

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

**TİTANYUM ALAŞIM YÜZEYİNİN FARKLI KAPLAMA
TEKNİKLERİ İLE KAPLANMASININ TİTANYUM-
PORSELEN BAĞLANTISINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Muhammed Ali ASLAN

**Samsun
Kasım-2013**

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

**TİTANYUM ALAŞIM YÜZEYİNİN FARKLI KAPLAMA
TEKNİKLERİ İLE KAPLANMASININ TİTANYUM-
PORSELEN BAĞLANTISINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Muhammed Ali ASLAN

Danışman: Doç. Dr. Çağrı URAL

**Samsun
Kasım-2013**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Muhammed Ali ASLAN tarafından Doç. Dr. Çağrı URAL danışmanlığında hazırlanan Titanyum Alaşım Yüzeyinin Farklı Kaplama Teknikleri İle Kaplanması Titanyum-Porselen Bağlantısına Etkisinin İncelenmesi başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından /..... /..... tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :
(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

ONAY:

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

.... / /.....

Prof. Dr. Süleyman KAPLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince, bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, desteğini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, mesleğe ve eğitime bakış açımı şekillendiren tez danışmanım ve değerli hocam Sayın Doç. Dr. Çağrı URAL' a,

Sağladığı çalışma olanakları ve desteği için Sayın Prof. Dr. Selim ARICI' ya,

Bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum Ondokuz Mayıs Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Bölümü öğretim üyeleri ve çalışma arkadaşlarıma,

PYO.DIS.1904.13.001 numaralı tez çalışmamı destekleyen Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu' na (Ek 1)

Tez çalışmamda yüzey kaplama işlemleri ve değerlendirilmesine yardımcı olan Doç. Dr. Yücel GENCER, Yrd. Doç. Dr. Mehmet TARAKÇI ve Yrd. Doç. Dr. Mevlüt GÜRBÜZ' e,

Çalışma sonuçlarımın istatistiksel olarak değerlendirilmesinde yardımlarından dolayı Yrd. Doç. Dr. Naci MURAT' a,

Yoğun çalışma dönemimde yardımlarını esirgemeyen ve her türlü çalışma olanağını tanıyan Abant İzzet Baysal Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Yusuf Ziya AKPINAR' a ve değerli bölüm çalışanlarına,

Doktora eğitimim boyunca bana destek veren, bu süreci varlıklarıyla kolaylaştıran tüm dostlarıma,

Ve hayatım boyunca sevgi ve destekleriyle yanımda bulunan, bugünlere gelmemde en büyük emeğin sahibi olan canım aileme, gösterdikleri sabır, anlayış ve her türlü maddi, manevi desteklerinden dolayı

SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM...

ÖZET
TİTANYUM ALAŞIM YÜZEYİNİN FARKLI KAPLAMA TEKNİKLERİ İLE
KAPLANMASININ TİTANYUM-PORSELEN BAĞLANTISINA ETKİSİNİN
İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, mikro ark oksidasyon ve hidroksiapatit kaplama tekniklerinin titanyum alaşım yüzeyi üzerinde meydana getirdikleri değişiklikleri değerlendirmek, titanyum-porselen bağlantı kuvveti üzerine olan etkilerini incelemektir.

Materyal ve Metot: ISO 9693-1:2012 standardına uygun olarak Ti6Al4V alaşımından freze yöntemiyle 136 adet örnek hazırlandı. Örnekler rastgele iki gruba ayrıldı. Her gruba ait 11 adet örneğe kontrol grubu olarak sadece kumlama işlemi yapıldı. Diğer gruplara sırasıyla 5, 15, 30 dk süre ile MAO (Mikro Ark Oksidasyon), HA (Hidroksiapatit) kaplama ve son olarak 15 dk MAO ardından HA kaplama işlemi uygulandı. Yüzey işlemlerinden sonra her gruptan alınan 10' ar adet örneğin yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı kullanılarak ölçülürken, 1' er adet örneğin yüzey incelemesi taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapıldı. ISO standardına uygun olarak belirtilen boyutlarda titanyum porselenleri (Noritake Tİ-22 ve Vita Titankeramik) titanyum alt yapı üzerine fırımlandı. Titanyum ile porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığını ölçmek için 3-nokta eğme testi kullanıldı. Yüzey ve titanyum-porselen kesit değerlendirmeleri amacı ile çeşitli büyütme SEM görüntüleri elde edildi. Bağlantı sonuçlarının değerlendirilmesinde iki yönlü varyans analizi, Ra sonuçlarının değerlendirilmesinde ise tek yönlü varyans analizi kullanıldı.

