmaz, 1996).

2.4.1. Mikrosızıntı Araştırma Yöntemleri

Mikrosızıntının araştırılmasında pek çok yöntem kullanılabilir. Bu yöntemler ;

1. Boyar madde penetrasyon testleri
2. Radyoizotopların kullanılması
3. Kimyasal ajanlar
4. Bakteriyel çalışmalar
5. Hava basıncı yöntemi
6. Nötron aktivasyon analizi
7. Elektro-kimyasal çalışmalar

8. Mikroskopik inceleme yöntemleridir (Karadağ, 2005; Ayyıldız ve ark., 2009; Erdemir ve Yaman, 2011).

1. Boyar madde penetrasyon testleri: Uygulanması kolay ve ucuz olduğu için organik boyalar kullanılması mikrosızıntının belirlenmesinde en çok tercih edilen yöntemlerden biridir. Bu teknik; çekilmiş ve restore edilmiş bir dişin apeksinin tıkanarak restorasyon dışında kalan tüm yüzeyinin cila veya mum ile kaplanmasından sonra belirli bir süre boyunca boya solüsyonu içinde bekletilmesini esas alır. Takip eden aşamada örnekler akar su altında temizlenir ve kesitleri alınarak sıızan boya miktarı mikroskop altında incelenir (Heintze, 2007; Erdilek ve ark., 2009).

Mikrosızıntı çalışmalarında sıklıkla kullanılan boyalar; metilen mavisi (%0,2-2), bazik fuksin (%0,5-2), florosan (%2-20), kristal viyole (%0,05), anilin mavisi (% 2), gümüş nitrat (%50), toluidin mavisi (%0,25), eritrosin (%2) ve Rodamin B (%0,2)'dir (Ayyıldız ve ark., 2009).

Boyar madde penetrasyon yönteminin avantajları, görülebilen ışık altında kesin olarak saptanabilmesi, hızlı ve direk ölçümlere olanak tanınması, suda çözünebilmesi, sert dokularla reaksiyona girmemesidir (Taylor ve Lynch,1992)

2. Radyoizotopların kullanılması: Restorasyon materyali ile diş dokusu arasından geçen radyoizotopların otoradyograflarda gösterilmesi tekniğidir (Erdemir ve Yaman, 2011). Diş hekimliği araştırmalarında kullanılan bazı radyoaktif elemanlar Ca^{45} , P^{32} , Na^{22} , I^{131} , S^{35} dir (Ayyıldız ve ark., 2009).

Radyoaktif izotopların ölçülmesi üç yöntemle sağlanır:

- İyonizasyon yöntemi
- Otoradyografik yöntem
- Geri dönüşümlü radyoaktif emilim yöntemi (Karakaş, 2010).

İzotopların çok derinlere penetre olabilmeleri sayesinde otoradyograflarla çok az sayıdaki izotoplar saptanabilir. En küçük boya partikülü 120 nanometre (nm) iken, bir izotop 40 nm ebatlarındadır (Karadağ, 2005). Radyoaktif izotop yöntemi ile elde edilen görüntüler kaydedilip saklanabilir (Crim ve ark., 1985; Erdemir ve Yaman, 2011). Bu yöntemin dezavantajları tekniğin çok pahalı olması, kompleks olması ve radyoaktif element kullanılmasıdır (Taylor ve Lynch, 1992; Karadağ, 2005). Diş ve restoratif materyallerin izotopları yapılarına çekme eğilimi sızıntıda izotop dağılımlarının yanlış değerlendirilmesine sebep olabilir.

Radyoaktif elemanlardan biri olan ve çalışmamızda solüsyonunu kullanmış olduğumuz talyum, periyodik tabloda grup 3A' da yer alan metalik bir elementtir. Talyum-klorid 201 formu görüntüleme için kullanılan hızlandırıcı bir radyonükleottir (Saraç ve ark., 2004).

3. Kimyasal Ajanlar: İki renksiz bileşenin reaksiyona girmeleri sonucunda opak bir görüntü elde edilen bir yöntemdir (Taylor ve Lynch, 1992). İki bileşenin reaksiyona girmesi sonucunda diş ile restorasyon ara yüzeyine çökmesi ve çökeltinin fotoğrafının alınması ile kenar sızıntısının görüntülenmesi esasına dayanır (Erdemir ve Yaman, 2011). Sızıntının tespit edilmesinde en çok %50' lik gümüş nitrat tuzları kullanılır. Gümüş iyonu çok küçüktür ve bir bakteriye nazaran daha penetratiftir. Dolayısıyla gümüş iyonunun sızmadığı bir ortamda bakterinin sızması mümkün olmayacaktır (Karadağ, 2005). Bu metodun avantajınının kullanılan kimyasal ajanların

radioaktif olmaması sayılırken, sonuçların subjektif olarak yorumlanması tekniğin dezavantajıdır (Tiritoğlu, 1994; Karadağ, 2005).

4. Bakteriyel Çalışmalar: Kök kanallarının doldurulmasını ve foramen apikale dışında dış yüzeylerin kapatılmasının ardından gram pozitif ve gram negatif bakteri cinslerini içeren kültürlerle konan dişlerin, inkübasyon süresi sonucunda besiyeri solüsyonunda renk değişikliği oluşturup oluşturumamasına göre apikal sızıntının değerlendirilmesidir (Karadağ, 2005). Çalışmada kullanılacak bakteri oral bölgeden izole edilebilmeli ve laboratuvarında çalışması kolay olmalıdır (Karadağ, 2005). Bu yöntemin uygulanabilmesi için, kavite duvarlarıyla restorasyon materyali arasındaki açıklığın 0,5-1 µm boyutlarında olması gerekmektedir. Açıklığın daha küçük olduğu durumlarda bakteri ürünleri ve toksinleri penetre olamazlar. Bu da yöntemin en önemli dezavantajıdır (Taylor ve Lynch, 1992). Ayrıca elde edilen sonuçların kalitatif olması da yöntemin dezavantajlarından (Zivkovic ve ark., 2001).

5. Hava Basıncı Yöntemi: Diş içine kök kanalı ve pulpa odası boyunca basınçlı hava uygulanıp, statik sistem dahilinde kaybolan basıncın ölçülmesi esasına dayanan bir yöntemdir (Taylor ve Lynch, 1992). Diğer bir yöntemde, suya batırılan restorasyonun kenarından salınan hava kabarcıklarının kenar uyumsuzluğuna işaret ettiği ifade edilmektedir. Yöntemde kantitatif sonuçlar elde edilebilir olsa da; kompleks cihazların gerekliliği, çalışmanın zor ve zaman alıcı olması ile klinik çalışmalar için uygun olmaması yöntemin dezavantajlarından (Kidd, 1976; Karakaş, 2010).

6. Nötron Aktivasyon Analizi: İn vivo olarak restorasyon kenarına manganez (Mn) gibi kimyasal bir işaretleyici yerleştirilip, sonrasında çekilen dişin nükleer reaktörde Mn ile bombardıman edilerek kenar sızıntısının belirlenmesi yöntemidir. Bu teknikte sızıntının lokalizasyonu tespit edilememektedir (Kidd, 1976).

7. Elektro-Kimyasal Yöntem: Bu teknikte çekilmiş bir dişe yapılacak restorasyonun tabanı ile temas edecek levha şeklinde bir elektrot yerleştirilir, ardından restorasyon tamamlanır. Elektrolit geçişine izin vermeyecek şekilde izole edilen diş elektrolit solüsyonuna daldırılır ve elektrik akımı uygulanır. Akım uygulandıktan sonra örnek içinden geçen alternatif akımdaki değişiklikler ölçülerek sızıntı hakkında veriler elde edilir (Taylor ve Lynch, 1992; Ayyıldız ve ark., 2009).

8. Mikroskopik İnceleme Yöntemleri (SEM): Bağlantıyı oluşturan iki yüzey arasındaki mesafenin ölçülmesi amacıyla kesiti alınan örnekler taramalı elektron

mikroskopunda değerlendirilir. Diğer yöntemlerde birlikte kullanıldığında anlamlı sonuçlar elde edilebilmektedir. Ancak örneklerin kesit alınarak inceleme yapılması gerekliliği kesit alma sırasında meydana gelecek boşlukların yanığa yol açabileceği unutulmamalıdır (Taylor ve Lynch, 1992).

2.5. Renk

Estetik subjektif bir kavramdır. Bir restorasyonun estetik görünümünü rengi, ışık geçirgenliği, genel formu ve yüzey yapısı gibi birçok faktör etkiler. Estetik oluşturmada en güç elde edilen faktörün renk olduğu bildirilmiştir (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Renk, bir cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu algılanan psikofiziksel yanıttır (Sarıkaya ve Güler, 2009). Üzerlerine düşen ışığı yansıttıkları zaman cisimleri görür ve rengini söyleriz. Işık, doğrusal dalgalar halinde yayılan elektromanyetik dalgalara verilen addır. Renk görünür ışığın çeşitli dalga boylarının emilimi ve yansmasıyla algılanır (Keyf ve ark., 2009). Buradaki algı subjektif bir durum iken, algıyı oluşturuca fiziksel uyaran olan ışık hüzmesi objektif bir durumdur. 400 nm dalga boyuna sahip ışık mor renk, 700 nm dalga boyuna sahip ışık kırmızı renktir. Bu iki dalga boyu arasında mavi, yeşil ve sarı renk algılanır (Powers, 2002).

Rengin oluşması için bir uyarıcı, bu uyarıcıyı alan ve değerlendiren bir yapı gerekmektedir. Işık bir uyarıcı olarak cisme gelir, yansıyarak göze gider ve göz de bu uyarıyı beyindeki görme merkezine yollar (Keyf ve ark., 2009).

2.5.1. Renk Sistemleri

Diş hekimliğinde renk değerlendirilmelerinin yapılmasında dünya çapında kabul görmüş iki temel renk sistemi mevcuttur. Bunlar:

a. Munsell renk sistemi

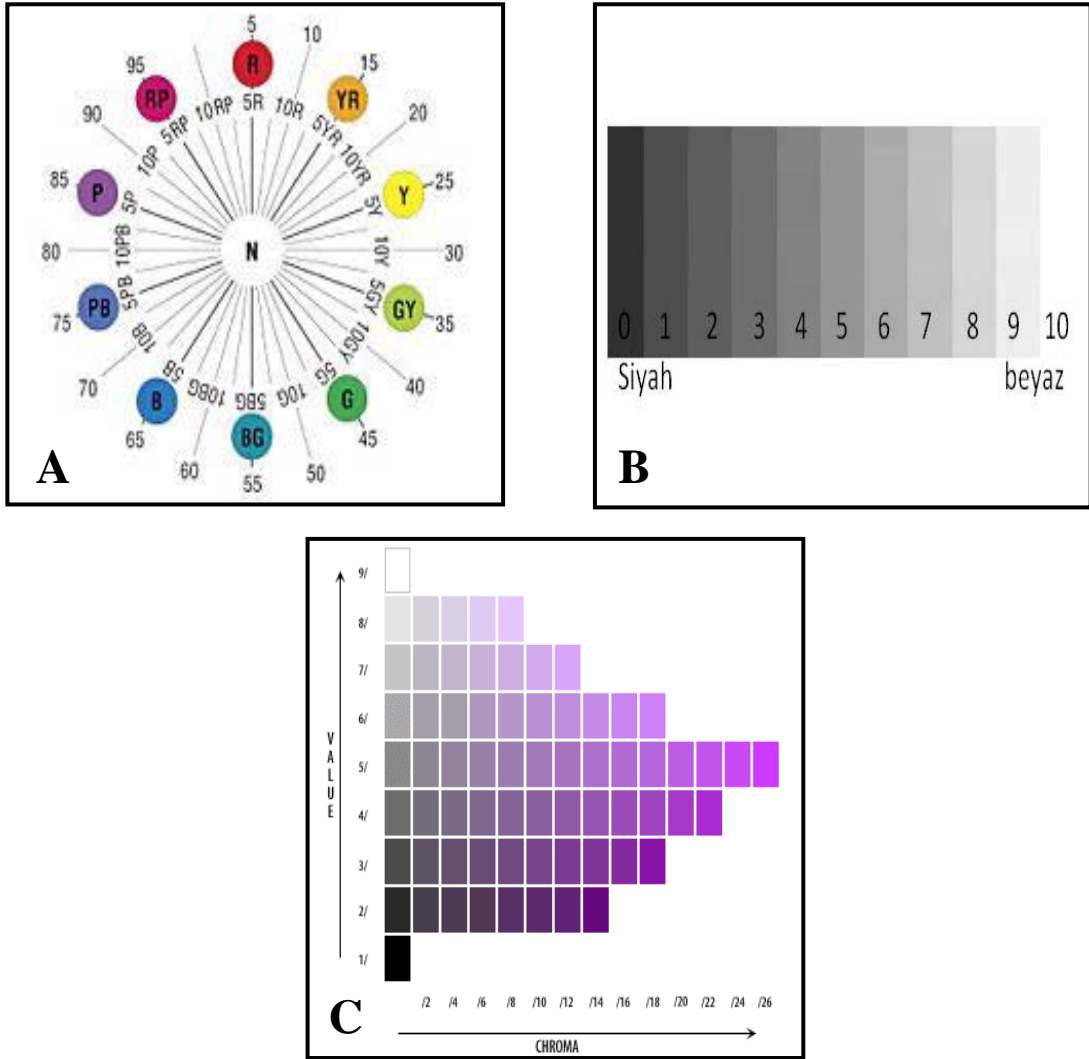
b. CIE (Commission International de l'Eclairage/ International Commission on Illumination) Lab renk sistemi (Bayındır ve Wee, 2006; Keyf ve ark., 2009).

a. Munsell Renk Sistemi

1905 yılında Albert H. Munsell tarafından geliştirilen renk sistemine göre rengin üç boyutu mevcuttur (Paravina ve Powers, 2004). Hue (H), ana renk; value (V), parlaklık ve chroma (C), rengin doygunluğudur (Şekil 9) (McLean, 1979; Seghi ve ark.,

1986; Rosenstiel ve ark., 2001; O'Brien, 2002; Fondriest, 2003; Paravina ve Powers, 2004; Joiner, 2004).

Renk tonu (Hue): Renk ailesinden bir rengi diğerinden ayırt eden niteliğidir. Kırmızı, mavi, yeşil gibi renk algısını ifade eder. Munsell renk sisteminde kırmızı (R), sarı (S), mavi (B), yeşil (G) ve mor (P) şeklinde tanımlanan beş ana renk mevcuttur. Ayrıca bu renklerin birleşiminde oluşan ve ana renk harflerinin tanımladığı beş adet birleşim renk bulunur; yeşil-sarı (YS), sarı-kırmızı (SK), mavi-yeşil (MY), mor-mavi (PB) ve kırmızı-mor (RP). Sistemde mevcut on rengin her biri için farklı value değerine sahip olmak üzere, toplamda 100 farklı hue değeri yer alır. En koyu renkler en alttaki tekerlekte yer alırken, en açık renkler en üstteki tekerlekte yer alır (Fondriest, 2003; Chu ve ark., 2004; Joiner, 2004; Paravina ve Powers, 2004).



Şekil 9. Munsell'in üç boyutlu renk sistemi A: Hue, B: Value, C: Kroma (Chu ve ark.'dan, 2004).

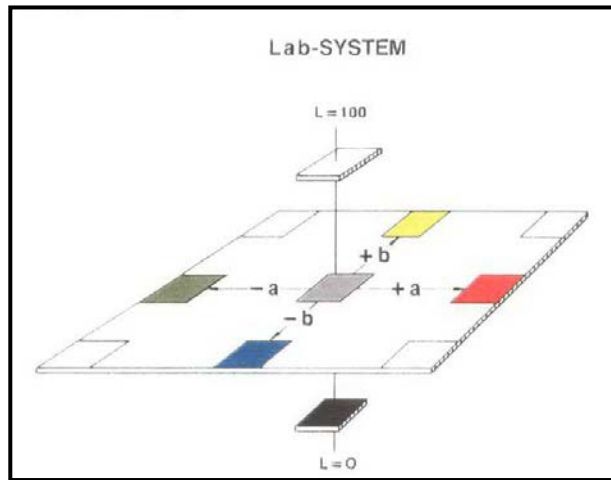
Aydınlık değeri (Value): Saf siyah ve saf beyaz arasındaki parlaklık derecesidir (Powers, 2002; Joiner, 2004). Bir cismin parlaklığı, cisim üzerinden yansıyan veya geçen ışık enerjisi miktarına bağlıdır ve yansıyan ışık miktarı ile doğru orantılıdır. Parlaklık değeri 100 kabul edilen beyaz bir yüzey, üzerine gelen ışığı tüm dalga boylarında yansıtır ve parlaklık değeri 0 kabul edilen siyah bir yüzey ise, tüm dalga boylarındaki ışığı soğurur (Rosenstiel ve ark., 2001; Nohl ve ark., 2002; Fondriest, 2003).

Rengin doygunluğu (Chroma): Renk yoğunluğunun derecesidir ve bir rengin berraklığını tanımlar (Joiner, 2004). Chroma ile value arasında ters orantı vardır. Chroma arttıkça value azalır (Ertan ve Şahin, 2005).

Munsell renk sistemi, geniş bir renk aralığı ihtiyacını karşılamak üzere tasarlanmış olmasına rağmen simetrik dağılım göstermediğinden ideal olan başarılamamıştır (Rosenstiel ve ark., 2001; Chu ve ark., 2004).

b. CIE (Commission International De l'Eclairge/ International Commission On Illumination) Lab Renk Sistemi

CIE Lab sistemi üçlü uyaran X, Y ve Z değerlerinden hesaplanabilen L^* , a^* ve b^* değişkenlerini kullanarak renkleri belirler. Bu renk sistemi, eşit aralıklı ve yaklaşık olarak uniform olan üç boyutlu renk uzayı halinde düzenlenir. Üç renk değişkeninin her birinde bir birimlik değişim yaklaşık olarak eşit düzeyde algılanır (Şekil 10) (Akın, 2003).



Şekil 10. CIE Lab renk sistemi (Akın' dan, 2003)

'L' değeri rengin parlaklığını gösterir ve Munsell renk sistemindeki value ile orantılıdır. L* değeri 0 ise saf siyahı, 100 ise saf beyazı gösterir. a ve b koordinatları algılanan rengin kromatik bileşenleridir ve bu değerler ise Munsell sistemindeki hue ve chroma ile orantılıdır. 'a' koordinatının pozitif değeri objenin kırmızı, negatif değeri ise yeşil miktarını tarif eder. 'b' koordinatının pozitif değeri objenin sarı, negatif değeri ise mavi miktarını belirtir (Seghi ve ark., 1986; Russel ve ark., 2000; Joiner, 2004; Bayındır ve Wee, 2006).

CIE Lab sisteminde iki renk değeri arasındaki farkı veren bir matematiksel formül mevcuttur (Paravina ve Powers, 2004; Ertan ve Şahin, 2005; Bayındır ve Wee, 2006).

ΔE formülünde yer alan L_0^* , a_0^* ve b_0^* ilk ölçüm değerleri iken, L_1^* , a_1^* ve b_1^* ise ikinci ölçüm değerleridir (Güler ve ark, 2005). ΔE değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki L^* , a^* , b^* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını ifade eder. Bu değerinin sıfır olması bu iki rengin aynı olduğu, ΔE değerinin sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE değeri arttıkça, renk farklılığı da belirginleşerek gözle algılanabilmeye başlar. Yapılan çalışmalara göre; klinik olarak insan gözünün renk farklılığını tespit edebileceği ΔE değeri sınırı konusu tam olarak netleşmemiştir. ΔE değerinin 1'in altında olduğu renk farklılıklarının görsel olarak fark edilemeyeceği, 1-2 arasında kısmen ve 2' den büyük olanların ise fark edilebileceği bildirilmiştir (Seghi ve ark., 1986; Wee ve ark., 2002; Paravina ve Powers, 2004; Karamouzos ve ark., 2007). Ancak sınır değeri $\Delta E > 3$ (Dancy ve ark., 2003), $\Delta E > 3,3$ (Noie ve ark., 1995; Samra ve ark., 2008) ya da $\Delta E > 3,7$ (Ertaş ve ark., 2006; Sarıkaya ve Güler, 2011) olduğunu kabul eden çalışmalar da mevcuttur.