Bulgular: Titanyum üzerine uygulanan her iki kaplama tekniğinde de titanyum porselen bağlantı dayanıklılık ve yüzey pürüzlülük değerleri kontrol gruplarına göre anlamlı şekilde arttı ($p<0,05$). Her iki porselen grubunda da en yüksek bağlantı dayanıklılık değerleri 30 dk MAO tekniğinde elde edildi ve kontrol grubuyla karşılaştırıldığında anlamlı farklılık görüldü ($p<0,001$).

Sonuç: Yapılan bu in vitro çalışmada elde edilen tüm test verileri klinik kabul edilebilir sınırlar içerisinde kaldı ve tüm test gruplarında yüzey kaplama işlemlerinin titanyum-porselen bağlantı dayanıklılık değerleri açısından olumlu etkileri görüldü.

Anahtar Kelimeler: Bağlantı dayanıklılığı; hidroksiapatit; mikro ark oksidasyon; titanyum

Muhammed Ali ASLAN, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Kasım-2013

ABSTRACT
EVALUATION OF THE EFFECT OF COATING TITANIUM ALLOY
SURFACE WITH DIFFERENT TECHNIQUES ON TITANIUM-PORCELAIN
BONDING

Aim: The purpose of this study was to evaluate the effects of coating titanium alloy surface with micro-arc oxidation technique and hydroxyapatite on titanium-porcelain bonding and examine the changes induced on the surface of titanium.

Material and Method: 136 Ti6Al4V alloy test sample was prepared by the milling technique, according to standard ISO 9693-1:2012. Test samples randomly divided into two groups. 11 samples from each group were selected for control, and these samples were only sandblasted in accordance with the manufacturer's instructions. 5, 15, 30 min for a period of MAO (Micro Arc Oxidation), HA (Hydroxyapatite) coating, and finally 15 min followed by MAO and HA coating process was performed for other test groups, respectively. After the surface treatment procedure, 10 samples from each group were selected for measuring the surface roughness with using a profilometer, and selected one sample for examining the surface properties by using a scanning electron microscope (SEM). Titanium porcelains (Noritake TI-22 and Vita Titankeramik) were baked on substructure according the standard of ISO. Three-point bending test was used to perform the strength of the bonding between titanium and porcelain. For evaluating the surface and the interface of titanium-porcelain SEM images were obtained from a variety of magnifications. Two-way ANOVA was used to compare of the bond strengths and one-way ANOVA was used to compare the Ra values.

Results: Both coating techniques which applied to titanium alloy surface were increased the titanium-porcelain bonding strength and surface roughness values when compared with control groups ($p < 0,05$). In two porcelain groups, maximum bond strength values were obtained in 30 min MAO groups and these values showed significant difference when compared with control group ($p < 0.001$).

Conclusion: All the test values obtained from this in vitro study were found within clinically acceptable limits and surface coating procedures showed positive effects in terms of titanium porcelain bond strength.

Key Words: Bond strength; hydroxyapatite; micro-arc oxidation; titanium

Muhammed Ali ASLAN, PhD Thesis
Ondokuz Mayıs University - Samsun, November-2013

SİMGELER VE KISALTMALAR

°	: Derece
%	: Yüzde
°C	: Santigrat Derece (Celsius)
µm	: Mikrometre
AC	: Alternatif Akım
ADA	: American Dental Association (Amerikan Diş Hekimleri Birliği)
Al	: Alüminyum
Al ₂ O ₃	: Alüminyum Oksit
dk	: Dakika
C	: Karbon
Ca	: Kalsiyum
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	: Computer Aided Machining (Bilgisayar destekli üretim)
CaO	: Kalsiyum oksit
cm	: Santimetre
d _M	: Test düzeneği için hazırlanan metal örneğin kalınlığı
EDS	: Enerji dağılımlı x-ışınları analizi
E _M	: Elastisite Modülü
F	: Kuvvet
Fe	: Demir
GPa	: Gigapaskal
gr	: Gram
H	: Hidrojen
HA	: Hidroksiapatit
ISO	: International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Teşkilâtı)
K	: Potasyum
K ₂ O	: Potasyum oksit