2.5.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri

Günümüzde diş renginin ölçülmesinde birçok metot kullanılmaktadır. Bunlar porselen veya akrilik rezin tonlarını içeren skalalar kullanılarak görsel subjektif renk ölçümü ve spektrofotometreler, kolorimetreler ve imaj analiz teknikleri kullanılarak yapılan objektif renk ölçümleridir (Joiner, 2004; Chu ve ark., 2010).

Görsel renk analizinde en sık başvurulan yöntem renk skalalarının kullanımudur (Dancy, 2003; Chu ve ark., 2010). Yapılan bir çalışmada, renk skalalarının kompozitlerdeki beyaz ve translusent renkler için yetersiz sonuçlar verdiği belirtilmiştir (Lee ve ark., 2002). Görsel renk analizi birtakım faktörlerden etkilenir. Bunlar;

Ortam koşulları: Aydınlatma tipi, ağız ortamının kuruluğu veya ıslaklığı, metamerizmdir (farklı ışık yansıtma özelliğine sahip olan cisimlerin herhangi bir aydınlatma koşulunda renk uyumu gösterirken, aydınlatma koşulu değiştiğinde renk uyumu göstermemesi).

Skalaya bağlı etkenler: Skalanın güvenilirliğidir.

Kişiye bağlı etkenler: Psikolojik durum, yaş, görme kusurları, göze bağlı renk ayırt etme kusurlarıdır (Wee ve ark., 2002).

İnsan gözü küçük renk farklılıklarını algılayabilecek kapasitede olsa da, bu farklılıkları derecelendirebilme konusunda yetersiz kalmaktadır (Chu ve ark., 2010).

Aletli renk ölçümünde tutarlı ve güvenilir ölçümler yapılır. Matematiksel veriler elde edilir. Bu amaçla kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital kameralar kullanılır (Lou, 2004; Kim-Pusateri ve ark., 2009; Chu ve ark., 2010).

Kolorimetre

Kolorimetre, ışığın dalga boyu ve yoğunluğuna göre renk ölçümü yapmaktadır (Anusavice ve Brantley, 2003).

Kolorimetreler rengin sayısal olarak değerlendirilebilmesine olanak tanır. Gözdeki algılayıcılarla aynı özellikteki üç renk filtresi yardımıyla yansıyan ışık ışınlarını kırmızı, yeşil ve mavi renk oranlarını çözümlenerek hesaplama yapmaktadır (O'Brien, 2002; Chu ve ark., 2010). Cisme ulaşan ışık miktarı fotodiyot filtreler ile kontrol edilir, cisimden yansıyan ışık miktarı ise bir sensör yardımıyla tekrar ölçülür (Kim-Pusateri ve ark., 2009).

Kolorimetrelerin kullanımları kolaydır ve spektrofotometre, spektrometre gibi cihazlardan daha ucuzdur. Ancak filtrelerin eskimesine bağlı olarak renk ölçümünün tekrarlanabilirliği iyi değildir. Ayrıca metamerizm etkisini ölçmek için kullanılamazlar (Lou, 2004).

Spektrometre

Spektrometreler rengin radyometrik değerlerinin ölçümünde kullanılırlar. Renk ölçümünü, insan gözüne benzer şekilde nesneye temas etmeden yapmaktadırlar. Renk ölçümü için, aydınlatma kaynağı kullanılmaktadır. Ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında gerçekleştirebilmeleri bu aletlerin olumlu özelliğidir. Ancak ölçüm

açısındaki ufak değişiklikler bile sonuçlarda büyük sapmalara neden olmaktadır ve kullanım hassasiyeti bu aletlerin dezavantajlarıdır (Lou, 2004).

Spektrofotometre

Spektrofotometreler yüzey renginin ölçülmesinde en yaygın kullanılan aletlerdir. Temel çalışma prensibi, rengi ölçülecek nesneden ve standart beyaz zeminden yansıyan ışığı görülebilir spektrumda 1-25 nm aralıklarla ölçmektir (Lou, 2004; Chu ve ark., 2010).

Spektrofotometreler, yüzey renklerinin ölçülmesinde ve uzun dönemde tekrar edilebilen doğru ve ayrıntılı sonuçlar verebilmelerinden dolayı kalite kontrolünde kullanılmaktadırlar. Ayrıca metamerizm etkisini değerlendirebilirler (Lou, 2004). Spektrofotometreler, kolorimetrelere göre daha uzun ömürlüdürler (Kim-Pusateri ve ark., 2009).

Görsel renk analizi ve spektrofotometre ile renk analizinin karşılaştırıldığı çalışmalarda spektrofotometrelerin daha üstün olduğu savunulmaktadır (Da Silva ve ark., 2008; Gehrke ve ark., 2009).

Kablosuz, küçük, taşınabilir ve klinik uygulamalarda kullanılabilir bir spektrofotometre olan Vita Easy Shade (Vita Zahnarzt, Almanya) diş ve restorasyonların renk seçimi için üretilmiş bir cihazdır (Chu ve ark., 2010). Ölçümlerini CIE Lab değerleri üzerinden ölçmekle kalmayıp, bu değerleri Vita renk skalası değerlerine çevirerek vermesi klasik spektrofotometrelerden en önemli farkıdır (Eroğlu ve ark., 2007).

Dijital kamera

Bu sistemin avantajı, cisim üzerindeki bir nokta veya bölgenin değil, tüm cismin renginin ölçülmesidir. Dişlerin görüntüleri standart şartlar altında dijital fotoğraf makinesi ile elde edilir, sonuçlar bilgisayar programları yardımıyla CIE L*a*b* değerleri cinsinden değerlendirilir. Sistem; dijital fotoğraf makinesi, bilgisayar, görüntüyü alan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen oluşmaktadır (Lou, 2004).

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışmasında; Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Protetik Diş Tedavisi AD Kliniği ve laboratuvarı, Özel Samsun Oluşum Diş Laboratuvarı, Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Yüzey Teknolojileri ve Araştırma Laboratuvarı ile Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma Uygulama Merkezi imkanlarından yararlanılmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

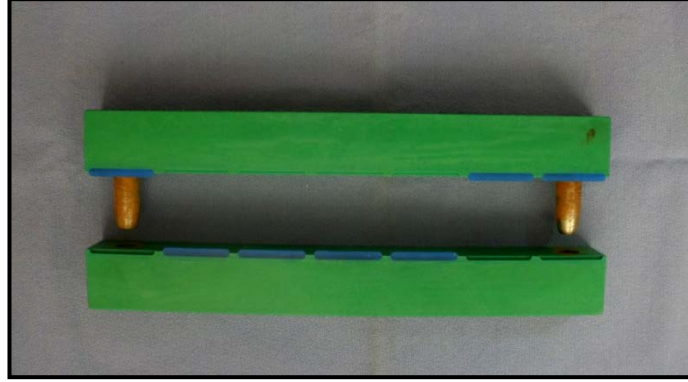
Çalışmamızda kullanılan materyaller ve içerikleri Tablo 2' de listelenmektedir.

Tablo 2. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

Materyal	Marka	Materyal içeriği	Üretici Firma
Döküm mumu	Inlay Wax 665	%50-60 parafin	Arma Dental, İngiltere
Nikel-krom alaşımı	Wiron 99	%65 Ni, %22,5Cr %9,5 Mo, %1,0 Nb %1,0 Si, %0,5 Fe %0,5 Ce %0,02 C	Bego, Almanya
50 µm alüminyum oksit partikülü	Korox	%99,6 Al ₂ O ₃ partikülü	Bego, Almanya
Feldspatik porselen	VMK Master	%19,3 lösit, %69 SiO ₂ , %8 Al ₂ O ₃ , %8-10 K ₂ O ve Na ₂ O	Vita Zahnfabrik, Almanya
Glaze tozu	Vita Akzent25	K ₂ OAl ₂ O ₂ 6SiO ₂	Vita Zahnfabrik, Almanya
Glaze likiti		5-pentan-1,5-diol	
Talyum solüsyonu	Monrol	%0,9 sodyum klorür 37 MBq/mL ²⁰¹ TiCl	Eczacıbaşı, Türkiye

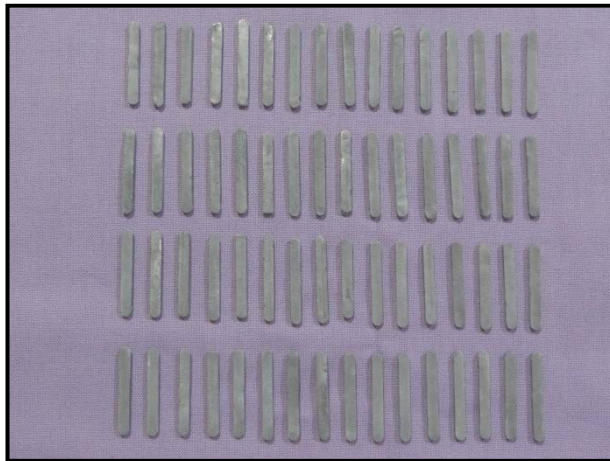
3.2. Örneklerin Hazırlanması

Testlerde kullanılacak olan metal örneklerin elde edilmesi için, içinde 25 mm × 3 mm × 1 mm boyutlarında boşluklar bulunan özel bir teflon kalıp hazırlandı (Şekil 11). İçine döküm mumu (Inlay Wax, Arma Dental, İngiltere) eritilerek döküldü ve 72 adet mum örnek standart bir şekilde hazırlandı.



Şekil 11. Metal örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıp

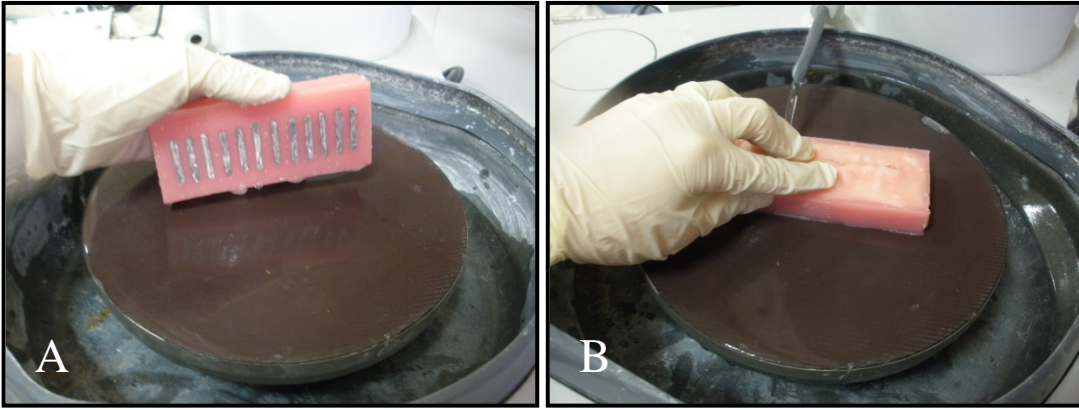
Tijlenerek fosfat bağlı revetmana (Newton Fine, Toros Dental, Antalya, Türkiye) alınan mum örnekler döküme hazırlandı. Döküm işlemi öncesinde manşetler, üreticinin talimatları gereğince 950°C' de ön ısıtmaya tabi tutuldu (Wiron 99 instructions, 2012). Ardından santrifüj döküm makinesinde (SMD 510, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) nikel-krom alaşımı (Ni-Cr) (Wiron 99, BEGO, Bremen, Almanya) kullanılarak metal örnekler elde edildi (Şekil 12).



Şekil 12. Metal örnekler

Örneklerin etrafındaki revetman kalıntıları ve döküm incileri 2 bar basınç altında 50 ve 110 μm ' lik alüminyum oksit kumu (Korox 110, Bego, Bremen, Almanya) ile kumlanarak uzaklaştırıldı. İnce bir elmas separe ile tijler kesildi ve örnekler buhar makinesinde (Bego, Triton SLA, Almanya) temizlendi.

Örnekler zımparalama işleminin standart bir şekilde yapılabilmesi için akrilik kalıba gömüldü. Örneklerin her iki yüzeyi zımpara cihazında (Phoenix Beta, Buehler, Illinois, ABD) sırasıyla 220, 400, 800, 1000, 1200 gritlik zımpara diskleri kullanılarak 100 devir/dk' da, 15' er saniye boyunca su soğutması altında zımparalandı ve düzgün yüzeyler elde edildi (Şekil 13).



Şekil 13. Örneklerin zımparalanması A: Zımparalama için hazırlanan kalıp B: Zımparalama işlemi

Daha sonra tüm örnekler distile su içeren ultrasonik temizleme cihazında (Eurosonic Energy, Euronda, İtalya) 3 dakika süreyle temizlendi.

Zımparalama işleminin ardından kalıptan çıkarılan örneklerin kalınlıkları bir dijital kumpas (Digimatic Caliper, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) ile 3 ayrı noktadan ölçülerek 1 mm olacak şekilde ayarlandı (Şekil 14).



Şekil 14. Örnek kalınlığının ölçülmesi

Örneklerin tümü 10 mm uzaklıktan 2 barlık basınç altında 50 µm alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri (Korox, BEGO, Bremen, Almanya) ile kumlamanın (Şekil 15) ardından 15 dakika boyunca distile suyla ultrasonik banyoda temizlendi (Korkmaz ve Asar, 2005).



Şekil 15. Kumlama cihazı

3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

Örnekler yüzey işlemlerinin yapılabilmesi için rastgele 3 ana gruba ayrıldı. Kontrol grubu olarak ayrılan birinci gruptaki örnekler başka herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı. İkinci gruptaki örnekler titanyum nitrür (TiN) (grup adı TiN) , üçüncü gruptaki örnekler ise titanyum alüminyum nitrür ((Ti,Al)N) (grup adı TAN) ile kaplandı. Daha sonra yüzey işlemi tamamlanan örnekler yaşlandırma işleminin yapılabilmesi için 2 alt gruba ayrıldı (Tablo 3).

Tablo 3. Deney grupları ve test protokolleri

Ni-Cr örnekler (N=72)					
Erken Dönem (n=36)			Uzun Dönem (n=36)		
K1	TiN1	TAN1	K2	TiN2	TAN2
(Kontrol grubu) (n=12)	(TiN kaplama) (n=12)	((Ti,Al)N Kaplama) (n=12)	(Kontrol grubu) (n=12)	(TiN kaplama) (n=12)	((Ti,Al)N Kaplama) (n=12)
Erken dönem bağlantı testi			1. renk analizi + 1. mikrosızıntı testi + Yaşlandırma + 2. renk analizi + 2. mikrosızıntı testi + Uzun dönem bağlantı testi		

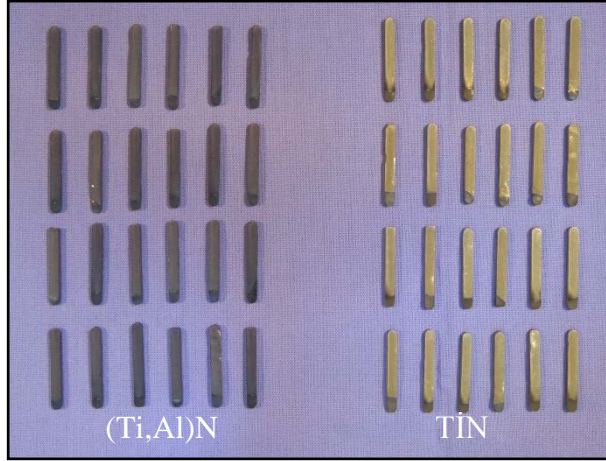
3.4. Yüzey Kaplama İşleminin Uygulanması

Yüzey kaplama işlemi Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Yüzey Teknolojileri Araştırma ve Uygulama Laboratuvarı bünyesinde kurulu olan reaktif manyetik alanda sıçratma sistemi kullanılarak fiziksel buharlaştırma (PVD) yöntemi ile gerçekleştirildi (Şekil 16).

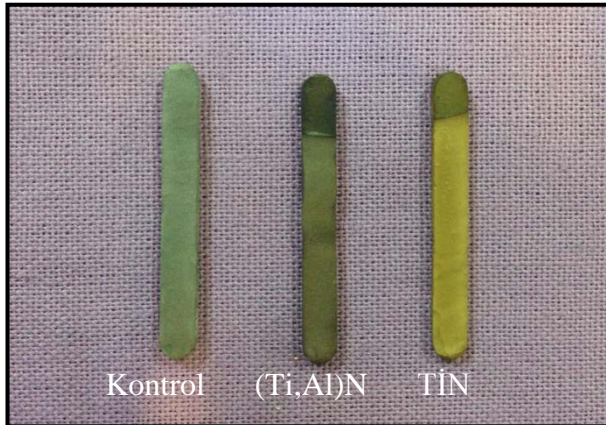
Kaplama işlemi sırasında radyofrekans gücü 200 W' da sabitlenerek, çalışma basıncı 10 mTorr olarak ayarlandı. Hedef ile lamba arasında 9 cm' lik mesafe bırakıldı. (Ti,Al)N ve TiN ile kaplama işlemi tamamlanmış metal örnekler Şekil 17 ve 18' de gösterilmektedir.



Şekil 16. Manyetik alanda sıçratma sistemi



Şekil 17. (Ti,Al)N ve TiN ile kaplanan örnekler



Şekil 18. Yüze işlemleri tamamlanan gruplardan birer örnek

3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

Yüzey işlemlerinin örnek yüzeylerinde oluşturduğu değişiklikler $\times 500$ büyütmede taramalı elektron mikroskobu (SEM) (Leo Stereoscan S440, Leica, Wetzlar, Almanya) ile incelendi (Şekil 19) (Tek ve ark., 2004; Liu ve ark., 2008).



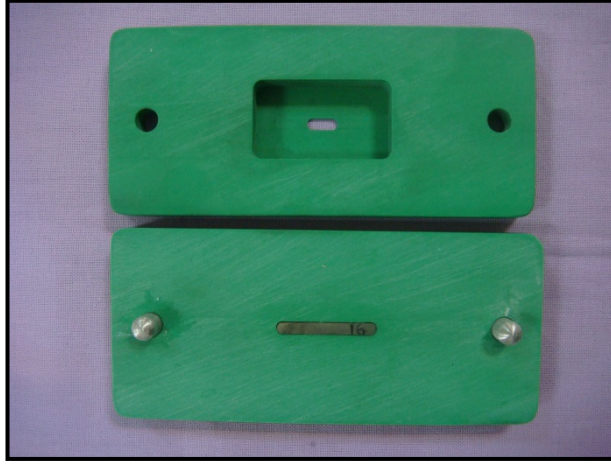
Şekil 19. SEM cihazı

Reaktif manyetik alanda sıçratma yöntemiyle kaplanan örneklerde TİN ve (Ti,Al)N kaplama işleminin kalınlığı $\times 20000$ büyütmeli SEM analizi ile ölçüldü (Savaş, 2004). Bu ölçüm için örneklerde herhangi ilave bir işlem yapılmadı.

3.6. Metal Alaşımı Yüzeylerine Porselen Uygulanması

Yüzey kaplama işlemleri tamamlandıktan sonra, metal yüzeylerine standart şekilde ve boyutlarda ($8 \text{ mm} \times 3 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$) porselen uygulamasının yapılabilmesi amacıyla iki parçalı özel bir kalıp hazırlandı (Şekil 20).