KOH	: Potasyum hidroksit
kv	: Kilovolt
kW	: Kilowatt
MAO	: Mikro Ark Oksidasyon
ml	: Mililitre
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Nitrojen
N	: Newton (kuvvet birimi)
Na	: Sodyum
Na ₂ O	: Sodyum oksit
NaAlO ₂	: Sodyum alüminat
nm	: Nanometre
O	: Oksijen
P	: Fosfor
Ra	: Ortalama yüzey pürüzlülüğü
Rpm	: Yüzeydeki en derin girintilerin pürüzlülük ortalaması
Rz	: Yüzeydeki en yüksek çıkıntıların pürüzlülük ortalaması
Rz:Rpm	: Rz değerinin Rpm değerine oranı
SEM	: Scanning elektron microscopy (Taramalı elektron mikroskobu)
Si	: Silisyum
SiO ₄	: Silisyum tetraoksit
sn	: Saniye
Tb	: Metal porselen bağlantı kuvveti değeri
Ti	: Titanyum
Ti6Al4V	: Grade 5 titanyum alaşımı
TiO ₂	: Titanyum dioksit
V	: Vanadyum

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Alaşımların Sınıflandırılması	4
2.1.1. Soy Metal Alaşımları	5
2.1.2. Baz Metal Alaşımları	7
2.2. Titanyumun Özellikleri	8
2.3. Titanyumun Üretimi	11
2.4. Titanyumun Kullanım Alanları	12
2.5. Dental Porselenler	12
2.5.1. Dental Porselenlerin Yapısı	12
2.5.2. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması	14
2.6. Metal Porselen Bağlantısı	15
2.6.1. Metal Porselen Bağlantısında Başarısızlık Tipleri	17
2.6.2. Titanyum Porselen Bağlantısı	18
2.7. Titanyum Yüzeyinin Hazırlanmasında Kullanılan Metotlar	20
2.7.1. Kumlama Yöntemi	20
2.7.2. Mikro Ark Oksidasyon Yöntemi	20
2.7.3. Hidroksiapatit Kaplama Yöntemi	23
2.8. Metal Porselen Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntem ve Analizler	24
2.8.1. Mekanik Testler	24
2.8.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	26
2.8.3. Enerji Dağılımlı X-Işınları Analizi (EDS)	26
2.8.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi (Profilometre)	26
3. MATERYAL VE METOT	27
3.1. Titanyum Porselen Bağlantı Dayanıklılığının Belirlenmesi	28
3.1.1. Titanyum Alt Yapının Hazırlanması	28
3.1.2. Titanyum Alt Yapıya Uygulanan Yüzey İşlemleri	31
3.1.3. Titanyum Porselenlerinin Uygulanması	38
3.1.4. 3-Nokta Eğme Testinin Uygulanması	41
3.2. Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi	44
3.3. SEM Değerlendirilmesi	44
3.3.1. Titanyum Örnek Yüzeylerinin İncelenmesi	44
3.3.2. Titanyum Porselen Ara Yüzeylerinin İncelenmesi	46
3.4. İstatistiksel Analiz	46
4. BULGULAR	47
4.1. 3-Nokta Eğme Bağlantı Testi Sonuçları	47
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Sonuçları	52
4.3. SEM Değerlendirilmesi Sonuçları	54
4.3.1. SEM Yüzey Değerlendirilmesi Sonuçları	54
4.3.2. EDS Değerlendirilmesi Sonuçları	72
4.3.3. SEM Ara Yüzey Değerlendirilmesi Sonuçları	75
4.3.4. Kırık Hattı SEM Değerlendirilmesi Sonuçları	82
5. TARTIŞMA	84

6. SONUÇ VE ÖNERİLER	97
KAYNAKLAR	98
EKLER	107
Ek 1. Tez Çalışmasının Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'nca desteklendiğini gösterir belge	107
ÖZGEÇMİŞ	109

1. GİRİŞ

Diş hekimliği pratiğinde kullanılan restorasyonlar içerisinde, metal-porselen restorasyonlar yaygın bir biçimde kabul görmüşlerdir. Estetik açıdan üstün özelliklere sahip fakat kırılğan yapıda olan porselenin, üstün fiziksel özelliklere sahip metal ile birleştirilmesiyle hem estetik hem de fonksiyonel olarak başarılı restorasyonlar elde edilebilmektedir.