Çalışmamızda metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan geleneksel veneer porseleni (Vita VMK Master, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanıldı (Şekil 21).

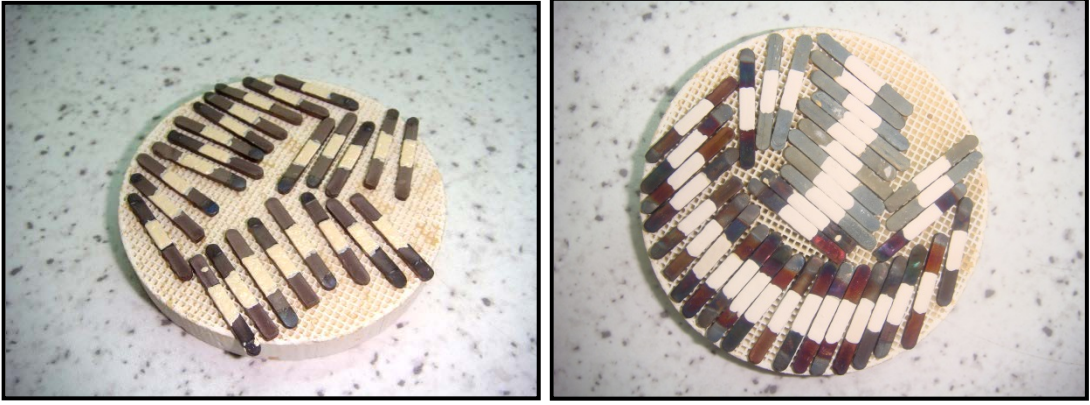


Şekil 20. Porselen uygulaması için hazırlanan kalıp



Şekil 21. Geleneksel veneer porseleni A. Opak porselen tozu B. Dentin ve mine porselen tozları C. Porselen likiti D. Glaze porselen tozu ve likiti

Uygulamada ilk olarak 0,2 mm kalınlığında opak porseleni (Vita VMK Master, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (Şekil 22), daha sonra 0,6 mm kalınlığında dentin porseleni ve 0,2 mm kalınlığında mine porseleni kullanıldı.



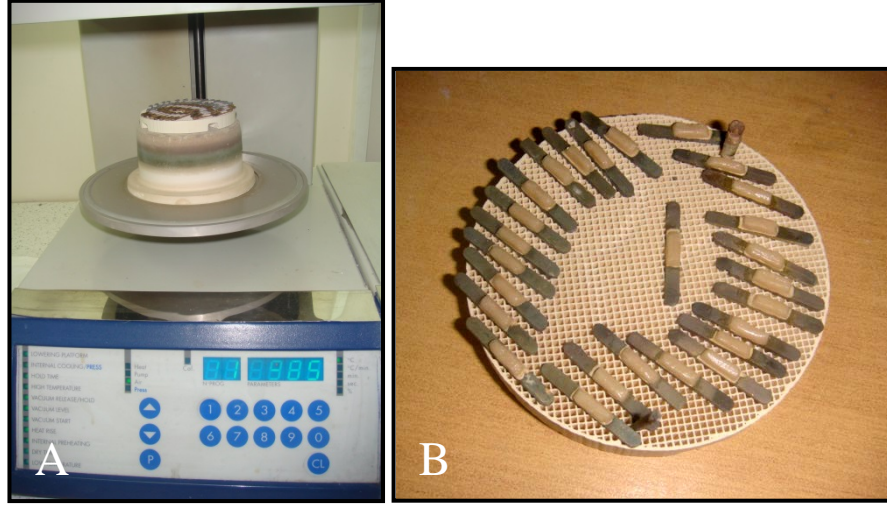
Şekil 22. Opak porselen uygulamasından birer örnek: fırınlama öncesi (solda), fırınlama sonrası (sağda)

Uygulamada üreticinin toz/likit oranı önerilerine uygun olarak hazırlanan porselen hamuru kalıp içine yerleştirildikten sonra (Şekil 23), yüzeydeki fazla likit, emici kağıt (Selpak; Eczacıbaşı Grup, Kocaeli, Türkiye) kullanılarak uzaklaştırıldı. Porselende porozite oluşmasını önlemek amacıyla vibrasyon yöntemi kullanıldı.



Şekil 23. Kalıpta porselenin uygulanması

Tüm örnekler geleneksel porselen fırınına (Ivoclar Programat P90, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) yerleştirilerek üreticinin önerilerine göre sinterlendi (Şekil 24 A ve B).



Şekil 24. A. Fırınlanma işlemi B. Fırınlanma işlemi tamamlanmış bir grup örnek

Fırınlanma prosedürünün detayları Tablo 4' de görülmektedir.

Tablo 4. Porselenin fırınlanma prosedürü

Porselen Materyali	Başlangıç sıcaklığı	Isıl artış	Son sıcaklık	Son sıcaklıkta bekleme
Opak porselen	500 ⁰ C - 2 dk	80 ⁰ C	950 ⁰ C	1 dk
Dentin porseleni	500 ⁰ C - 6 dk	55 ⁰ C	930 ⁰ C	1 dk
Mine porseleni	500 ⁰ C - 6 dk	55 ⁰ C	920 ⁰ C	1 dk

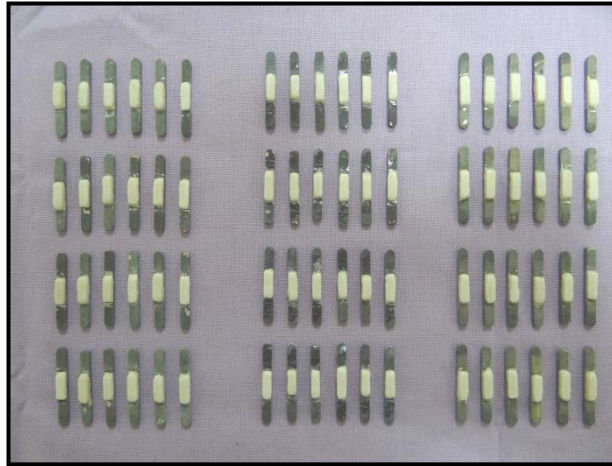
Soğumayı takiben, örneklerin yüzey düzensizlikleri su soğutması altında düz uçlu elmas laboratuvar frezi (Brasseler, Savannah, Amerika Birleşik Devletleri) ile 10000 rpm hızda mikromotor kullanılarak (NBBW-E; NSK Nakanishi Inc, Kanuma, Japonya) kaldırıldı. Örnekler glaze işleminden önce standardizasyon sağlamak ve 1 mm porselen kalınlığı eldesi için, zımpara makinesinde (Phoenix Beta, Buehler, Illinois, ABD) sırasıyla 400, 600 ve 1200 gritlik silikon karbid zımparalarla su soğutmalı olarak 20' şer saniye süreyle zımparalandı (Oh ve ark., 2006). Sonrasında 5 dk ultrasonik temizleyicide (EuroSonicEnergy, Euronda, İtalya) temizlendi (Akyl ve Duymuş, 2009).

Glaze tozu ve likidi (Vita Akzent, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ince bir cam levha üzerinde karıştırıldı, örnek yüzeylerine tek bir uygulayıcı

tarafından homojen bir kıvamda sürüldü. Örnekler, özel bir tabla üzerinde geleneksel porselen fırına (Ivoclar Programat P90; VITA Zahnfabrik) yerleştirildi. Glaze işlemi, firmanın önerdiği fırınlama sıcaklıklarında gerçekleştirildi (Tablo 5). Porselen yüzeylerine sadece bir defa glaze işlemi uygulandı. Porselen uygulanan metal örnekler Şekil 25' de görülmektedir.

Tablo 5. Glaze porseleninin fırınlama prosedürü

Porselen materyali	Başlangıç sıcaklığı	Isıl Artış	Son sıcaklık	Son sıcaklıkta bekleme
Glaze porseleni	500 ⁰ C - 4 dk	80 ⁰ C	920 ⁰ C	1 dk



Şekil 25. Porselen uygulaması tamamlanan örnekler

Örnekler 37⁰C' de 24 saat etüv cihazında (EN025, Nüve A.Ş., Türkiye) bekletildi (Şekil 26).



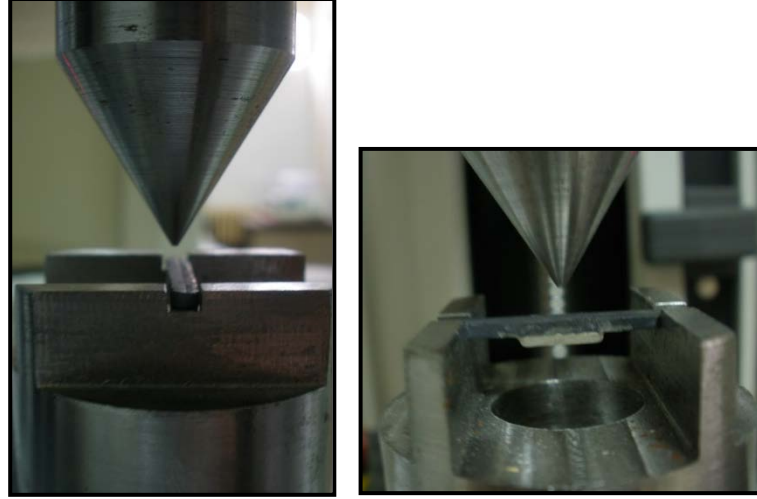
Şekil 26. Etüv cihazı

3.7. Erken Dönem Bağlantı Testinin Uygulanması

Etüv cihazında 24 saat bekletildikten sonra erken dönem bağlantı testinin yapılması amacıyla örneklerin yarısı rastgele ayrıldı.

Metal-porselen bağlantısının değerlendirmesinde bilgisayar programı kontrolündeki universal test cihazında 3-nokta eğme testi uygulandı (Chung ve ark., 2002; Özcan ve Uysal, 2005; Troia ve ark., 2008).

Testin uygulanması amacıyla 4 mm çapında iki adet çelikten meydana gelen düzenek ve kırma işlemine uygun olarak uç kısmının yüzey alanı 1,4 mm olan kırma çubuğu hazırlandı. Bu çubuk universal test cihazına (Instron, Llyod Instruments, West Sussex, İngiltere) yerleştirilerek sabitlendi. Örnekler porselen yüklemenin aksi yönünde bulunacak şekilde tam merkeze yerleştirildi ve metal örneğin tam ortasından 1 mm/dak hızla porselen metalden ayrılincaya dek yükleme yapıldı (Şekil 27) (Chung ve ark., 2002; Özcan ve Uysal, 2005; Troia ve ark., 2008).



Şekil 27. Test düzeneği ve test protokolünün uygulanması

Newton (N) cinsinden kaydedilen verilerin megapaskala (MPa) dönüştürülmesinde şu formül kullanıldı:

$$\Sigma = \frac{3P_F I}{2bd^2}$$

P_F : Maksimum kuvvet (N)

b : Örnek genişliği (mm)

d : Örnek kalınlığı (mm)

I : Dayanaklar arasındaki uzaklık (mm)

Σ = Bağlanma dayanıklılığı (MPa) (Troia ve ark., 2008).

3.8. Örneklerin Birinci Renk Ölçümlerinin Yapılması

Etüv cihazında bekletilen örneklerin diğer yarısı erken dönem renk analizi ve mikrosızıntı analizi işlemlerine tabi tutuldu.

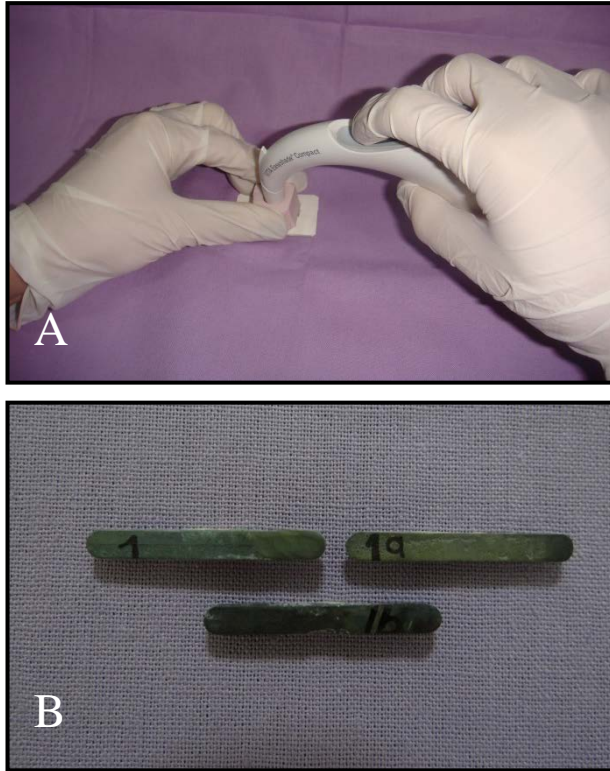
Renk analizinde bir spektrofotometre cihazı olan Vita Easyshade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanıldı. Değerlendirmenin yapılması sırasında ölçümlerin dış ortam ışığından etkilenmemesi amacıyla altta örneklerin porselen boyutlarına uygun ve porseleni tamamen çevreleyecek biçimde uyum sağlayan beyaz teflon bir kalıp hazırlandı. Ayrıca üstte spektrofotometrenin ölçüm ucunun çapına uygun merkezinde delik bulunan bir silikon kalıp (Zhermack Spa, Badia Polesine, İtalya) hazırlandı (Şekil 28).



Şekil 28. Renk ölçüm cihazı (solda) ve ölçümün yapılmasında kullanılan kalıp (sağda)

Kalıbın alt tarafındaki delik örneğin üstüne oturtuldu. Hemen üstünde yer alan daha büyük çaptaki deliğe de spektrofotometrenin ölçüm ucu etraftan herhangi bir ışık sızıntısına maruz kalmayacak şekilde oturtuldu ve ölçümler yapıldı (Şekil 29 A).

Ölçümler her örnek için üç kez tekrarlanarak birinci ölçümlerin ortalamaları L_0^* , a_0^* ve b_0^* değerleri olarak kaydedildi (Güler ve ark., 2005). Ayrıca birinci ve ikinci renk ölçümlerinin aynı örnekler üzerinde yapılmasına dikkat edilerek tüm örnekler numaralandırıldı (Şekil 29 B).

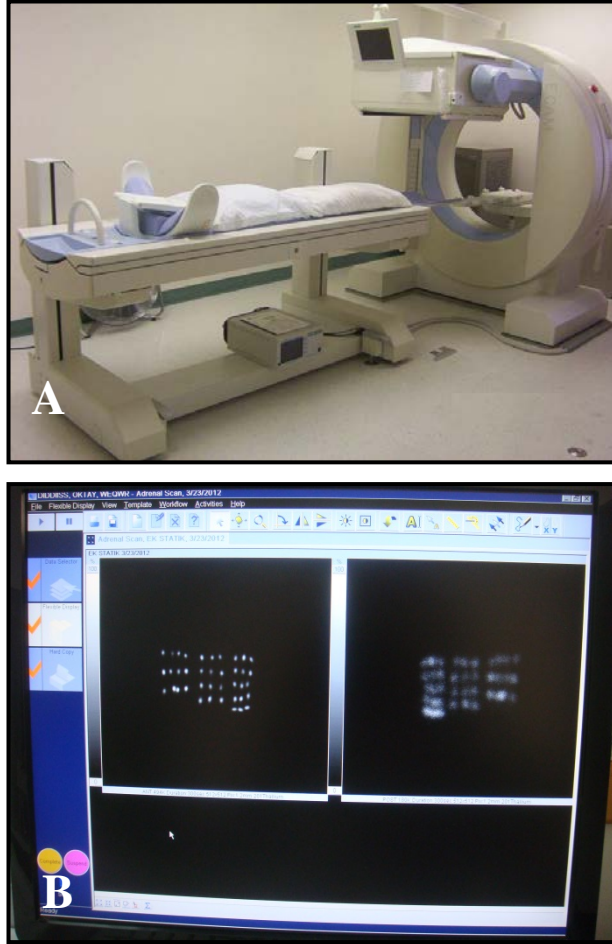


Şekil 29. A. Renk ölçüm işlemi **B.** Renk ölçümü sırasında örneklerin numaralandırılması

Her renk ölçümü prosedüründen önce cihaz, üretici talimatlarına uygun olarak şarj aparatının üzerinde bulunan kalibrasyon tablası kullanılarak kalibre edildi.

3.9. Örneklerin Birinci Mikrosızıntı Değerlendirilmelerinin Yapılması

Yüzey kaplama işlemleri sonrasında metal alt yapı ve porselen arasında meydana gelebilecek mikrosızıntı, radyoizotop yöntemi kullanılarak gamma kamera (Spect, Siemens, Erlangen, Almanya) ile analiz edildi (Şekil 30 A) (Saraç ve ark., 2004). Yöntemde 24 saat boyunca %2' lik talyum solüsyonunda (Monrol, Eczacıbaşı, İstanbul, Türkiye) bekletilen örnekler, daha sonrasında akan su altında fırçalanarak temizlendi. Metal-porselen ara yüzeyinde tutunan radyoizotopların gamma kamera ile görüntülenmesi sonrasında toplam sayımları yapıldı. Sayımlar her örnek için aynı piksel değerinde gerçekleştirildi ve sonuçlar kaydedildi (Şekil 30 B).



Şekil 30. A. Mikrosızıntı analizinin yapıldığı gamma kamera B. Örneklerin analiz görüntüleri

3.10. Yaşlandırma İşlemi

Birinci renk ve birinci mikrosızıntı değerlendirmeleri tamamlanan örnekler termal devirlendirme cihazında (Dentester Solubris Technica, İstanbul, Türkiye) $5\pm 2-55\pm 2^{\circ}\text{C}$ ' ler arasında 6000 devirlik yaşlandırma işlemine tabi tutuldu (her 500 devirde bir örnekler kontrol edildi ve hiç bekletilmeden yaşlandırma işlemine devam edildi) (Şekil 31). Yapılan bir çalışmada 6000 devrin klinik olarak 5 yılı temsil ettiği bildirilmiştir. Bu çalışmada olduğu gibi her iki banyo için daldırma zamanı 30 saniye; banyolar arasındaki transfer zamanı ise 10 saniye olarak ayarlandı (Fischer ve ark., 2009).



Şekil 31. Termal devirlendirme işlemi

3.11. Örneklerin İkinci Renk Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin ikinci renk ölçümleri, birinci renk ölçümü için tanımlanan şekilde yapıldı. Ölçümler her örnek için üç kez tekrarlanarak, ortalamaları L_1^* , a_1^* ve b_1^* değerleri olarak kaydedildi (Güler ve ark., 2005). Örneklerde meydana gelen renk değişiklikleri $\Delta E^* = [(L_1^* - L_0^*)^2 + (a_1^* - a_0^*)^2 + (b_1^* - b_0^*)^2]^{1/2}$ formülü ile hesaplandı (Lou, 2004; Ertan ve Şahin, 2005; Karamouzou ve ark., 2007; Johnston, 2009).

3.12. Örneklerin İkinci Mikrosızıntı Değerlendirmelerinin Yapılması

Örneklerin yaşlandırma sonrasında yapılan ikinci mikrosızıntı değerlendirmeleri birinci analizde tanımlandığı şekilde gerçekleştirildi. Toplam ve ortalama değerler olmak üzere sonuçlar kaydedildi.

3.13. Uzun Dönem Bağlantı Testinin Uygulanması

Uzun dönem metal-porselen bağlantısının değerlendirilmesinde, erken dönem bağlantının değerlendirilmesinde kullanılan 3 nokta eğme testi daha önce tanımlandığı şekilde uygulandı ve sonuçlar kaydedildi.

3.14. Metal-Porselen Bağlantı Başarısızlık Tipinin Belirlenmesi

3 nokta eğme testi sonrasında tüm gruplara ait örneklerin metal-porselen ara yüzünde görülen ayrılma tipleri ışık mikroskobunda (Leica MS5, Leica, Wetzlar, Almanya) incelenerek belirlendi.

3.15. İstatiksel Analiz

Çalışmamızın istatistiksel analizleri SPSS sürüm 16,0 (SPSS, Chicago, IL) ve Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Office 2007) kullanılarak yapıldı. Verilerin değerlendirilmesinde, ortalama, standart sapma, standart hata, maksimum ve minimum değerler gibi tanımlayıcı istatistiksel analizler kullanıldı. Veriler normal dağılıma uygunlukları açısından Kolmogorov-Smirnov testi ile analiz edildi.

Ni-Cr alt yapılara uygulanan iki farklı yüzey kaplama işlemine porselenle olan bağlantı değerlerinin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizinin (One-Way ANOVA) parametrik yöntemi Tukey testi kullanıldı.

Metal-porselen ara yüzünde meydana gelen mikrosızıntının ve mikrosızıntıya termal devirlendirme işleminin etkisinin değerlendirilmesinde verilerin normal dağılıma uygun olup olmadığı Kolmogorov-Smirnov testi ile belirlendi. Normal dağılıma uyduğu belirlenen veriler tek yönlü varyans analizinin (One-Way ANOVA) parametrik yöntemi Tukey testi ile değerlendirildi.

Örneklere termal devirlendirme işlemi sonrasında meydana gelen renk değişiklikleri için hesaplanan ΔE değerlerinin Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılıma uygunluğu araştırıldığında, normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Ortalamaların çoklu karşılaştırılmasında Tukey HSD testi kullanıldı.

Bağlanma dayanıklılığı ile mikrosızıntının arasındaki ilişki regresyon analizi ile incelendi.

4. BULGULAR

4.1. Metal-Porselen Bağlanma Dayanıklılığının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda kıymetsiz metal alaşımlarından nikel-krom (Ni-Cr) üzerine uygulanan iki farklı yüzey kaplama materyalinin (TiN ve (Ti,Al)N) metal-porselen bağlantısı üzerine etkilerini değerlendirmek üzere erken dönem (ED) ve termal yaşlandırma (TY) işlemi sonrası uygulanan 3 nokta eğme testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanıklılıklarının ortalama sayısal değerleri ve standart sapmaları (SS) Tablo 6' da görülmektedir.

Yüzey işleminin bağlanma dayanıklılığına etkisinin değerlendirildiği analizde veriler, Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak normal dağılıma uygunluk yönünden incelendi ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü ($p>0,05$). Erken dönem ve termal yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen veriler Post Hoc Tukey testi (Tablo 6) ve tek-yönlü varyans analizi (ANOVA) (Tablo 7 ve Tablo 8) ile istatistiksel olarak değerlendirildi.

Tablo 6. Gruplara ait ortalama bağlanma dayanıklılık değerleri

Gruplar	N	Yaşlandırma	
		Erken Dönem	Termal Yaşlandırma
K	24	110,7 ± 23,5 ^{ab} B	116,7 ± 38,5 ^a B
TiN	24	127,1 ± 24,5 ^b C	121,9 ± 23,3 ^{ab} C
TAN	24	98,9 ± 16,8 ^a A	94,4 ± 24,4 ^a A

*Aynı harfler (küçük harf: yüzey işlemleri, büyük harf: termal yaşlandırma gruplarını ifade etmektedir) arasında Post Hoc Tukey testine göre istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0,05$).

Tablo 7. Erken dönem bağlanma dayanıklılığı için tek yönlü ANOVA

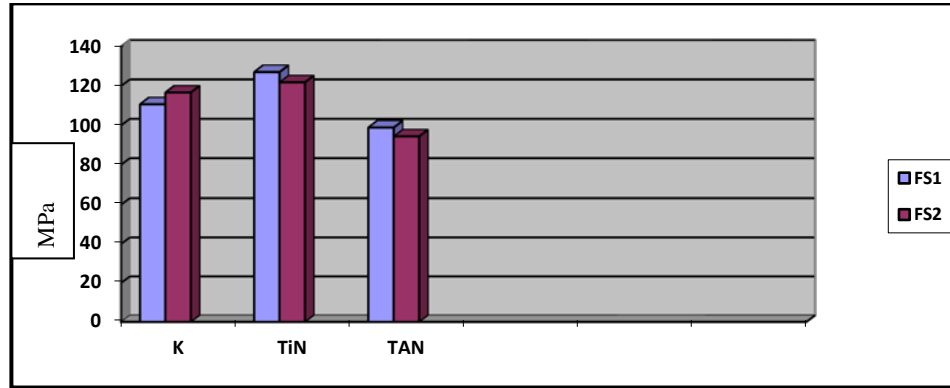
Erken Dönem	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	Sig.
Grup İçi	4934,38	2	2467,19	5,17	0,011
Gruplar arası	15734,50	33	476,80		
Toplam	20668,89	35			

Tablo 8. Termal yaşlandırma işlemi için tek yönlü ANOVA

Termal yaşlandırma	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	Sig.
Grup içi	5115,50	2	2557,75	2,92	0,068
Gruplar arası	28828,50	33	873,59		
Toplam	33944,00	35			

Erken dönem değerlendirmesinde (FS1) en yüksek bağlanma dayanıklılığı değeri TiN kaplama grubunda ($127,1 \pm 24,5$ MPa), en düşük bağlanma dayanıklılığı değeri ise (Ti,Al)N kaplama grubunda ($98,9 \pm 16,8$ MPa) elde edildi.

Termal yaşlandırma işlemi uygulanan gruplarda (FS2) ise, en yüksek bağlanma dayanıklılığı değeri TiN kaplama grubunda ($121,9 \pm 23,3$ MPa), en düşük bağlanma dayanıklılığı değeri (Ti,Al)N kaplama grubunda ($94,4 \pm 24,4$ MPa) elde edildi (Şekil 32).



Şekil 32. Grupların bağlanma dayanıklılığı dağılımı

Erken dönem tek yönlü varyans analizi ANOVA sonucuna göre, uygulanan yüzey işlemleri arasında istatistiksel fark vardır ($p < 0,05$). Termal yaşlandırma işlemi sonrasında yapılan tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonucuna göre uygulanan yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p > 0,05$).

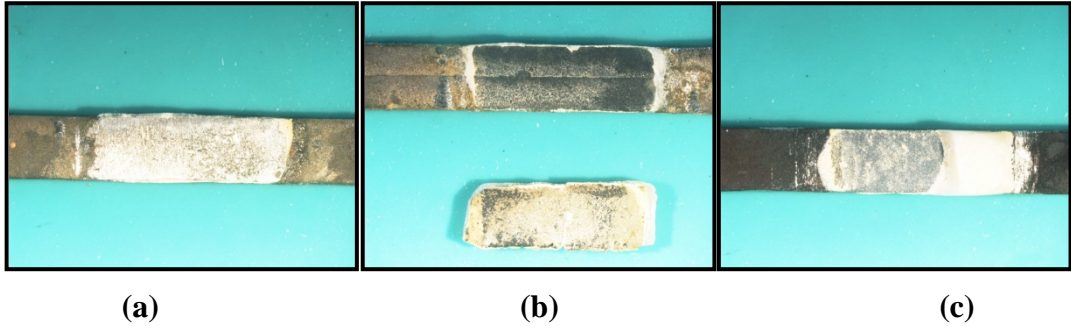
Erken dönem bağlanma dayanıklılığı karşılaştırılan gruplar arasında TiN ve (Ti,Al)N kaplama yapılan gruplar arasında istatistiksel fark bulunurken ($P < 0,05$), diğer gruplar arasında istatistiksel fark olmadığı gözlemlendi ($p > 0,05$). Termal yaşlandırma işlemi sonrası bağlanma dayanıklılığı karşılaştırılan gruplar arasında ise istatistiksel fark bulunmadı ($p > 0,05$).

4.1.1. Gruplarda 3-Nokta Eğme Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Tipleri

Çalışmamızda 3-nokta eğme testi uygulamaları sonucu gruplarda oluşan başarısızlık tiplerinin sayısal değerleri Tablo 9’ da gösterilmiştir. Oluşan başarısızlık tipleri içerisinde adeziv kırılmaların metal ile metal oksit arasında ve koheziv kırılmaların metal oksit-metal oksit arasında olduğu gözlemlendi. Oluşan başarısızlık tiplerinin görüntüleri Şekil 33’ de gösterilmektedir.

Tablo 9. Gruplarda bağlanma testi sonucu oluşan başarısızlık tipleri

Grup	n	Adeziv	Koheziv	Kombine
K1	12	7	3	1
TİN1	12	5	7	--
TAN1	12	4	8	--
K2	12	9	2	1
TİN2	12	4	8	--
TAN2	12	4	7	--



Şekil 33. Stereomikroskop görüntülerinden elde edilen başarısızlık tipleri **a:** Adeziv kırık **b:** Koheziv kırık **c:** Kombine kırık

4.2. Mikrosızıntının Değerlendirilmesi

Mikrosızıntı incelemesi, standardizasyonu sağlamak amacıyla sadece termal yaşlandırma için ayrılan gruplar üzerinde yapıldı. İlk mikrosızıntı verileri (MS1) termal yaşlandırma için ayrılan grupların 37°C’ de 24 saat bekletilmesinden sonra, ikinci mikrosızıntı verileri (MS2) örneklerin 6000 kez 5±2-55±2°C’ de termal yaşlandırma işlemine tabi tutulması sonrasında elde edildi.

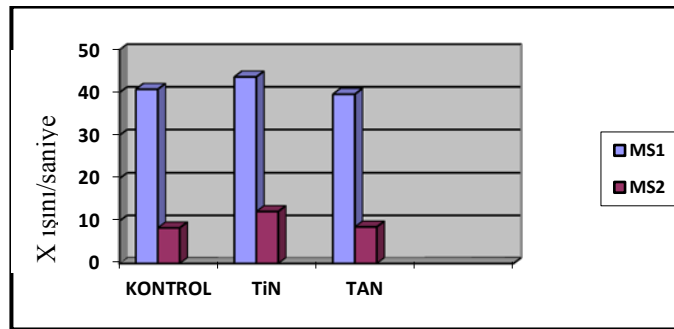
Çalışmamızda yüzey işlemlerinin ve yaşlandırma işlemlerinin metal alt yapı ile porselen arasındaki mikrosızıntıya etkilerini incelemek amacıyla yapılan gamma kamera görüntüleme değerlendirilmesi sonucunda elde edilen veriler Kolmogorow-Smirnow testi ile normal dağılım açısından değerlendirildi. Verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü ($p>0,05$). Buna göre, x-ışını ışınma değerlerinin ortalama sayısal değerleri ve standart sapmaları ile Post Hoc Tukey testi sonuçları Tablo 10’ da görülmektedir.

Tablo 10. Gruplara ait mikrosızıntı test bulguları (x ışını/saniye)

Grup	n	MS1	MS2
K2	12	38,7 ± 4,1 ^c A	9,4 ± 2,2 ^a B
TiN2	12	41,6 ± 9,9 ^c A	11,7 ± 2,5 ^b B
TAN2	12	38,4 ± 5,7 ^c A	8,3 ± 0,7 ^a B

*Aynı harfler (küçük harf: yüzey işlemleri, büyük harf: termal yaşlandırma gruplarını ifade etmektedir) arasında Post Hoc Tukey testine göre istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0,05$). MS1: ilk mikrosızıntı verileri, MS2: ikinci mikrosızıntı verileri.

İlk mikrosızıntı değerlendirmeleri sonucunda en yüksek mikrosızıntı değerinin TiN kaplama grubunda (42 x ışını/saniye), en düşük mikrosızıntı değerinin (Ti,Al)N kaplama grubunda (38 x ışını/saniye) olduğu tespit edildi. Yaşlandırma işlemi sonrasında aynı örneklere uygulanan mikrosızıntı testi verilerine göre ise, en yüksek mikrosızıntı değerinin TiN kaplama grubunda (12 x ışını/saniye), en düşük mikrosızıntı değerinin ise (Ti,Al)N kaplama grubunda (8 x ışını/saniye) olduğu saptandı (Şekil 34).



Şekil 34. Grupların mikrosızıntı değerlerinin dağılımları

Mikrosızıntı analizi sonucunda ilk ve ikinci mikrosızıntı verileri tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile değerlendirildi (Tablo 11).

Tablo 11. Mikrosızıntı karşılaştırmasında tek yönlü ANOVA sonuçları

		Kareler toplamı	df	Ortalama kare	F	Sig.
MS1	Grup içi	73,60	2	36,80	,75	0,481
	Gruplar arası	1620,46	33	49,11		
	Toplam	1694,05	35			
MS2	Grup içi	73,50	2	36,75	9,72	0,000
	Gruplar arası	124,78	33	3,78		
	Toplam	198,28	35			

Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçlarına göre, ilk mikrosızıntı analizinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$). Ancak yapılan ikinci mikrosızıntı analizinde gruplar arasında istatistiksel fark gözlemlendi ($p<0,05$).

Grup içi karşılaştırmalarında ilk mikrosızıntı verileri arasında istatistiksel fark bulunmazken ($p>0,05$), ikinci mikrosızıntı verileri değerlendirmesinde kontrol grubu ile TİN grubu arasında ve TİN ile TAN grupları arasında istatistiksel fark bulundu (sırasıyla $p<0,05$ ve $p<0,001$).

Yaşlandırma işleminin metal-porselen ara yüzeyindeki mikrosızıntı üzerine etkisi bağımlı iki grubun karşılaştırılması testi ile değerlendirildi (Tablo 12). Mikrosızıntı verilerinin gruplar arası karşılaştırmasında tüm gruplar arasında istatistiksel fark gözlemlendi ($p<0,001$).

Tablo 12. Bağımlı iki grubun karşılaştırılması testi

		Anlamlılık düzeyi				t	df	Sig.
Ort.	Std. Deviasyon	Std. Hata Ort.	95% Güvenilirlik Fark aralığı					
			Alt	Üst				
MS1	2,9736	5,34210	,89035	27,928	31,54362	33,39	35	0,000
MS2	1E1			60		8		

4.3. Renk Analizi

Renk analizi, mikrosızıntı analizinde olduğu gibi standardizasyonu sağlamak amacıyla termal yaşlandırma için ayrılan gruplar üzerinde yapıldı. İlk renk analizi termal yaşlandırma için ayrılan grupların 37°C’ de 24 saat bekletilmesinden sonra, ikinci renk analizi örneklerin 6000 kez 5±2 - 55±2°C’ de termal yaşlandırma işlemine tabi tutulması sonrasında elde edildi.

TiN ve (Ti,Al)N ile kaplanmış ve herhangi bir kaplama işlemi uygulanmamış metal alt yapının, restorasyonun sonuç rengi üzerine etkisinin değerlendirildiği çalışmamızda, spektrofotometrik analizde elde edilen verilere dayanarak hesaplanan renk farklılıkları (ΔE) ve standart sapma değerleri ile Post Hoc Tukey testi sonuçları Tablo 13’ de görülmektedir.

Renk analizinde elde edilen ΔE değerleri Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak normal dağılıma uygunluk yönünden incelendi ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Veriler tek-yönlü varyans analizi (ANOVA) (Tablo 14) ile istatistiksel olarak değerlendirildi. Tek-yönlü varyans analizine göre yüzey işlemlerinin renk üzerine etkili olduğu bulundu ($p < 0,001$). Renk analizinde gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu görüldü ($p < 0,001$)

Tablo 13. Renk analizi sonucunda hesaplanan renk farklılıkları

Grup	ΔE
K2	3,2 ± 1,4 ^a
TiN2	7,4 ± 2,0 ^b
TAN2	5,3 ± 2,4 ^c

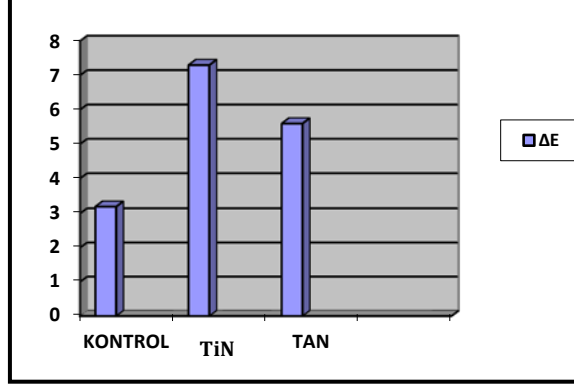
*Aynı harfler arasında Post Hoc Tukey testine göre istatistiksel olarak fark yoktur ($p > 0,05$). ΔE : renk farklılığı.

Tablo 14. Renk karşılaştırmasında tek-yönlü ANOVA sonuçları

ΔE	Kareler toplamı	Df	Ortalama kare	F	Sig.
Grup içi	105,33	2	52,66	13,13	0,000
Gruplar arası	132,29	33	4,00		
Toplam	237,62	35			

* ΔE : renk farklılığı

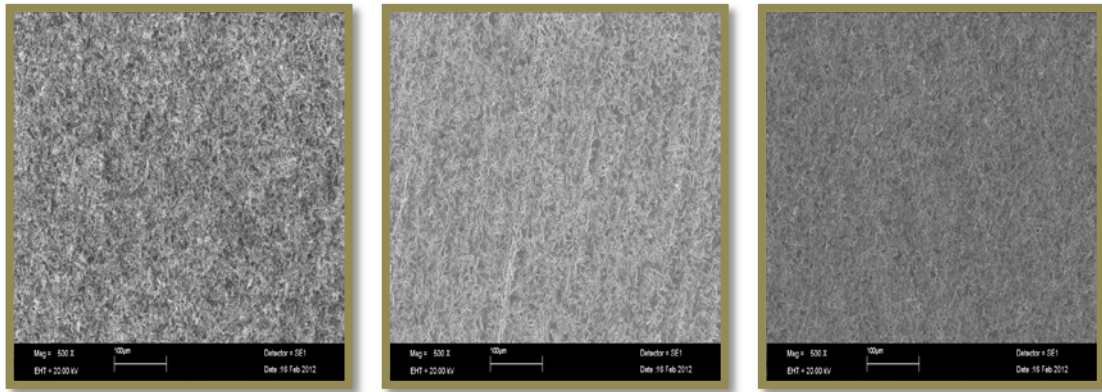
Yapılan spektrofotometrik analiz sonucuna göre, en yüksek ΔE değerinin TiN ile kaplanmış grupta ($7,4 \pm 2,0$), en düşük ΔE değerinin ise kontrol grubunda ($3,2 \pm 1,4$) olduğu saptandı (Şekil 35).



Şekil 35. Renk analizinde grupların dağılımları

4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi

TiN ve (Ti,Al)N kaplamalarının Ni-Cr metal alt yapı yüzeyinde oluşturduğu değişiklikler $\times 500$ büyütme ile, kaplama işlemlerinin yüzeyde oluşturduğu kalınlık $\times 20.000$ büyütme ile taramalı elektron mikroskobu kullanılarak (SEM) değerlendirildi (Şekil 36). Ayrıca SEM analizinde TiN kaplama materyalinin yaklaşık $1,55 \mu\text{m}$; (Ti,Al)N kaplama materyalinin ise $1,49 \mu\text{m}$ kalınlığında olduğu gözlemlendi (Şekil 37 ve Şekil 38).