Bu restorasyonlarda kullanılan metallerin biyouyumlu olması, hastaya ve hekime karşı zararlı, toksikolojik ve alerjik reaksiyonlara neden olmaması gerekmektedir. Bu özelliklerle beraber bu malzemeler, yeterli mukavemete ve fiziksel özelliklere sahip olmalı, kolay şekillendirilebilmeli ve ekonomik olmalıdır.

Metal-porselen restorasyonlarda kullanılan kıymetli metal alaşımları, üstün biyouyumluluklarına karşılık, mekanik özelliklerinin yetersiz olması, yüksek maliyetleri nedeni ile rutin klinik kullanımında yerini kıymetsiz metal alaşımlara bırakmışlardır. Bu alaşımların ise düşük maliyet ve üstün mekanik özelliklerine rağmen biyolojik etkileri, alerjik reaksiyona neden olabilmeleri, döküm zorlukları, zor manüplasyonları gibi dezavantajlarından dolayı ideal özelliklere sahip metal arayışları devam etmektedir (Wang ve Fenton, 1996).

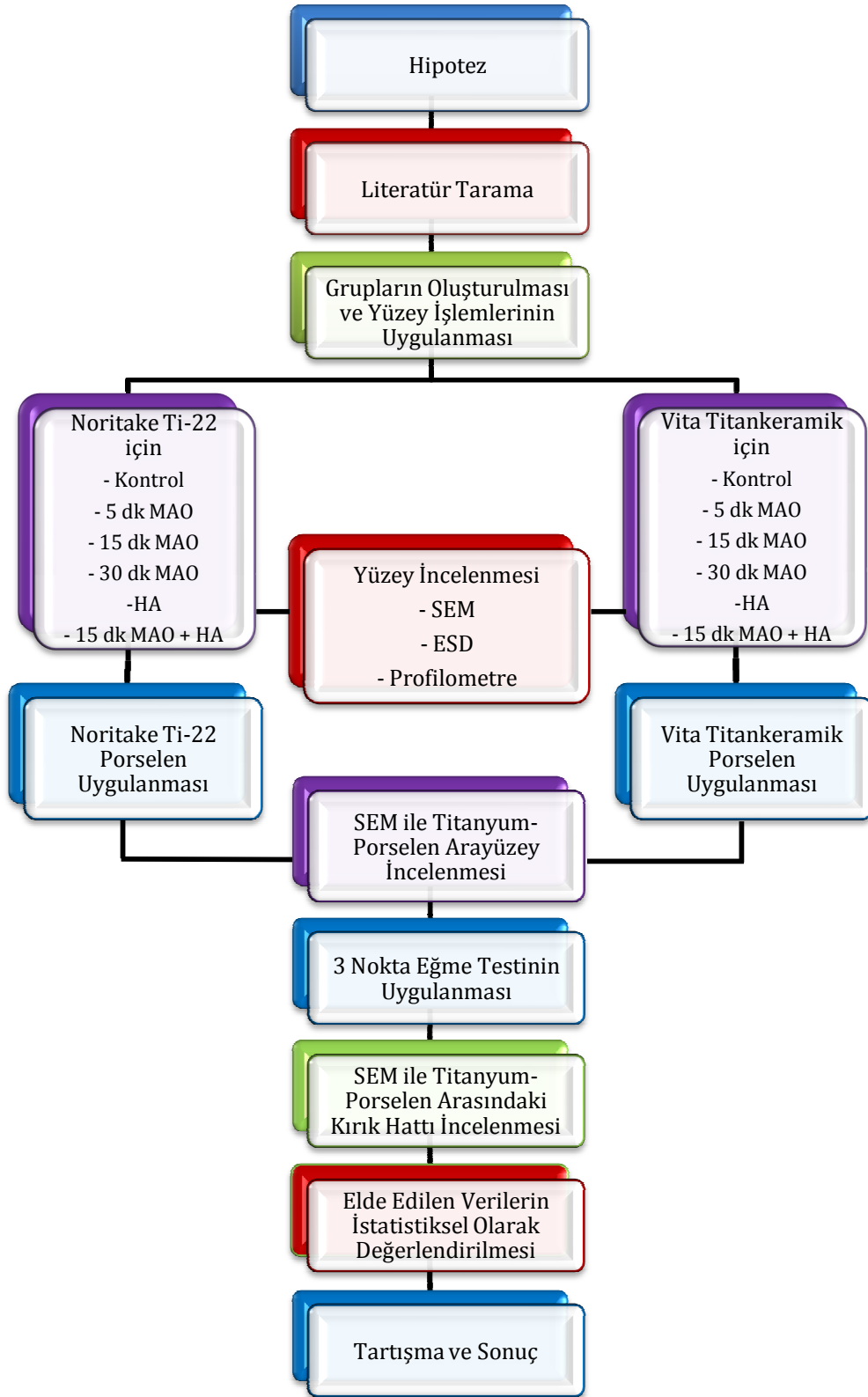
Günümüzde saf titanyum (Ti) ve alaşımlarının implant ve protezlerde kullanımı, mükemmel biyouyumluluk, korozyona karşı olan direnç, düşük yoğunluk, düşük elastik modülüsü, yüksek dayanıklılık ve uygun maliyet gibi nedenlerle son yıllarda oldukça artmıştır (Lautenschlager ve Monaghan, 1993; Wang ve Fenton, 1996). Bunun yanında titanyum ve alaşımlarının özellikle sabit protetik tedavide kron-köprü uygulamalarında kullanımında bazı problemlerin çözülmesi gerekmektedir (Troia ve ark., 2003). Titanyum, yüksek sıcaklıklarda oksijen gibi elementler ile reaksiyona girmekte ve Ti yüzeyinde kalınlığı kontrol edilemeyen bir oksit tabakası oluşmasına neden olmaktadır. Bu kontrol edilemeyen oksit tabakası da Ti-porselen bağlantısında başarısızlığa neden olmaktadır (Adachi ve ark., 1990). Bu başarısızlığın önüne geçebilmek, Ti-porselen bağlantı kuvvetini arttırmak için Ti yüzeyine bazı işlemler uygulanabilmektedir. Güncel literatür incelendiğinde bu yüzey işlemlerinin Ti-porselen bağlantı kuvvetine etkisinin incelendiği birçok çalışma mevcuttur. İlgili çalışmalarda; Ti yüzeyinin porselen uygulaması öncesi alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlanması, asitlenmesi, lazer uygulaması gibi pürüzlendirme teknikleri ve çeşitli yöntem ve materyaller ile metal yüzeyinin kaplanması ön plana çıkmaktadır (Wang ve Fung, 1997; Al Hussaini ve Al Wazzan, 2005; Zhang ve ark., 2007; Kim ve Cho, 2009; Elsaka ve ark., 2010; Wang ve ark., 2010; Lee ve ark. 2013). Yapılan çalışmalarda bahsedilen yüzey işlemlerinin