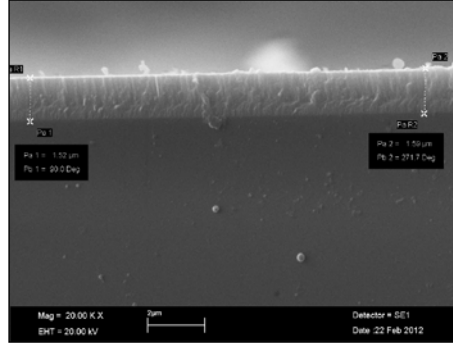


(a)

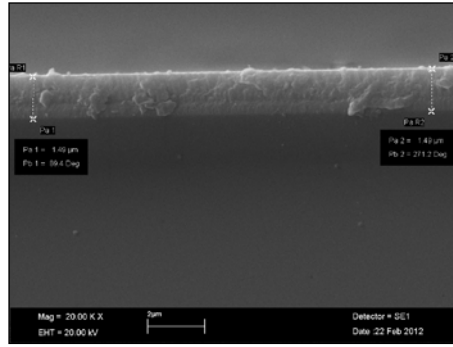
(b)

(c)

Şekil 36. Grupların SEM görüntüleri a: Kontrol grubu b: TiN kaplama grubu c: (Ti,Al)N kaplama grubu



Şekil 37. TiN kaplamanın kalınlığı



Şekil 38. (Ti,Al)N kaplamanın kalınlığı

4.5. Bağlanma Dayanıklılığı ve Mikrosızıntı Arasındaki İlişkinin Analizi

Termal yaşlandırma işlemi uygulanan gruplarda bağlanma dayanıklılığı ve mikrosızıntı arasındaki ilişkinin tespiti için yapılan regresyon analizi sonuçları Tablo 15’ de belirtilen aralıklara göre değerlendirilmiştir. Grupların regresyon analizinden elde edilen değerler Tablo 16’ da belirtilmiştir.

Tablo 15. Regresyon analizinde referans alınan aralıklar

r değeri	İlişki derecesi
0-0,25	Hiç ilişki yok veya çok zayıf
0,25-0,50	Zayıf-orta ilişki
0,50-0,75	İyi derecede ilişki
0,75-1	Çok iyi derecede ilişki

Tablo 16. Bağlanma dayanıklılığı ve mikrosızıntı arasındaki regresyon analizi sonuçları

Grup	FS2-MS
K	r = +0,578 p = 0,049
TiN	r = +0,789 p = 0,002
TAN	r = + 0,729 p = 0,001

*FS2: Uzun dönem bağlanma dayanıklılığı, MS: mikrosızıntı.

Bağlanma dayanıklılığı ve mikrosızıntı arasındaki ilişkinin değerlendirildiği regresyon analizine göre, bağlanma dayanıklılığı ve mikrosızıntı arasında ters yönde bir korelasyon söz konusudur. Sonuçlar kontrol grubu ve TiN grubunda iyi dereceli ilişki olduğunu; (Ti,Al)N grubunda ise çok iyi derecede ilişki olduğunu göstermiştir.

5. TARTIŞMA

Alternatif yüzey işlemlerinden biri olan yüzey kaplama metodunun metal alt yapı ile porselen arasındaki bağlantıya, metal-porselen ara yüzünde meydana gelebilecek mikrosızıntıya ve restorasyonun sonuç rengine olan etkilerini araştırdığımız bu çalışmanın sonuçları, yüzey kaplamanın metal-porselen bağlantısında, metal ile porselen arasındaki mikrosızıntıda ve restorasyonun renginde etkili olduğu tespit edildiğinden dolayı çalışmamızın hipotezi kabul edilmiştir.

Metal destekli porselen restorasyonlar, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan restoratif tedavi seçeneklerinden biridir. Üstün mekanik özelliklere sahip metal bir altyapı tarafından desteklenen porselen, estetik ve fonksiyonu bir araya getirir (Korkmaz ve Asar, 2009; Özçelik ve ark., 2011).

Metal destekli restorasyonların yapımında hala yaygın olarak kullanılan Ni-Cr alaşımları, alerjik reaksiyon, döküm zorluğu ve kontrol edilemeyen oksit tabakası oluşumu gibi dezavantajlarına rağmen yüksek sertlik, yüksek gerilme dayancı ve düşük maliyet gibi avantajlar sunmaktadır (Paulino ve ark., 2007; Liu ve ark., 2008). Huget ve ark.(1978) tarafından Ni-Cr alaşımlarının porselene iyi bağlanabildikleri ve iyi fiziksel özellikleri nedeniyle tercih edildikleri belirtilmiştir.

Sabit protetik restorasyonlarda kullanılmak üzere birçok porselen sistemi geliştirilmiştir. Yapılan bir araştırma kullanılan porselen tipinin bağlantı değerleri üzerinde önemli bir etkisinin olmadığını göstermiştir (Roulet ve ark., 1995; Özcan ve ark. 2001). Çalışmamızda ülkemizde kullanımı yaygın olan bir feldspatik porselen (Vita VMK Master) kullanılmıştır.

Uzun yıllardır kullanılıyor olmalarına rağmen metal destekli porselen restorasyonlarda hala birtakım başarısızlıklar yaşanabilmektedir. Glantz ve arkadaşları (1993), hemen hemen tüm başarısızlıkların ilk 5 yıl içinde gerçekleştiğini bildirmişlerdir. 2 yıl fonksiyon gören restorasyonlarda %2-4 oranında başarısızlık görülürken, bu oranın 4-5 yıl fonksiyon gören restorasyonlarda %20 ile 25'e yükseldiği belirtilmiştir (Kelsey ve ark., 1995). Benzer başka bir çalışmada ise, 10 yıllık bir zaman diliminde sabit protetik restorasyonların %93 oranında başarı gösterdiği ifade edilmiştir (Karlsson, 1986; Tan ve ark., 2004),

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Alternatif yüzey işlemlerinden biri olan yüzey kaplama metodunun metal alt yapı ile porselen arasındaki bağlantıya, metal-porselen ara yüzünde meydana gelebilecek mikrosızıntıya ve restorasyonun sonuç rengine olan etkilerini araştırdığımız bu çalışmanın sınırları dahilinde ulaşılan sonuçlar ve öneriler şu şekilde özetlenebilir:

1) Çalışmamızda Ni-Cr metal alt yapı ile porselen arasındaki bağlantı değerlerinin hem erken dönemde hem de yaşlandırma işlemi sonrasında TiN kaplama grubunda en yüksek, (Ti,Al)N kaplama grubunda en düşük olduğu tespit edilmiştir. Bu noktada farklı alaşım türündeki alt yapılar ve farklı yaşlandırma süreleri sonrasında bağlantı dayanıklılığını değerlendirilen çalışmaların yapılması yararlı olacaktır. Ayrıca kaplama işlemi uygulanan metal alt yapı ile porselen arasındaki bağlantının değerlendirilmesinde, kaplamanın yüzey karakteristiği göz önünde bulundurulması gereken bir parametre olabilir. Bu tez çalışmasının amaçları arasında yer almayan TiN ve (Ti,Al)N kaplamaların yüzey karakteristiği çalışmamızın sınırlarındandır ve yapılacak yeni çalışmalarda değerlendirilebilir.

2) Yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasında yapılan mikrosızıntı analizi sonuçlarına göre, en yüksek ortalama değer TiN kaplama grubunda, en düşük ortalama değer ise (Ti,Al)N kaplama grubunda olduğu tespit edildi. Yapılan literatür taramalarında yüzey kaplama işlemleri sonrasında metal-porselen ara yüzünde meydana gelebilecek mikrosızıntıyı inceleyen herhangi çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamız bu konuda gelecekte yapılacak olan araştırmalara yol gösterici nitelikte olabilir.

3) Renk analizi sonuçlarına göre, en yüksek ΔE değerinin TiN ile kaplanmış grupta, en düşük ΔE değerinin ise kontrol grubunda olduğu saptanmıştır. Literatürde yaşlandırmayla birlikte yüzeyi kaplanmış metal alt yapıların kullanılarak hazırlandığı metal destekli porselen restorasyonlarda meydana gelen renk farklılıklarını inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Yeni yapılacak çalışmalarda farklı yüzey kaplama işlemi uygulanmış metal alaşımlar ile hazırlanan porselen restorasyonlarda, farklı yaşlandırma sürelerinin restorasyonun rengi üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi önerilebilir.

KAYNAKLAR

- Acar A. Döküm yoluyla elde edilen titanyuma farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra üç tip titanyum porseleni ile bağlantısının değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Doktora Tezi. 2005;34-39.
- Akın A. Vitapan classical ve Vitapan 3D master renk anahtarları kullanılarak renk seçimi yapılmış metal destekli seramik kronların, doğal dişe göre renk uyumlarının araştırılması. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Doktora Tezi. 2003;31-33.
- Akın E. Diş hekimliğinde porselen. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1999; 93(3):11-26.
- Akyıl MŞ, Duymuş ZY. Kıymetsiz metal alaşımlarında metal-porselen bağlantısına artık metal kullanımı, kaplama uygulaması ve oksidasyon ısısının etkilesinin incelenmesi. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009;33(3):2-13.
- Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Effects of endodontic post surface treatment, dentin conditioning and artificial aging on retention of glass reinforced composite resin posts. J Prosthet Dent. 2010;103(1):31-39.
- Alp A. Çeşitli metal alaşımlarının biyolojik ortamda iyon salınımlarının değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi. 2003;6.
- Altun H, Sen S. The effect of PVD coatings on the corrosion behaviour of AZ91 magnesium alloy. Mater Design. 2006;27(10):1174-1179.
- Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 10. Baskı, Pennsylvania, WB Saunders Company. 1996;436-589.
- Anusavice KJ. Dental ceramics. In: Anusavice KJ, editors. Phillips' science of dental materials, 11th Ed., St. Louis, WB Saunders Company. 2003;655-719.
- Anusavice KJ, Brantley LA. Physical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, editor. Phillips' science of dental materials, 11th Ed., St. Louis, WB Saunders Company. 2003;41-72.
- Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prosthesis. Clin Oral Impl Res. 2007;18(3):218-231.
- Atsu S, Berksun S. Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two firing atmospheres. J Prosthet Dent. 2000;84(5):567-574.

- Ayyıldız S, Uyar HA, Yüzügüllü B. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009;19(3):219-226.
- Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. J Mater Sci Mater Med. 2004;15:935-949.
- Baydaş S. Kuron-köprü protezleri. 1. Baskı, Erzurum, Özyurt Matbaacılık. 2005;202-216.
- Bayındır F, Wee AG. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2006;30(3):40-6.
- Bilmeyer FW, Saltzman M. Principles of color technology. 3rd ed., New York; John Wiley & Sons, Inc.1981.
- Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int. 2002;33(6):415-426.
- Calnan CD. Nickel dermatitis. Brit J Dermatol. 2006;68(7-8):229-236.
- Cansever N. Manyetik alanda sıçratma yönteminde son gelişmeler. Mühendis ve Makine Dergisi. 2001;496(5):18-23.
- Chu SJ, Devigus A, Mieleszko A. Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry. 11th ed., Illinois, Quintessence 2004;1-99.
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. J Dent. 2010;38(2):2-16.
- Chung KH, Duh JG, Shin D, Cagna DR, Cronin RJ. Characteristics and porcelain bond strength of (Ti,Al)N coating on dental alloys. J Biomed Mater Res. 2002;63(5):516-521.
- Christensen G. Choosing an all ceramic restorative material. J Amer Dent Assoc. 2010;138(5):662-665.
- Craig, RG, Powers JM. Restorative dental materials, 11. Baskı, St Louis, Mosby. 2002;584-587.
- Crim GA, Swartz ML, Philips RW. Comparison of four thermocycling techniques. J Prosthet Dent. 1985;53(1):50-3.
- Dancy WMK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog ME. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. J Esthet Restor Dent. 2003;15(2):114-122.

- Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent.* 2008;99(5):361-8.
- Denry IL. Ceramics. In: Craig RG, Powers JM., editors. *Restorative dental materials*, 11th Ed., St Louis; Mosby Year Book Inc. 2002;550-574.
- Erdemir U, Yaman BC. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve mikrosızıntı araştırma yöntemleri. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2011;45(1): 25-35.
- Erdilek D, Dorter C, Koray F, Kunzelmann KH, Efes BG, Gomec Y. Effect of thermo-mechanical load cycling on microleakage in Class II ormocer restorations. *Eur J Dent.* 2009;3(3):200-205.
- Eroğlu E, Küçükeşmen HC, Uluhan B. S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi kliniğine müracaat eden hastaların diş rengi dağılımının saptanması. *SDÜ Tıp Fak Derg.* 2007;14(2):28-32.
- Ertan AA, Şahin E. Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study. *J Oral Rehab.* 2005;32(5):358-361.
- Ertaş E, Güler AU, Yücel AÇ, Köprülü H, Güler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J.* 2006;25(2):371-376.
- Ferrari M, Mannocci F, Mason PN, Kugel G. In vitro leakage of resin bonded all-porcelain crowns. *J Adhes Dent.* 1999;1(3):233-242
- Fischer J., Zbären C., Stawarczyk B., Hämmerle C.H. The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. *J Dent.* 2009;37(7):549-53.
- Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: Science and strategies. *Int J Periodont Restor Dent.* 2003;23(5):467-79.
- Garbelini WJ, Henriques GEP, Junior MT, Mesquita MF, Dezan CC. Evaluation of low-fusing ceramic systems combined with titanium grades II and V by bending test and scanning electron microscopy. *J Appl Oral Sci.* 2003;11(4):354-360.
- Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G. Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *Int J Comput Dent.* 2009;12(3):247-263.
- Glantz PJ, Nilner K, Jendresen MD, Sundberg H. Quality of fixed prosthodontics after 15 years. *Acta Odontol Scand.* 1993;51(4):247-252.
- Grossman ES, Sparrius O. Marginal adaptation of composite resin-reinforced dentinal cavities. *J Prosthet Dent.* 1990;64(5):519-522.

- Güler AU, Kurt S, Kulunk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2005;93(5):453-8.
- Gündüz O, Oktar F, Salman S. Effect of pulse bias voltage on ZrN coatings by cathodic vacuum arc. *Sigma Mühendislik ve Fen Bilimleri Dergisi.* 2005; 23(3):49-57.
- Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Vonhagen S. Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling and cavity shape difference. *J Prosthet Dent.* 2000;83(2):194-203.
- Hammad IA, Talick YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of literature. *J Prosthet Dent.* 1996;75(6):602-608.
- Heikkinen TT, Lassila LVJ, Matinlinna JP, Vallittu PK. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand.* 2007;65(4):241-248.
- Heintze SD. Systemic reviews: I. Correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. Correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent.* 2007;9(1):77-106.
- <http://tr.wikipedia.org/wiki/Işık>, 2012.
- http://begousa.com/media/Wiron99_brochure.pdf, 2012.
- Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *J Oral Rehab.* 2005;32(3):206-212.
- Huget EF, Vlica JM, Wall RM. Characterization of two ceramic-base-metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1978;40(6):637-641.
- İnçal E. PVD yöntemi ile kaplanan HSS takım çeliklerin karakterizasyonu ve aşınma dayanımının incelenmesi. Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul, Yüksek Lisans Tezi. 2007;10-27.
- Janda R, Roulet JF, Latta M, Damerou G. Spark erosion as a metal-resin bonding system. *Dent Mater.* 2007;23(2):193-197.
- Jodaikin A. Experimental microleakage around ageing dental amalgam restorations: a review. *J Oral Rehab.* 1981;8(6):517-526.
- Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989;68(5):819-22.
- Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004;32(1):3-12.

- Karaağaç E., Zaimoğlu A. Farklı Dental Alaşımları Üzerine Hazırlanan Düşük Isı Porselenlerinin Bağlantı Karakterizasyonu, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi. 2005;32(1):55-63.
- Karadağ S. Mikrosızıntı araştırma teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi. 2005;15(2):80-87.
- Karakaş Ö. Kuvars fiber postlarda farklı kor materyallerinin koronal mikrosızıntıya ve dişlerin kırılma dayanımına etkisi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Samsun, Doktora Tezi. 2010;40.
- Karamouzos A, Papadopoulou MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. J Oral Rehabil. 2007;34(8):613-21.
- Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. J Oral Rehabil. 1986;13(5):423-432.
- Keleşoğlu E. Sert kaplamalar üretim teknikleri ve özellikleri. İstanbul, 2011. www.yildiz.edu.tr/~ergunk, 2012.
- Kelsey WP, Cavel T, Blankenau RJ, Barkmeier WW. 4 year clinical study of castable ceramic crown. Am J Dent. 1995;8(5):259-64.
- Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş hekimliğinde renk seçimi. Hacettepe Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi. 2009;33(4):52-58.
- Kidd EA. Microleakage; a review. J Dent.1976;4(5):199-206.
- Kim JT, Cho SA. The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. J Prosthet Dent. 2009;101(2):101-106.
- Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. J Prosthet Dent. 2009;101(3):193-199.
- Kisselova S. Prevalance of metal sensivity in symptomatic patients with dental alloy restorations and relation to the clinical manifestations. Biotechnol Biotec. 2010;24(2):1870-1873.
- Korkmaz T, Asar V. Comparative evaluation of bond strength of various metal-ceramic restorations. Mater Design. 2009;30(3):445-451.
- Köksal N.S., Çetin S. Ni-Cr esaslı dental malzemelerin farklı döküm koşullarında mekanik özelliklerinin değişimi. Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi. 2008;4(1):45-54.

- Kuzu YR. Çeşitli materyallerle kaplanan akrilik rezinlere candida albicans tutunmasının değerlendirilmesi. Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, Doktora tezi, 2011;31-38.
- Külünk T. Fiberle güçlendirilmiş kompozit ve tam seramiklerde tamir dayancı üzerinde tamir materyallerinin ve ışık kaynaklarının etkilerinin incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2006;31-33.
- Kümbüloğlu TÖ. Porselen restorasyonların tamirinde kullanılan farklı tamir materyallerinin çeşitli yüzey preparasyonları uygulanarak; kopma, bağlanma, kırılma dirençlerinin in vitro ve in vivo olarak karşılaştırmalı değerlendirilmesi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Doktora tezi, 2003;15-29.
- Lee JH, Kim JD, Oh JS, Park SJ. Effect of Al coating conditions on laser weldability of Al coated steel sheet. T Nonferr Metals Soc. 2009;19(4):945-951.
- Lee YK, Yoon TH, Lim BS, Kim CW, Powers JM. Effects of colour measuring mode and light source on the colour of shade guides. J Oral Rehabil. 2002;29(11):1099-107.
- Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load- cycling on the bond strength of porcelain repair systems. J Oral Rehab. 1999;26(2):130-137.
- Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, Sperner F, Schafer A. Bond strength of metal-ceramic systems in three-point flexure bond test. J Appl Biomater. 1995;6(1):55-64.
- Lin HC, Wu SC, Ho WF, Huang LH, Hsu HC. Effects of surface treatments on bond strength of dental Ti-20Cr and Ti-10Zr alloys to porcelain. J Alloys Compd. 2010;505(1):332-336.
- Liu GT, Duh JG, Chung KH, Wang JH. Mechanical characteristics and corrosion behavior of (Ti,Al)N coatings on dental alloys. Surf Coat Technol. 2005;200(7):2100-2105.
- Liu J, Qui XM, Zhu S, Sun DQ. Microstructures and mechanical properties of interface between porcelain and Ni-Cr alloy. Mater Sci Eng A. 2008;497(1-2):421-425.
- Lou MR. Colorimetry. In: Paravina R, Powers J, editors. Esthetic color training in dentistry. 1st Ed., St. Louis, Mosby Inc. 2004;17-38.
- Motta A, Pereira L, Cunha A. All ceramic and porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures: a comparative study by 2d finite element analyses. J Appl Oral Sci. 2007;15(5):399-405.

- McCrory PV, Combe EC, Piddock V. Magnetron sputtered tin coatings on unbiased ceramic substrates. *Dent Mater.* 1998;14(1):72-79.
- McLean JW. The science and art of dental ceramics. Vol 1. Chicago, Quintessence. 1979;69-72.
- McLean JW. The metal ceramic restoration. *Dent. Clin. N. Amer.* 1983;27:747-61.
- Murray AK, Attrill DC, Dickinson MR. The effects of XeCl laser etching of Ni-Cr alloy on bond strengths to composite resin: a comparison with sandblasting procedures. *Dent Mater.* 2005;21(6):538-544.
- Naylor WP. Introduction to metal-ceramic technology. 2.Baskı, Chicago, Quintessence. 1992;28-38.
- Nohl FSA, Steele JG, Wassell RW. Crowns and other extra coronal restorations: Aesthetic Control. *Braz Dent J.* 2002;192(8):443-50.
- Noie F, O' Keefe KL, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *Int J Prosthodont.* 1995;8(1):51-5.
- O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3.Baskı, Chicago, Quintessence. 2002;204-207
- O'Brien WJ. Color and appearance. In: O'Brien WJ. Editor. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd Ed., Canada, Quintessence Publishing Co Inc. 2002;24-36.
- Oh DJ, Kim HJ, Chung CH. A Study on mechanical properties of TiN, ZrN and WC coated film on the titanium alloy surface. *J Korean Acad Prosthodont.* 2006; 44(6):740-750.
- Okay F. PVD ile Tin kaplı östemperlenmiş küresel grafitli dökme demirlerin adeziv aşınma davranışlarının incelenmesi. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi. 2006;21-32.
- Omar H, Atta O, El-Mowafy O, Khan SA. Effect of CAD-CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. *J Dent.* 2010;38(2):95-99.
- Ozel E, Korkmaz Y, Attar N. Influence of location of the gingival margin on the microleakage and internal voids of nanocomposites. *J Contemp Dent Pract.* 2008;9(7):65-72.
- Özcan M. Evaluation of intraoral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehab.* 2003;30(2):194-203.
- Özcan M, Alkumru H, Gemalmaz D. Effect of surface treatment on shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont.*2001;14(4):335-339.

- Özcan M, Uysal H. Effects of silicon coating on bond strength of two different titanium ceramic to titanium. *Dent Mater.* 2005;21(8):773-9.
- Özçelik TB, Yılmaz B, Ozcan I, Wee AG. Color change during the surface preparation stages of metal ceramic alloys. *J Prosthet Dent.* 2011;106(1):38-47.
- Özdemir E. Farklı yüzey hazırlıklarının porselen materyalinin bağlantı direncine olan etkilerinin incelenmesi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diyarbakır, Doktora Tezi, 2005;10.
- Papadopoulos TD, Spyripoulos KD. The effect of a ceramic coating on the cpTi-porcelain bond strength. *Dent Mater.* 2009;25(2):247-253.
- Park S, Kim Y, Lim H, Oh G, Kim H, Ong JL, Lee K. Gold and titanium nitride coatings on cast and machined commercially pure titanium to improve titanium-porcelain adhesion. *Surf Coat Technol.* 2009;203(20-21):3243-3249.
- Paravina RD, Powers, JM. *Esthetic color training in dentistry.* 1st ed., St Lois, Elsevier-Mosby. 2004;3-47.
- Park S, Kim Y, Lim H, Oh G, Kim H, Ong JL, Lee K. Gold and titanium nitride coatings on cast and machined commercially pure titanium to improve titanium-porcelain adhesion. *Surf Coat Technol.* 2009;203(20-21):3243-3249.
- Paulino SM, Leal MB, Pagnano VO, Bezzon OL. The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent.* 2007;98(6):445-454.
- Powers JM. Optical, thermal and electrical properties. In: Craig RG, Powers JM editors. *Restorative dental materials.* 11th ed., St Louis, Mosby. 2002;38-66.
- Pröbster L, Maiwald U, Weber H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *Eur J Oral Sci.* 1996;104(3):313-319.
- Quaas AC, Heide S, Freitag S, Kern M. Influence of metal cleaning methods on the resin bond strength to NiCr alloy. *Dent Mater.* 2005;21(3):192-200.
- Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Dejoui J. Reliability of in vitro microleakage tests: a review of literature. *J Adhes Dent.* 2001;3(4):581-586.
- Roberts HW, Berzins DW, Moore KM, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont.* 2009;18(2):188-194.
- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(3):297-307.

- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 3rd ed., St Louis, The Mosby Inc Co. 2001;592-609.
- Roulet JF, Soderholm KJM, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. J Dent Res. 1995;74(1):381-387.
- Ruddell D.E, Thompson JY, Stoner BR. Mechanical properties of a dental ceramic coated by rf magnetron sputtering. J Biomed Mater Res. 2000;51(3):316-320.
- Russell MD, Gulfranz M, Moss BW. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. J Oral Rehab. 2000;27(9):786-792.
- Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. J Prosthet Dent 2003;90(1):10-17
- Samra APB, Pereira SK, Delgado LC, Borges CP. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. Braz Oral Res. 2008;22(3):205-210.
- Saraç YŞ, Başoğlu T, Ceylan GK, Saraç D, Yapıcı O. Effect of denture base surface treatment on microleakage of a silicone-based resilient liner. J Prosthet Dent. 2004;92(3):283-287.
- Sarıkaya I, Güler AU. Diş hekimliği uygulamalarında renk kavramı. J Dental Sci. 2009;15(2):118-129.
- Savaş S. PVD metodu ile TiN kaplanmış S 6-5-2 yüksek hız çeliğinin aşınma davranışlarının incelenmesi. Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, Yüksek Lisans Tezi, 2004;20.
- Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent. 1986;56:35-40.
- Sert H. PVD ile TiN kaplanmış alüminyum ekstrüzyon kalıplarının yüzey özellikleri ve aşınma performanslarının deneysel incelenmesi. Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, Doktora Tezi, 1997;24.
- Setcos J, Babaei-Mahani A, Silvio L, Mjör I, Wilson N. The safety of nickel containing dental alloys. Dent Mater. 2006;22(12):1163-1168.
- Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterization of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. J Dent. 2000;28(6):441-445.
- Şafak HE. Yüzeyi PVD yöntemiyle kaplanmış metallerin tribolojik özelliklerinin belirlenmesi. Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Yüksek Lisans Tezi, 2008;45-46.

- Şahin N. Vital ağartma ajanlarının farklı porselenler üzerine etkileri; yüzey sertliği, pürüzlülüğü, renk değişikliği ve oral bakteri tutunumunun in vitro olarak incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora tezi. 2003;69-70.
- Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ESY. A systemic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures after an observation period of 5 years. Clin Oral Imp Res.2004;(15):654-666.
- Tanaka K, Kimoto K, Sawada T, Toyoda M. Shear bond strength of veneering composite resin to titanium nitride coating alloy deposited by radiofrequency sputtering. J Dent. 2006;34(4):277-282.
- Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. J Dent. 1992;20(1):3-10.
- Tek Z, Gügör MA, Çal E, Sonugelen M, Artunç C, Oztarhan A. A study of the mechanical properties of TiN coating of Cr-Ni alloy. Surf Coat Technol. 2005; 196(1):317-320.
- Teixera EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson J.Y. Dynamic fatigue behaviour of dental porcelain modified by surface deposition of a thin film. J Prosthodont, 2008;17(7):527-531.
- Tiritoğlu M. Kenar sızıntısı belirleme yöntemleri. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1994;15(1):132-138.
- Troia MG, Henriques GEP, Mesquita MF, Fragoso WS. The effect of surface modifications on titanium to enable titanium-porcelain bonding. Dent Mater. 2008;24(1):28-33.
- Türküz MC. Fiziksel buhar biriktirme yöntemi ile yapılan zirkonyum nitrür ince film kaplamanın kaplama parametrelerinin incelenmesi ve optimizasyonu. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora Tezi. 2006;10-15.
- Uçar Y, Akşahin Z, Kurtoğlu C. Metal ceramic bond after multiple castings of base metal alloy. J Prosthet Dent. 2009;102(3):165-171.
- Ünsal K, Üşümez A. Çeviri editörleri. Shillenburg HT, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Sabit protezin temelleri. 3. Baskı, İstanbul, Quintessence. 2010;431.
- Vaidya NA, Parkhedkar RD. The effect of three methods of surface treatments on Flexural bond strength of non precious alloy-ceramic interface; evaluated by four point bending test and scanning electron microscope analysis. JIDA. 2010;4(11):387-392.
- Van der Burgt TP, Bosch JJ, Borsboom PC, Plasschaert AJ. A new method for matching tooth colors with color standards. J Dent Res. 1985;64(5):837-41.

- Vasquez VZC, Ozcan M, Kimpara ET. Evaluation of interface characterization and adhesion of glass ceramics to commercially pure titanium and gold alloy after thermal and mechanical loading. *Dent Mater.* 2009;25(2):221-231.
- Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):351-363.
- Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 2002;87(6):657-66.
- www.daicolor.co.jp/english/color_e/color, 2012.
- www.wikipedia.org/wiki/Fiziksel_Buhar_Biriktirme, 2012.
- www.wikipedia.org/Sağtırma_biriktirme, 2012.
- Yap AU, Chew CL, Ong LF, Teoh SH. Marginal gap formation of composites in dentine: effect of water storage. *J Oral Rehab.* 2003;30(3):236-242.
- Yavuzylmaz H. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. 1. Baskı, Ankara; Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi. 1996;278:304-305.
- Yılmaz H, Dinçer C. Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. *J Dent.* 1999;27:215-222.
- Yücel E, Çiçek A. İmalat alanında yaygın olarak kullanılan mikro işleme teknikleri. *SAÜ Fen Bilimleri Dergisi.* 2011;15(1):46-59.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dental porselenler. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L., Editörler, Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, 1. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 1993;355-390.
- Zaimoğlu A, Can G. Porselen-metal kronlar. Zaimoğlu A, Can G. Editörler, Sabit Protezler, 1. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2004;111-133.
- Zhang JX, Chandel RS, Seow HP. Effects of chromium on the interface and bond strength of metal-ceramic joints. *Mater Chem Phys.* 2002;75(1):256-259.
- Zivkovic S, Bojovic S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod.* 2001;91(3):353-8.

4) Yapılacak yeni çalışmalarda, TiN ve (Ti,Al)N kaplamaların oksidasyon sıcaklıkları ile daha uyumlu ultra dūřuk ısılı porselen kullanılmasının bağlanma dayanıklılığına etkisi değerlendirilebilir.

5) Yūzey kaplama metodu olarak sadece reaktif manyetik alanda sıçratma kullanılması çalışmamızın sınırlarındandır. Metal alt yapıların kaplanmasında farklı yūzey kaplama metodlarının karşılaştırıldığı yeni çalışmaların yapılması faydalı olabilir.

Sonuç olarak, tez çalıřmamızda yapılan deėerlendirmelerde, yūzey kaplama iřlemi uygulanan gruplarda sadece standart yūzey iřleminin uygulandıėı kontrol grubuna gōre ūstūn bir fark elde edilmiř olmamakla birlikte konuyla ilgili yeni yapılacak karřılařtırmalı çalıřmalara ihtiyaç vardır.

Metal-porselen restorasyonlarında uzun süreli başarı elde etmenin ilk şartı, porselenin metalle iyi bir bağlantı oluşturmasıdır (Yılmaz ve Dinçer, 1999; Atsu ve Berksun, 2000; Zhang ve ark., 2002; Quaas ve ark., 2005; Uçar ve ark., 2009). Craig ve Powers (2002), metal alt yapıya uygulanan yüzey işleminin metal ile porselen arasında kuvvetli bir bağ oluşturmada en önemli faktör olduğunu belirtmişlerdir. Metal-porselen bağlantısının değerlendirildiği tez çalışmamızda, metal yüzeyine kumlama ve yüzey kaplama olmak üzere iki farklı işlem uygulanmıştır.

Metal yüzeyinin kumlanması işleminin yüzey alanını arttırması ve yüzey gerilimini azaltması sonucunda porselenin metale daha iyi tutunduğu bilinmektedir. Ayrıca kumlama işlemi mikromekanik retansiyon sağlamaktadır (Özcan, 2003). Palladyum-bakır ve nikel-krom alaşımlarının kullanıldığı bir çalışmada, metal alt yapıların porselenle olan bağlanma dayanıklılıklarının polisajlanmış yüzeylerde alüminyum oksit partikülleri ile kumlanan yüzeylere kıyasla daha düşük olduğu ifade edilmiştir (sırasıyla $26,2 \pm 1,6$ MPa' dan $47,5 \pm 3,8$ MPa' a ve $27,6 \pm 2,6$ MPa' dan $40,0 \pm 4,1$ MPa' a) (Lenz ve ark., 1995). Fischer ve ark. (2009) yapmış oldukları bir çalışmada ise, sadece polisaj yapılmış metal alt yapılara uygulanan porselenin, alüminyum oksit partikülleri ile kumlanan metal alt yapılara uygulanan porselenden daha düşük bağlanma gerçekleştirdiğini bildirmişlerdir. Konuyla ilgili daha önce yapılan çalışmalar göz önünde bulundurularak çalışmamızda $50 \mu\text{m}$ boyutundaki Al_2O_3 partikülleri ile yapılan kumlama işlemi, standart olarak 2 bar basınçta, 10 mm mesafeden 15 sn boyunca uygulanmıştır.

Çalışmamızda tercih ettiğimiz yüzey işlemlerinden biri olan yüzey kaplama, ortopedik protezlerde, kalp kapakçıklarında ve dental implantlarda yaygın uygulama alanına sahiptir (Chung ve ark., 2002; Tanaka ve ark., 2006). Bu tekniklerden biri olan PVD; vakum altındaki malzemelerin buharlaştırılarak veya sıçratılarak atomların yüzeyden koparılması ve kaplama yapılacak yüzeyde atomsal veya iyonsal olarak biriktirilmesi esasına dayanmaktadır. PVD yöntemi ile kaplanacak materyaller genellikle metal olduğu için belirli bir sıcaklık derecesine ($200-1600^\circ\text{C}$) kadar ısıtılır. Yüksek taban malzemesi ısısında gerçekleştirilmiş kaplamalarda, daha iyi yapışma, daha yüksek sertlik ve aşınma direnci elde edilir (Savaş, 2011). Manyetik alanda sıçratma yöntemi, diş hekimliği araştırmalarında malzemenin korozyon direnci, biyouyumluluğu, mekanik ve estetik özelliklerini geliştirmek amacıyla en sık kullanılan

PVD yöntemlerindedir (McCrocy ve ark., 1998; Chung ve ark., 2002; Zhang ve ark., 2002; Liu ve ark., 2005; Tek ve ark., 2005; Tanaka ve ark.; 2006). Bu çalışmada metal alt yapı materyali olarak tercih ettiğimiz Ni-Cr alaşımların yüzeylerinin kaplanması için, fiziksel buhar biriktirme tekniklerinden biri olan manyetik alanda sıçratma yöntemi kullanılmıştır.

Porselen ile metal arasındaki bağlantıyı kuvvetlendirmek amacıyla çeşitli kaplama materyalleri kullanılmaktadır (Chung ve ark., 2002). Titanyum nitrid kaplamalar, yüksek sertlikleri ve erime noktaları, iyi yapışma ve korozyon özellikleri ve altın sarısına benzer rengi ile popülerlik kazanmıştır (Okay, 2006). Endüstriyel amaçla kesici takımlarda sıklıkla tercih edilen TiN ile kaplamanın, iyi biyolojik özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde de uygulama alanları araştırılmıştır (Kuzu, 2011).

Tek ve ark. (2005) yapmış oldukları bir çalışmada, PVD yöntemini kullanarak dental protezlerde sıklıkla kullanılan Ni-Cr alaşımını TiN ile kaplamışlar ve sonrasında alaşımın mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda kaplanan gruplarda aşınma direncinin ve sertliğin kaplanmayan gruplara göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

TiN ile kapladıkları altın-palladyum-gümüş alaşımının kompozit rezine bağlanma direncini araştırdıkları çalışmalarında Tanaka ve ark. (2006) ise, TiN' in mükemmel biyoyumluluğu ve korozyon direncinin yanında metal-rezin bağlantısını da arttırdığı sonucuna varmışlardır.

PVD yönteminde kullanılan başka bir malzeme de (Ti,Al)N' dir. Bu alaşım yüksek erime sıcaklığına, düşük yoğunluğa, mikro yapısal kararlılığa, yüksek oksitlenme ve korozyon direncine sahiptir. Daha çok endüstriyel alanda kullanılmaktadır (Kuzu, 2011). Yapılan araştırmalar, bu kaplamanın mekanik ve koroziv özellikleri üzerinde yoğunlaşmıştır. (Ti,Al)N 900°C sıcaklığa kadar okside olmayan, bakır-bronz renkte, yüksek sertlik ve aşınma direnci gibi özellikleri bir arada taşıyan bir kaplama çeşididir (İnçal, 2007).

Chung ve ark. (2002), Ni-Cr alaşımını reaktif manyetik alanda sıçratma yöntemi ile (Ti,Al)N ile kaplayarak metal-porselen bağlantı direncini değerlendirdikleri bir çalışmada, yüzey kaplamanın porselen bağlantısı için uygun bir oksit tabakası oluşturduğunu ve bu sayede metal-porselen bağlantısını arttırdığını ifade etmişlerdir.

Nikel-krom ve altın esaslı alaşımların reaktif manyetik alanda sıçratma yöntemi ile (Ti,Al)N kaplandığı başka bir çalışmada ise, kaplanan alaşım yüzeylerinde daha az korozyon ve aşınma meydana geldiği ve kaplama işleminin korozyon dayanıklılığını arttırdığı bildirilmiştir (Liu ve ark., 2005).

Yapılan bu çalışmada, yüzey kaplama materyali olarak TiN ve (Ti,Al)N tercih edilmiştir.

Porselen ve metal arasındaki adezyon mekanizması, metal oksitlerin oluşmasına bağlıdır (Wataha, 2002). Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası, porselen ile metalin bağlantısı için ortam oluşturur, porselen ile alaşım arasındaki bağlantı için köprü görevi görür fakat bu tabakanın kalınlığının artması, metal ve porselen bağlantısını zayıflatır (Craig ve Powers, 2002). Çünkü oksit tabakası porselen veya alaşımdan daha kırılgandır (Wataha, 2002). Nikel ve kobalt esaslı alaşımlarda kıymetli alaşımlara nazaran daha kalın oksit tabakaları oluşur. Bunun nedeni, kıymetsiz alaşımların doğalarında bulunan elementlerdir (Wataha, 2002). Oksit tabakasının kalınlığı, metal yüzeyinin preparasyonuna, fırınlama süresine ve alaşımdaki metal elementlerin oksidasyon derecesine bağlıdır. Optimum oksidasyon için fırınlama süresi ve ısı, çalışmamızda da uygulandığı gibi üretici firmanın talimatları doğrultusunda ayarlanmalıdır.

Restorasyonların klinikte güvenilir bir şekilde kullanılabilmesi için laboratuvar koşullarında testlere tabi tutulması gerekir. Ancak metal-porselen bağlantısını kesin olarak ölçen bir test dizaynı bulunmamaktadır (Sadeq ve ark., 2003). Makaslama, eğme, burma, gerilme, gerilme-makaslama testleri gibi mevcut test metotları arasından çalışmamızda, sağladığı avantajlar nedeniyle 3-nokta eğme testi kullanılmıştır. Farklı elastikiyet modülüne sahip materyallerin bağlantı değerlerinin kıyaslanabilmesi, test örneklerindeki stres dağılımının sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi ile incelenerek metodun iyi bir şekilde anlaşılması ve eğilmenin kron-köprü restorasyonlarında bağlantıda görülen gerilim tiplerinden biri olması bu test metodunun avantajlarından. Ayrıca literatürde bu test metodunun kullanıldığı mevcut birçok araştırmayla kıyaslama olanağı sağlaması da tercih sebeplerimizden biridir (Yılmaz ve Dinçer, 1999; Huang ve ark., 2005; Zhang ve ark., 2006; Troia ve ark., 2008; Akyıl ve Duymuş, 2009; Korkmaz ve Asar, 2009).