uygulanmasının porselen ile Ti arasındaki bağlantı kuvvetine olumlu etkilerinin olacağı belirtilmiştir.

Günümüzde, metal yüzeyinin kaplanması için kullanılan bir teknik, mikro ark oksidasyon (MAO) işlemidir. Bu teknikte titanyum ve alaşımları üzerine yapışan, uniform kalınlıkta ve kalınlığı kontrol edilebilen, pürüzlü bir oksit tabakası oluşturulabilmektedir (Yerokhin ve ark., 1999; Song ve ark., 2004; Wei ve ark., 2007; Chen ve ark., 2009; Wei ve Zhou, 2009; Zhang ve ark., 2010). MAO, baz solüsyon içeren bir elektroliz hücresinde anot olarak bağlanan metalin yüksek voltaj uygulanması ile sürekli ve kısa süreli polarizasyonla yüzeyinin kontrollü olarak oksit kaplanması prensibine dayanır (Yerokhin ve ark., 1999). Oluşan bu oksit tabaka gözenekli ve pürüzlü bir yapıya sahip olmasından dolayı titanyum yüzeyi ile porselen bağlantısını olumlu etkilemesi beklenmektedir. Daha önceki in-vivo ve in-vitro çalışmalar MAO ile oluşturulan oksit tabakasının osteoblastik hücreler için uygun bir ortam oluşturduğuna net bir şekilde dikkat çekmişlerdir (Deng ve ark., 2010).