Erken dönemde bağlantı değerlendirmesinde en yüksek bağlanma dayanıklılığı değeri TiN kaplama grubunda ($127,1 \pm 24,5$ MPa), en düşük bağlanma dayanıklılığı değeri (Ti,Al)N kaplama grubunda ($98,9 \pm 16,8$ MPa); yaşlandırma işlemi uygulanan gruplar arasında ise, en yüksek bağlanma dayanıklılığı değeri TiN kaplama grubunda ($121,9 \pm 23,3$ MPa), en düşük bağlanma dayanıklılığı değeri (Ti,Al)N kaplama grubunda ($94,4 \pm 24,4$ MPa) elde edilmiştir. Uluslararası çalışmalarda kullanılan ve 3-nokta eğme testinde belirtilen klinik olarak kabul edilebilir sınır 25 MPa' dır (Yılmaz ve Dinçer, 1999). Bu sınır göz önüne alınarak çalışmamızdaki 3-nokta eğme test sonuçları değerlendirildiğinde tüm grupların klinik olarak kabul edilebilir sınır olan 25 MPa' ı aştıkları görülmüştür. Ancak TiN kaplama grubundaki örneklerin sergiledikleri bağlantı direnci beklenildiği gibi elde edilmiş iken, (Ti,Al)N kaplama grubunun sonuçları şaşırtıcı niteliktedir. Sürtünme katsayıları oldukça yakın olan TiN ve (Ti,Al)N' nin (sırasıyla 0,65-0,70 ve 0,7-0,80); TiN için 400-450°C; (Ti,Al)N için 800-900°C olan oksidasyon sıcaklıkları (Savaş, 2011) dikkate alındığında bu çalışmanın sonuçlarının aksine en yüksek bağlanma dayanıklılığının (Ti,Al)N grubundan elde edileceği tahmin ediliyordu. İşlemlerin tüm gruplara standart bir şekilde uygulandığı göz önünde bulundurulduğunda, bağlantı değerlerinde ortaya çıkan farklılığın kaplama materyallerinin yüzey karakteristikleri ile ilgili olduğu düşünülebilir. Bu tez çalışmasının amaçları arasında yer almayan TiN ve (Ti,Al)N kaplamaların yüzey karakteristiği çalışmamızın sınırlarındandır.

Çalışmamızda başarısızlık tipleri incelendiğinde, yaşlandırma öncesinde ve sonrasında kontrol grubunda en çok metal-metal oksit ara yüzünde görülen adeziv tipte başarısızlık; yüzey kaplama uygulanan gruplarda ise en çok metal oksit-metal oksit tipinde koheziv başarısızlık olduğu görüldü. Bu sonuç, alternatif bir yüzey işlemi olarak uyguladığımız TiN ve (Ti,Al)N ile yüzey kaplamanın oksit tabakasının kontrolünde yetersiz olduğunu düşündürmektedir.

Protetik tedavilerin başarısını etkileyen önemli kriterlerden bir diğeri de restorasyonlarda mikrosızıntı meydana gelmesidir. Mikrosızıntının belirlenmesinde boyama yöntemi, radyoaktif izotop yöntemi, sıvı infiltrasyon yöntemi, elektrokimyasal yöntemler, SEM incelemesi bulunmaktadır (Kidd, 1976; Raskin ve ark., 2001). Mikrosızıntı çalışmalarında en yaygın kullanılan yöntem olan boyama: kullanılan boya, kimyasal solüsyonun tipi ve konsantrasyonu, solüsyonda bekletme zamanı, mikrosızıntı

miktarının belirlenmesinde kullanılan skorlama gibi birçok faktöre bağı olarak deney sonuçlarının değişkenlik göstermesi gibi dezavantajlara sahiptir (Kidd, 1976; Jodaikin, 1981; Ferrari ve ark., 1999; Karakaş, 2010). Mikrosızıntı değerlendirmelerinde sıklıkla kullanılan bir diğer yöntem olan radyoaktif izotop yönteminde, izotop solüsyonunda bekletilen örnekler otoradyografi yöntemleri ile incelemeye alınır. Çalışmamızda kullanılan radyoaktif izotop yönteminde, izotop olarak Tl^{201} ve mikrosızıntı miktarının tespiti için gamma kamera (SPECT) kullanıldı. Tl^{201} yarı ömrü 72 saat olan, biyolojik ortamlardaki davranışı potasyuma benzeyen bir izotoptur. Sulu ortamlarda kolaylıkla difüze olabilir. Talyumun izotopunun kısa sürede difüze olması, kantitatif mikrosızıntı değerleri vermesi, örneklerin zarar görmemesi ve dolayısıyla testin tekrar edilebilir olması açısından çalışmamızda kullanılması tercih edilmiştir (Saraç ve ark., 2004).

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, tam bir sızdırmazlık elde edilemediği görülmüştür. İstatiksel olarak fark olmamakla birlikte, ilk mikrosızıntı değerlendirmeleri sonucunda en yüksek mikrosızıntı değeri TiN kaplama grubunda (42 x ışını/saniye), en düşük mikrosızıntı değeri (Ti,Al)N kaplama grubunda (38 x ışını/saniye) tespit edilmiştir. Yaşlandırma işlemi sonrasında aynı örneklere uygulanan mikrosızıntı testi verilerine göre ise, en yüksek ortalama değerin TiN kaplama grubunda (12 x ışını/saniye), en düşük ortalama değerin ise (Ti,Al)N kaplama grubunda (8 x ışını/saniye) olduğu saptanmış ve bu sonuçların istatiksel olarak anlamlı fark gösterdiği görülmüştür. Mikrosızıntı deneylerinde mikrosızıntı değerleri termal devirlendirme sonrasında bazı çalışmalarda (Grossman ve Sparrius, 1990; Hakimeh ve ark., 2000; Ozel ve ark., 2008) arttığı, bir çalışmada (Troia ve ark., 2008) ise değişmeden kaldığı rapor edilmiştir. Yaşlandırma işlemi sonrasında su emilimine bağı olarak meydana gelen higroskopik genişlemenin marjinal açıklığı azaltması sonucunda mikrosızıntının azaldığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (Yap ve ark., 2003; Albashaireh ve ark., 2010). Çalışmamızda termal devirlendirme işlemine tabi tutulan örneklerin mikrosızıntı değerlerinin azalması, su emilimi sonucunda metal-porselen ara yüzündeki mesafenin daralması ile ilişkilendirilebilir. Yapılan literatür taramalarında yüzey kaplama işlemleri sonrasında metal-porselen ara yüzünde meydana gelebilecek mikrosızıntıyı inceleyen herhangi çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamız bu konuda gelecekte yapılacak olan araştırmalara rehber olabilir.

Mikrosızıntı ve bağlanma dayanıklılığı çalışmalarında termal devirlendirme uygulanmaktadır (Fischer ve ark., 2009; Uçar ve ark., 2009; Vasquez ve ark., 2009). Bu işlem için devir sayısı ile ilgili kesin bir fikir birliği bulunmamakla birlikte, 6000 kez döngünün fiziksel şartlarda klinik olarak 5 yılı temsil ettiği ifade edilmiştir (Pröbster ve ark., 1996; Leibrock ve ark., 1999). Çalışmamızda da buna uyumlu olarak deney aşamasında örneklere 5-55°C' de, bekleme süresi 30 sn olacak şekilde 6000 kez ısıl banyo döngüsü uygulanmıştır. Yapılan çalışmalara göre, yaşlandırma işlemi sırasında kontraksiyon ve ekspansiyon olmak üzere kombine stresler oluşmakta ve bu stresler bağlantı bölgesinde kimyasal yıkımı hızlandırmaktadır ki, bu durum da bağlantı değerlerinin azalmasına neden olmaktadır (De Munck ve ark., 2005).

Çalışmamızın sonuçlarına göre, bağlanma dayanıklılığı ile mikrosızıntı arasında korelasyon olduğu tespit edilmiştir. Termal yaşlandırma işlemi mikrosızıntıyı istatistiksel olarak azaltırken, bağlanma dayanıklılığı üzerinde etkili bulunmamıştır. Mikrosızıntı değerlerinin en yüksek olduğu TiN grubu, bağlanma dayanımında da en yüksek değerleri sergilemiştir. Mikrosızıntı arttıkça bağlanma dayanıklılığının da artış göstermesi şaşırtıcı niteliktedir. Bu sonuç, yaşlandırma işlemi sırasında metal ile porselen ara yüzeyinin su abzorbe etmesi sonucunda mikro düzeyde tüm boşlukların dolması şeklinde yorumlanabilir. Çalışmamızın aksine Heintze (2007), yapmış olduğu bir derlemede mikrosızıntı ile bağlanma dayanıklılığı arasında bir ilişki olmadığını belirtmiştir.

Estetiğe verilen önemin giderek artmasıyla sebebiyle, yapılan tedavilerde restorasyonların iyi mekanik özelliklerinin yanında iyi estetik özelliklere de sahip olmaları beklenmektedir. Restorasyonların doğru formlarda hazırlanması, rengin doğru tayin edilmesi ve seçilen rengin kalıcılığını koruması estetik bir restorasyondan beklenen özelliklerdendir.

Restoratif materyallerde zamanla meydana gelen renk değişikliklerinin birçok nedeni mevcuttur. Bunlar arasında dehidratasyon, su emilimi, aşınma ve karbonlar arası bağların oksidasyonu sonucunda ortaya çıkan peroksit bileşikleri gibi etkenler gösterilebilir. Porselende görülen renk değişikliklerinin temel sebebi, içeriğinde bulunan metal oksitlerdir. Bu oksitler ışık, sıcaklık ve nem gibi etkenlere karşı hassastır. Bu etkenler varlığında metal oksit ile oksijen arasındaki bağ yıkılır. Nemli bir ortam

varlığında peroksitler ortaya çıkabilir. Porselen yapısındaki serbest elektronlar da gelen ışığı absorbe ederek, porselenin yansıyan rengini etkileyebilir (Ertan ve Şahin, 2005).

Diş hekimliğinde renk seçimi, görsel ve aletsel olmak üzere temel olarak iki yöntemle yapılır. Görsel renk ölçüm yöntemleri, maliyeti düşük, uygulaması basit ve pratik olması gibi avantajlar sunarken; elde edilen sonuçların subjektif olması ve matematiksel olmaması gibi dezavantajlara sahiptir (Bilmeyer, 1981; Van Der Burgh, 1985; Johnston ve Kao, 1989; Omar ve ark., 2010). Cihaz yardımıyla yapılan aletsel renk ölçümlerinde ise, matematiksel verilere dönüştürülebilen hızlı ve objektif sonuçlar alınabilmektedir (Seghi ve ark., 1986; Wee ve ark., 2002; Bayındır ve Wee 2006; Chu ve ark., 2010). Bu amaçla kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital kameralar kullanılır (Lou, 2004; Kim-Pusateri ve ark., 2009; Chu ve ark., 2010).

Kolorimetreler, kullanımları kolay ve spektrofotometre, spektrometre gibi cihazlara kıyasla daha ucuz olan cihazlardır. Ancak filtrelerin eskimesine bağlı olarak renk ölçümünün tekrarlanabilirliği iyi değildir ve metamerizm etkisinin ölçülmesinde kullanılamazlar (Lou, 2004). Spektrofotometreler, yüzey renklerinin ölçülmesinde uzun dönemde tekrar edilebilen doğru ve ayrıntılı sonuçlar verebilirken, metamerizm etkisini de değerlendirebilirler (Lou, 2004). Kolorimetre ile spektrofotometre arasındaki en büyük fark, ölçümlerin yapıldığı dalga boyu aralığı ve kullanılan ışık kaynağının çeşitliliğidir (Ertan ve Şahin, 2005). Gehrke ve ark. (2009), peş peşe yapılan iki ölçümde aynı sonucu elde etme açısından spektrofotometre ve kolorimetreyi karşılaştırdıklarında, spektrofotometrenin %81,7 kolorimetrenin %70 uyum gösterdiğini bulmuşlardır.

Görsel renk analizi ve spektrofotometre ile renk analizinin karşılaştırıldığı çalışmalarda spektrofotometrelerin daha üstün olduğu savunulmaktadır (Da Silva ve ark., 2008; Gehrke ve ark., 2009). Renk ölçümünde kullanılan SpectroShade, ShadeVision, VITA Easyshade ve ShadeScan cihazlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, %96,4 güvenilirlik ve %92,6 doğruluk oranı ile en yüksek güvenilirlik değeri VITA Easyshade için elde edilmiştir (Kim-Pusateri ve ark., 2009).

Çalışmamızda renk analizinin gerçekleştirilmesinde, klinikte kullanıma uygun bir spektrofotometre olan Vita EasyShade kullanılmıştır.

Çalışmamızda renk ölçümlerinin yapılması sırasında, ölçümlerin dış ortam ışığından etkilenmemesi amacıyla örnek boyutlarıyla uyumlu beyaz teflon bir kalıp ve spektrofotometrenin ölçüm ucunun çapına uygun üstte merkezinde delik bulunan silikon bir kalıp olmak üzere iki parçalı bir aparat hazırlanmıştır. Ölçümler her örnek için üçer kez tekrarlanmak suretiyle gerçekleştirilmiş ve bu ölçümlerin ortalamaları kaydedilmiştir. Her renk ölçümü prosedüründen önce cihazın üretici talimatlarına uygun olarak kalibrasyonu yapılmıştır.

Çalışmamızda örneklerde zamanla meydana gelebilecek renk farklılıklarının değerlendirilmesi amacıyla, ağız ortamını taklit etmek üzere termal devirlendirme işlemi kullanılmıştır. Her grup için, 37°C' de 24 saat boyunca etüv cihazında bekletilen örneklerden, bu sürenin sonunda olmak üzere ilk ölçümler; 6000 kez termal devirlendirme işlemine tabi tutulan aynı örneklerden devirin tamamlanmasının hemen ardından ikinci ölçümler yapılarak iki kez analiz gerçekleştirilmiştir. Analiz sonuçlarına göre, yine her grup için ΔE hesaplamaları yapılmıştır.

İnsan gözü tarafından klinik olarak algılanabilir renk farklılığı sınırını (ΔE); $\Delta E > 1$ (Wee ve ark., 2002; Ertan ve Şahin, 2005), $\Delta E > 3$ arasında (Dancy ve ark., 2003, $\Delta E > 3,3$ (Noie ve ark., 1995; Samra ve ark., 2008) ya da $\Delta E > 3,7$ (Ertaş ve ark., 2006; Sarıkaya ve Güler, 2011) olarak kabul eden çalışmalar mevcuttur.

O'Brien'in (2002) yaptığı bir sınıflamada; ΔE değeri olarak, 0' in mükemmel, 0.5-1' in çok iyi, 1-2' nin iyi ve 2-3,5' in kabul edilebilir, 3,5' den yüksek değerlerin kabul edilemez olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda ΔE değerinin kabul edilebilirlik sınırı 3,3 olarak belirlenmiştir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, en yüksek ΔE değerinin TiN ile kaplanmış grupta ($7,4 \pm 2,0$), en düşük ΔE değerinin ise kontrol grubunda ($3,2 \pm 1,4$) olduğu saptanmış ve gruplar arasında istatistiksel olarak fark olduğu görülmüştür ($p < 0,001$). Yüzeyi TiN ve (Ti,Al)N kaplanan gruplarda, kontrol grubuna göre daha fazla renk değişikliği meydana gelmesinin öncelikli iki muhtemel sebebi olduğu düşünülebilir. İlk neden olarak kaplama malzemelerinin kendilerine has olan renklerinin (TiN' in altın sarısı, (TiAl)N' in bakır-bronz) (İnçal, 2011) kontrol grubuyla olan renk farkını oluşturduğu ve ikinci neden olarak kaplama malzemelerinin örneklerin fırınlanma ısısı

olan 900°C' de okside olmalarından kaynaklanan bozulmaları sonucunda ortaya çıkan renk değişimi sayılabilir. Ayrıca tüm grupların yaşlandırma işleminde maruz kaldıkları sıcaklık ve nemin, daha önceden belirtildiği gibi metal oksitlerin dış etkenlerden olumsuz etkilenmesi sonucunda porselenden yansıyan rengi etkilemesi de söz konusu olabilir.

Yaşlandırmanın dental malzemelerin renk stabilitelerine etkisini inceleyen pek çok çalışma olmakla beraber, literatürde yaşlandırmayla birlikte yüzeyi kaplanmış metal alt yapıların kullanılarak hazırlandığı metal destekli porselen restorasyonlarda meydana gelen renk farklılıklarını inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamız bu konuda gelecekte yapılabilecek olan çalışmalara rehber olabilir.

KAYNAKLAR

- Acar A. Döküm yoluyla elde edilen titanyuma farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra üç tip titanyum porseleni ile bağlantısının değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Doktora Tezi. 2005;34-39.
- Akın A. Vitapan classical ve Vitapan 3D master renk anahtarları kullanılarak renk seçimi yapılmış metal destekli seramik kronların, doğal dişe göre renk uyumlarının araştırılması. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Doktora Tezi. 2003;31-33.
- Akın E. Diş hekimliğinde porselen. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1999; 93(3):11-26.
- Akyıl MŞ, Duymuş ZY. Kıymetsiz metal alaşımlarında metal-porselen bağlantısına artık metal kullanımı, kaplama uygulaması ve oksidasyon ısısının etkilesinin incelenmesi. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009;33(3):2-13.
- Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Effects of endodontic post surface treatment, dentin conditioning and artificial aging on retention of glass reinforced composite resin posts. J Prosthet Dent. 2010;103(1):31-39.
- Alp A. Çeşitli metal alaşımlarının biyolojik ortamda iyon salınımlarının değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi. 2003;6.
- Altun H, Sen S. The effect of PVD coatings on the corrosion behaviour of AZ91 magnesium alloy. Mater Design. 2006;27(10):1174-1179.
- Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 10. Baskı, Pennsylvania, WB Saunders Company. 1996;436-589.
- Anusavice KJ. Dental ceramics. In: Anusavice KJ, editors. Phillips' science of dental materials, 11th Ed., St. Louis, WB Saunders Company. 2003;655-719.
- Anusavice KJ, Brantley LA. Physical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, editor. Phillips' science of dental materials, 11th Ed., St. Louis, WB Saunders Company. 2003;41-72.
- Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prosthesis. Clin Oral Impl Res. 2007;18(3):218-231.
- Atsu S, Berksun S. Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two firing atmospheres. J Prosthet Dent. 2000;84(5):567-574.