Son yıllarda kullanımı yaygınlaşan yüzey kaplama işlemlerinden bir tanesi de Hidroksiapatit (HA) ile kaplamadır. HA materyalinin mükemmel biyouyumluluğu ve renginin diş rengine yakın olması nedeni ile kaplama materyali olarak kullanıldığında, bağlantı kuvvetini etkilemesinin yanı sıra estetik açıdan metal rengini maskeleymesi de beklenmektedir. Yapılan literatür araştırmasında MAO yöntemi ve HA ile kaplama tekniğinin kron-köprü uygulamalarında titanyum-porselen arasındaki bağlantıya olan etkisinin incelendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu bilgiler ışığında, çalışmanın amacı; mikro ark oksidasyon yüzey kaplama ve hidroksiapatit kaplama tekniklerinin titanyum yüzeyi üzerinde meydana getirdiği değişiklikleri değerlendirmek, titanyum-porselen bağlantı kuvvetine olan etkilerini incelemektir. Aşağıda belirtildiği şekilde aşamaları planlanan çalışmamızın hipotezi, MAO ile ara katman olarak oluşturulacak oksit tabakasının ve HA kaplamanın titanyum-porselen bağlantı kuvvetini arttıracığı yönündedir. Bu tez çalışmasının akış şeması Şekil 1' de gösterilmiştir.



Şekil 1. Bu tez çalışmasının akış şeması

2. GENEL BİLGİLER

Alaşım, iki veya daha fazla metalin birleşmesi ile oluşan metalik bir malzemedir (Wataha, 2002). Diş hekimliğinde kullanılan alaşımlarda çoğunlukla altın, paladyum, gümüş, nikel, kobalt ve titanyum elementleri bulunmaktadır (Wataha, 2002).

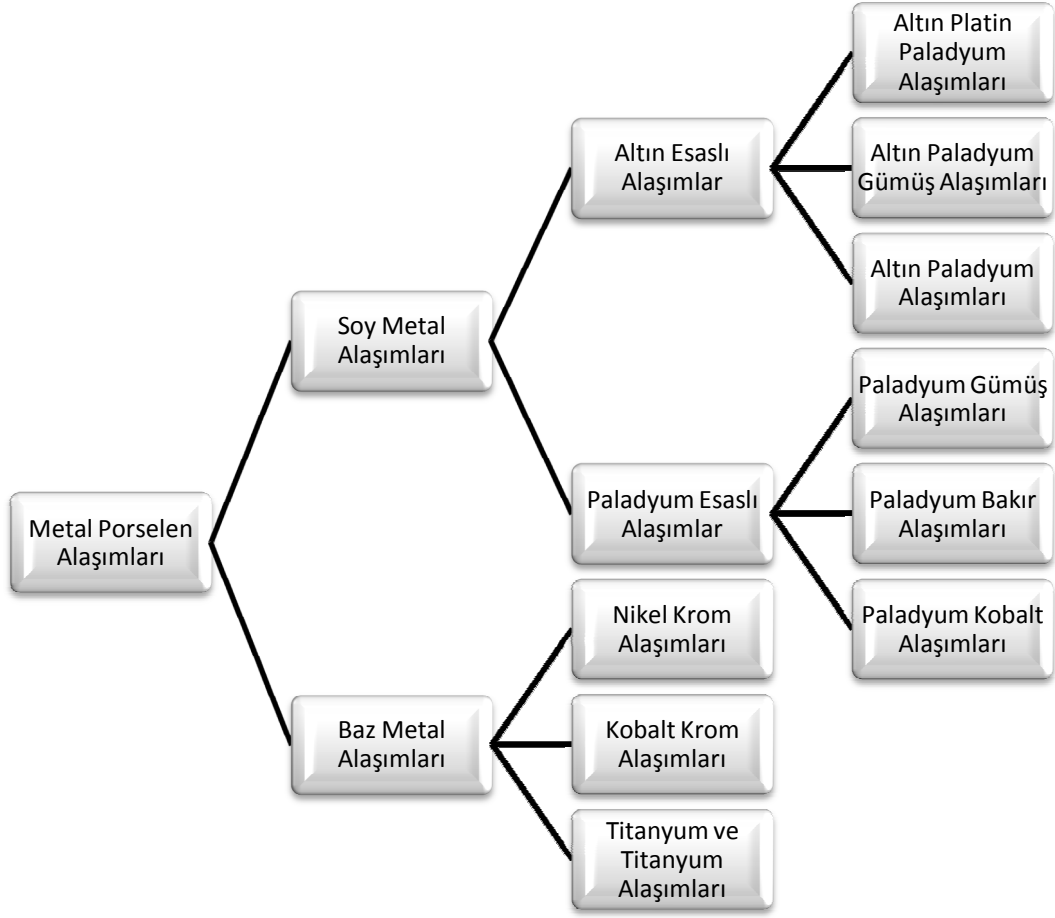
Bu alaşım sistemlerinin her birisinin metalürjisi genellikle karmaşık ve zahmetlidir. Dental protezlerin uzun ömürlü olması ve iyi bir performans sergilemesi isteniyorsa, bu alaşımların uygun olarak seçimi ve manipölasyonu zorunludur. Diş hekimi ve laboratuvarlar tarafından uygun olmayan seçim veya manipölasyon, hastaya uygulanan bu restorasyonların başarısızlığı ile sonuçlanır (Wataha, 2002).