- Ayyıldız S, Uyar HA, Yüzügüllü B. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009;19(3):219-226.
- Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. J Mater Sci Mater Med. 2004;15:935-949.
- Baydaş S. Kuron-köprü protezleri. 1. Baskı, Erzurum, Özyurt Matbaacılık. 2005;202-216.
- Bayındır F, Wee AG. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2006;30(3):40-6.
- Bilmeyer FW, Saltzman M. Principles of color technology. 3rd ed., New York; John Wiley & Sons, Inc.1981.
- Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int. 2002;33(6):415-426.
- Calnan CD. Nickel dermatitis. Brit J Dermatol. 2006;68(7-8):229-236.
- Cansever N. Manyetik alanda sıratma yönteminde son gelişmeler. Mühendis ve Makine Dergisi. 2001;496(5):18-23.
- Chu SJ, Devigus A, Mieleszko A. Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry. 11th ed., Illinois, Quintessence 2004;1-99.
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. J Dent. 2010;38(2):2-16.
- Chung KH, Duh JG, Shin D, Cagna DR, Cronin RJ. Characteristics and porcelain bond strength of (Ti,Al)N coating on dental alloys. J Biomed Mater Res. 2002;63(5):516-521.
- Christensen G. Choosing an all ceramic restorative material. J Amer Dent Assoc. 2010;138(5):662-665.
- Craig, RG, Powers JM. Restorative dental materials, 11. Baskı, St Louis, Mosby. 2002;584-587.
- Crim GA, Swartz ML, Philips RW. Comparison of four thermocycling techniques. J Prosthet Dent. 1985;53(1):50-3.
- Dancy WMK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog ME. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. J Esthet Restor Dent. 2003;15(2):114-122.

- Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent.* 2008;99(5):361-8.
- Denry IL. Ceramics. In: Craig RG, Powers JM., editors. *Restorative dental materials*, 11th Ed., St Louis; Mosby Year Book Inc. 2002;550-574.
- Erdemir U, Yaman BC. Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve mikrosızıntı araştırma yöntemleri. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2011;45(1): 25-35.
- Erdilek D, Dorter C, Koray F, Kunzelmann KH, Efes BG, Gomec Y. Effect of thermo-mechanical load cycling on microleakage in Class II ormocer restorations. *Eur J Dent.* 2009;3(3):200-205.
- Eroğlu E, Küçükeşmen HC, Uluhan B. S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi kliniğine müracaat eden hastaların diş rengi dağılımının saptanması. *SDÜ Tıp Fak Derg.* 2007;14(2):28-32.
- Ertan AA, Şahin E. Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study. *J Oral Rehab.* 2005;32(5):358-361.
- Ertaş E, Güler AU, Yücel AÇ, Köprülü H, Güler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J.* 2006;25(2):371-376.
- Ferrari M, Mannocci F, Mason PN, Kugel G. In vitro leakage of resin bonded all-porcelain crowns. *J Adhes Dent.* 1999;1(3):233-242
- Fischer J., Zbären C., Stawarczyk B., Hämmerle C.H. The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. *J Dent.* 2009;37(7):549-53.
- Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: Science and strategies. *Int J Periodont Restor Dent.* 2003;23(5):467-79.
- Garbelini WJ, Henriques GEP, Junior MT, Mesquita MF, Dezan CC. Evaluation of low-fusing ceramic systems combined with titanium grades II and V by bending test and scanning electron microscopy. *J Appl Oral Sci.* 2003;11(4):354-360.
- Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G. Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *Int J Comput Dent.* 2009;12(3):247-263.
- Glantz PJ, Nilner K, Jendressen MD, Sundberg H. Quality of fixed prosthodontics after 15 years. *Acta Odontol Scand.* 1993;51(4):247-252.
- Grossman ES, Sparrius O. Marginal adaptation of composite resin-reinforced dentinal cavities. *J Prosthet Dent.* 1990;64(5):519-522.

- Güler AU, Kurt S, Kulunk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2005;93(5):453-8.
- Gündüz O, Oktar F, Salman S. Effect of pulse bias voltage on ZrN coatings by cathodic vacuum arc. *Sigma Mühendislik ve Fen Bilimleri Dergisi.* 2005; 23(3):49-57.
- Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Vonhagen S. Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling and cavity shape difference. *J Prosthet Dent.* 2000;83(2):194-203.
- Hammad IA, Talick YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of literature. *J Prosthet Dent.* 1996;75(6):602-608.
- Heikkinen TT, Lassila LVJ, Matinlinna JP, Vallittu PK. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand.* 2007;65(4):241-248.
- Heintze SD. Systemic reviews: I. Correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. Correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent.* 2007;9(1):77-106.
- <http://tr.wikipedia.org/wiki/Işık>, 2012.
- http://begousa.com/media/Wiron99_brochure.pdf, 2012.
- Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen FL, Wu SC. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *J Oral Rehab.* 2005;32(3):206-212.
- Huget EF, Vlica JM, Wall RM. Characterization of two ceramic-base-metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1978;40(6):637-641.
- İnçal E. PVD yöntemi ile kaplanan HSS takım çeliklerin karakterizasyonu ve aşınma dayanımının incelenmesi. Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul, Yüksek Lisans Tezi. 2007;10-27.
- Janda R, Roulet JF, Latta M, Damerou G. Spark erosion as a metal-resin bonding system. *Dent Mater.* 2007;23(2):193-197.
- Jodaikin A. Experimental microleakage around ageing dental amalgam restorations: a review. *J Oral Rehab.* 1981;8(6):517-526.
- Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989;68(5):819-22.
- Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004;32(1):3-12.

- Karaağaç E., Zaimoğlu A. Farklı Dental Alaşımları Üzerine Hazırlanan Düşük Isı Porselenlerinin Bağlantı Karakterizasyonu, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi. 2005;32(1):55-63.
- Karadağ S. Mikrosızıntı araştırma teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi. 2005;15(2):80-87.
- Karakaş Ö. Kuvars fiber postlarda farklı kor materyallerinin koronal mikrosızıntıya ve dişlerin kırılma dayanımına etkisi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Samsun, Doktora Tezi. 2010;40.
- Karamouzos A, Papadopoulou MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. J Oral Rehabil. 2007;34(8):613-21.
- Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. J Oral Rehabil. 1986;13(5):423-432.
- Keleşoğlu E. Sert kaplamalar üretim teknikleri ve özellikleri. İstanbul, 2011. www.yildiz.edu.tr/~ergunk, 2012.
- Kelsey WP, Cavel T, Blankenau RJ, Barkmeier WW. 4 year clinical study of castable ceramic crown. Am J Dent. 1995;8(5):259-64.
- Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş hekimliğinde renk seçimi. Hacettepe Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi. 2009;33(4):52-58.
- Kidd EA. Microleakage; a review. J Dent.1976;4(5):199-206.
- Kim JT, Cho SA. The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. J Prosthet Dent. 2009;101(2):101-106.
- Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. J Prosthet Dent. 2009;101(3):193-199.
- Kisselova S. Prevalance of metal sensivity in symptomatic patients with dental alloy restorations and relation to the clinical manifestations. Biotechnol Biotec. 2010;24(2):1870-1873.
- Korkmaz T, Asar V. Comparative evaluation of bond strength of various metal-ceramic restorations. Mater Design. 2009;30(3):445-451.
- Köksal N.S., Çetin S. Ni-Cr esaslı dental malzemelerin farklı döküm koşullarında mekanik özelliklerinin değişimi. Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi. 2008;4(1):45-54.

- Kuzu YR. Çeşitli materyallerle kaplanan akrilik rezinlere candida albicans tutunmasının değerlendirilmesi. Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, Doktora tezi, 2011;31-38.
- Külünk T. Fiberle güçlendirilmiş kompozit ve tam seramiklerde tamir dayancı üzerinde tamir materyallerinin ve ışık kaynaklarının etkilerinin incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2006;31-33.
- Kümbüloğlu TÖ. Porselen restorasyonların tamirinde kullanılan farklı tamir materyallerinin çeşitli yüzey preparasyonları uygulanarak; kopma, bağlanma, kırılma dirençlerinin in vitro ve in vivo olarak karşılaştırmalı değerlendirilmesi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Doktora tezi, 2003;15-29.
- Lee JH, Kim JD, Oh JS, Park SJ. Effect of Al coating conditions on laser weldability of Al coated steel sheet. T Nonferr Metals Soc. 2009;19(4):945-951.
- Lee YK, Yoon TH, Lim BS, Kim CW, Powers JM. Effects of colour measuring mode and light source on the colour of shade guides. J Oral Rehabil. 2002;29(11):1099-107.
- Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load- cycling on the bond strength of porcelain repair systems. J Oral Rehab. 1999;26(2):130-137.
- Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, Sperner F, Schafer A. Bond strength of metal-ceramic systems in three-point flexure bond test. J Appl Biomater. 1995;6(1):55-64.
- Lin HC, Wu SC, Ho WF, Huang LH, Hsu HC. Effects of surface treatments on bond strength of dental Ti-20Cr and Ti-10Zr alloys to porcelain. J Alloys Compd. 2010;505(1):332-336.
- Liu GT, Duh JG, Chung KH, Wang JH. Mechanical characteristics and corrosion behavior of (Ti,Al)N coatings on dental alloys. Surf Coat Technol. 2005;200(7):2100-2105.
- Liu J, Qui XM, Zhu S, Sun DQ. Microstructures and mechanical properties of interface between porcelain and Ni-Cr alloy. Mater Sci Eng A. 2008;497(1-2):421-425.
- Lou MR. Colorimetry. In: Paravina R, Powers J, editors. Esthetic color training in dentistry. 1st Ed., St. Louis, Mosby Inc. 2004;17-38.
- Motta A, Pereira L, Cunha A. All ceramic and porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures: a comparative study by 2d finite element analyses. J Appl Oral Sci. 2007;15(5):399-405.

- McCrory PV, Combe EC, Piddock V. Magnetron sputtered tin coatings on unbiased ceramic substrates. *Dent Mater.* 1998;14(1):72-79.
- McLean JW. The science and art of dental ceramics. Vol 1. Chicago, Quintessence. 1979;69-72.
- McLean JW. The metal ceramic restoration. *Dent. Clin. N. Amer.* 1983;27:747-61.
- Murray AK, Attrill DC, Dickinson MR. The effects of XeCl laser etching of Ni-Cr alloy on bond strengths to composite resin: a comparison with sandblasting procedures. *Dent Mater.* 2005;21(6):538-544.
- Naylor WP. Introduction to metal-ceramic technology. 2.Baskı, Chicago, Quintessence. 1992;28-38.
- Nohl FSA, Steele JG, Wassell RW. Crowns and other extra coronal restorations: Aesthetic Control. *Braz Dent J.* 2002;192(8):443-50.
- Noie F, O' Keefe KL, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *Int J Prosthodont.* 1995;8(1):51-5.
- O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3.Baskı, Chicago, Quintessence. 2002;204-207
- O'Brien WJ. Color and appearance. In: O'Brien WJ. Editor. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd Ed., Canada, Quintessence Publishing Co Inc. 2002;24-36.
- Oh DJ, Kim HJ, Chung CH. A Study on mechanical properties of TiN, ZrN and WC coated film on the titanium alloy surface. *J Korean Acad Prosthodont.* 2006; 44(6):740-750.
- Okay F. PVD ile Tin kaplı östemperlenmiş küresel grafitli dökme demirlerin adeziv aşınma davranışlarının incelenmesi. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi. 2006;21-32.
- Omar H, Atta O, El-Mowafy O, Khan SA. Effect of CAD-CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. *J Dent.* 2010;38(2):95-99.
- Ozel E, Korkmaz Y, Attar N. Influence of location of the gingival margin on the microleakage and internal voids of nanocomposites. *J Contemp Dent Pract.* 2008;9(7):65-72.
- Özcan M. Evaluation of intraoral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehab.* 2003;30(2):194-203.
- Özcan M, Alkumru H, Gemalmaz D. Effect of surface treatment on shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont.*2001;14(4):335-339.

- Özcan M, Uysal H. Effects of silicon coating on bond strength of two different titanium ceramic to titanium. *Dent Mater.* 2005;21(8):773-9.
- Özçelik TB, Yılmaz B, Ozcan I, Wee AG. Color change during the surface preparation stages of metal ceramic alloys. *J Prosthet Dent.* 2011;106(1):38-47.
- Özdemir E. Farklı yüzey hazırlıklarının porselen materyalinin bağlantı direncine olan etkilerinin incelenmesi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diyarbakır, Doktora Tezi, 2005;10.
- Papadopoulos TD, Spyripoulos KD. The effect of a ceramic coating on the cpTi-porcelain bond strength. *Dent Mater.* 2009;25(2):247-253.
- Park S, Kim Y, Lim H, Oh G, Kim H, Ong JL, Lee K. Gold and titanium nitride coatings on cast and machined commercially pure titanium to improve titanium-porcelain adhesion. *Surf Coat Technol.* 2009;203(20-21):3243-3249.
- Paravina RD, Powers, JM. *Esthetic color training in dentistry.* 1st ed., St Lois, Elsevier-Mosby. 2004;3-47.
- Park S, Kim Y, Lim H, Oh G, Kim H, Ong JL, Lee K. Gold and titanium nitride coatings on cast and machined commercially pure titanium to improve titanium-porcelain adhesion. *Surf Coat Technol.* 2009;203(20-21):3243-3249.
- Paulino SM, Leal MB, Pagnano VO, Bezzon OL. The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent.* 2007;98(6):445-454.
- Powers JM. Optical, thermal and electrical properties. In: Craig RG, Powers JM editors. *Restorative dental materials.* 11th ed., St Louis, Mosby. 2002;38-66.
- Pröbster L, Maiwald U, Weber H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *Eur J Oral Sci.* 1996;104(3):313-319.
- Quaas AC, Heide S, Freitag S, Kern M. Influence of metal cleaning methods on the resin bond strength to NiCr alloy. *Dent Mater.* 2005;21(3):192-200.
- Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Dejoui J. Reliability of in vitro microleakage tests: a review of literature. *J Adhes Dent.* 2001;3(4):581-586.
- Roberts HW, Berzins DW, Moore KM, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont.* 2009;18(2):188-194.
- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(3):297-307.

- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 3rd ed., St Louis, The Mosby Inc Co. 2001;592-609.
- Roulet JF, Soderholm KJM, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. J Dent Res. 1995;74(1):381-387.
- Ruddell D.E, Thompson JY, Stoner BR. Mechanical properties of a dental ceramic coated by rf magnetron sputtering. J Biomed Mater Res. 2000;51(3):316-320.
- Russell MD, Gulfranz M, Moss BW. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. J Oral Rehab. 2000;27(9):786-792.
- Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. J Prosthet Dent 2003;90(1):10-17
- Samra APB, Pereira SK, Delgado LC, Borges CP. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. Braz Oral Res. 2008;22(3):205-210.
- Saraç YŞ, Başoğlu T, Ceylan GK, Saraç D, Yapıcı O. Effect of denture base surface treatment on microleakage of a silicone-based resilient liner. J Prosthet Dent. 2004;92(3):283-287.
- Sarıkaya I, Güler AU. Diş hekimliği uygulamalarında renk kavramı. J Dental Sci. 2009;15(2):118-129.
- Savaş S. PVD metodu ile TiN kaplanmış S 6-5-2 yüksek hız çeliğinin aşınma davranışlarının incelenmesi. Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, Yüksek Lisans Tezi, 2004;20.
- Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent. 1986;56:35-40.
- Sert H. PVD ile TiN kaplanmış alüminyum ekstrüzyon kalıplarının yüzey özellikleri ve aşınma performanslarının deneysel incelenmesi. Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, Doktora Tezi, 1997;24.
- Setcos J, Babaei-Mahani A, Silvio L, Mjör I, Wilson N. The safety of nickel containing dental alloys. Dent Mater. 2006;22(12):1163-1168.
- Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterization of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. J Dent. 2000;28(6):441-445.
- Şafak HE. Yüzeyi PVD yöntemiyle kaplanmış metallerin tribolojik özelliklerinin belirlenmesi. Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Yüksek Lisans Tezi, 2008;45-46.

- Şahin N. Vital ağartma ajanlarının farklı porselenler üzerine etkileri; yüzey sertliği, pürüzlülüğü, renk değişikliği ve oral bakteri tutunumunun in vitro olarak incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora tezi. 2003;69-70.
- Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ESY. A systemic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures after an observation period of 5 years. Clin Oral Imp Res.2004;(15):654-666.
- Tanaka K, Kimoto K, Sawada T, Toyoda M. Shear bond strength of veneering composite resin to titanium nitride coating alloy deposited by radiofrequency sputtering. J Dent. 2006;34(4):277-282.
- Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. J Dent. 1992;20(1):3-10.
- Tek Z, Gügör MA, Çal E, Sonugelen M, Artunç C, Oztarhan A. A study of the mechanical properties of TiN coating of Cr-Ni alloy. Surf Coat Technol. 2005; 196(1):317-320.
- Teixera EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson J.Y. Dynamic fatigue behaviour of dental porcelain modified by surface deposition of a thin film. J Prosthodont, 2008;17(7):527-531.
- Tiritoğlu M. Kenar sızıntısı belirleme yöntemleri. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1994;15(1):132-138.
- Troia MG, Henriques GEP, Mesquita MF, Fragoso WS. The effect of surface modifications on titanium to enable titanium-porcelain bonding. Dent Mater. 2008;24(1):28-33.
- Türküz MC. Fiziksel buhar biriktirme yöntemi ile yapılan zirkonyum nitrür ince film kaplamanın kaplama parametrelerinin incelenmesi ve optimizasyonu. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora Tezi. 2006;10-15.
- Uçar Y, Akşahin Z, Kurtoğlu C. Metal ceramic bond after multiple castings of base metal alloy. J Prosthet Dent. 2009;102(3):165-171.
- Ünsal K, Üşümez A. Çeviri editörleri. Shillenburg HT, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Sabit protezin temelleri. 3. Baskı, İstanbul, Quintessence. 2010;431.
- Vaidya NA, Parkhedkar RD. The effect of three methods of surface treatments on Flexural bond strength of non precious alloy-ceramic interface; evaluated by four point bending test and scanning electron microscope analysis. JIDA. 2010;4(11):387-392.
- Van der Burgt TP, Bosch JJ, Borsboom PC, Plasschaert AJ. A new method for matching tooth colors with color standards. J Dent Res. 1985;64(5):837-41.

- Vasquez VZC, Ozcan M, Kimpara ET. Evaluation of interface characterization and adhesion of glass ceramics to commercially pure titanium and gold alloy after thermal and mechanical loading. *Dent Mater.* 2009;25(2):221-231.
- Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):351-363.
- Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 2002;87(6):657-66.
- www.daicolor.co.jp/english/color_e/color, 2012.
- www.wikipedia.org/wiki/Fiziksel_Buhar_Biriktirme, 2012.
- www.wikipedia.org/Sağtırma_biriktirme, 2012.
- Yap AU, Chew CL, Ong LF, Teoh SH. Marginal gap formation of composites in dentine: effect of water storage. *J Oral Rehab.* 2003;30(3):236-242.
- Yavuzylmaz H. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. 1. Baskı, Ankara; Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi. 1996;278:304-305.
- Yılmaz H, Dinçer C. Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. *J Dent.* 1999;27:215-222.
- Yücel E, Çiçek A. İmalat alanında yaygın olarak kullanılan mikro işleme teknikleri. *SAÜ Fen Bilimleri Dergisi.* 2011;15(1):46-59.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dental porselenler. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L., Editörler, Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, 1. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 1993;355-390.
- Zaimoğlu A, Can G. Porselen-metal kronlar. Zaimoğlu A, Can G. Editörler, Sabit Protezler, 1. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2004;111-133.
- Zhang JX, Chandel RS, Seow HP. Effects of chromium on the interface and bond strength of metal-ceramic joints. *Mater Chem Phys.* 2002;75(1):256-259.
- Zivkovic S, Bojovic S, Pavlica D. Bacterial penetration of restored cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod.* 2001;91(3):353-8.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Seniha BABA

Doğum Yeri: Merkez/MUĞLA

Doğum Tarihi: 10 Mart 1985

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):

Muğla Kocamustafendi İlkokulu, 1997 (İlkokul)

Muğla Anadolu Lisesi, 2003 (Ortaokul-Lise)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2008 (Lisans-Y. Lisans)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2013 (Doktora)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2011-2013 (Arş. Gör.)

Karşıyaka Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi, 2013- (Diş Hekimi)

E-posta: senihalat@hotmail.com