Kullanılacak olan dental alaşımların seçiminde biyouyumluluk, lekelenme ve korozyon direnci, dökülebilirlik, sertlik, elastik modülüsü, bükülme direnci, lehim yapılabilmesi, metal renginin porselen tarafından maskelenebilmesi ve ekonomik olarak uyumlu olması gibi bir çok faktör etkilidir (O'brien, 2002; Wataha, 2002; Wataha ve Messer, 2004).

Mevcut dental alaşımların hiçbir türünde aranılan bütün koşullar mevcut değildir. Bununla birlikte dental alaşımlar, dişler ve çevre dokular ile uzun süre temas ederler. Bu nedenle bütün bu kriterler arasında en önemli faktörler, biyolojik uyumluluk ve korozyona dirençtir (O'brien, 2002; Wataha, 2002; Wataha ve Messer, 2004).

2.1. Dental Alaşımların Sınıflandırılması

Dental alaşımlar, Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association, ADA) tarafından 1974 yılında sınıflandırılmıştır (Wataha, 2002). Yüksek soy, soy ve baz metal olarak alaşımları tanımlayan bu sınıflama, altın ve diğer soy elementlerin miktarını esas alır (Wataha, 2002). ADA sınıflandırmasındaki, farklı kompozisyonlardaki alaşımların aynı grupta yer alması gibi dezavantajlarından dolayı O'brien (2002), aşağıdaki sınıflandırmayı yapmıştır (şekil 2).



Şekil 2. Dental alaşımların sınıflandırılması (O'brien, 2002)

2.1.1. Soy Metal Alaşımları

Altın-Platin-Paladyum Alaşımları

İçeriğinde % 75-88 altın, % 11 oranına kadar paladyum, % 8 oranına kadar platin ve eğer ilave edilmişse % 5 oranına kadar gümüş bulunur. İndiyum, demir ve kalay gibi baz metaller, porselen bağlantısı için eser miktarda bulunur (Naylor, 2009). Genel olarak bu alaşımların avantajları; biyolojik uyumluluğu, dökülebilirliğinin çok iyi olması, mükemmel porselen bağlantısı ve korozyon direncine ilaveten bitim ve uyumlama işlemlerinin kolay olmasıdır. Yüksek yoğunluk, düşük sertlik ve yetersiz elastisite modülüne ilaveten maliyetinin yüksek olması ise başlıca dezavantajlarıdır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Naylor, 2009).

Altın-Paladyum-Gümüş Alaşımları

Genel olarak %39-53 altın, %25-35 paladyum ve %12-22 oranında gümüş içerirler (Naylor, 2009). Bu alaşımlar altın-platin-paladyum alaşımlarına göre daha sert ve yüksek elastisite modülüne sahip olmasının yanı sıra fiyat olarak da daha uygundur.

Fakat alaşımdaki gümüş içeriğine bağlı olarak porselen renginde değişime sebep olmaları en önemli dezavantajlarıdır (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'brien, 2002; Naylor, 2009).

Altın-Paladyum Alaşımları

Gümüşün neden olduğu renk değişikliği etkisini ortadan kaldırmak için gümüş içermeyen altın-paladyum alaşımları geliştirilmiştir. İçeriğinde %44-55 altın, %35-45 paladyum bulunur. Porselen bağlantısını sağlamak için galyum, indiyum ve kalay gibi elementler alaşıma eklenir (Naylor, 2009). Avantajları; mükemmel dökülebilirlik, düşük yoğunluk, uygun gerilme direnci ve sertliğidir. Bu alaşımların dezavantajı ise yüksek genleşmeye sahip porselenlerle uyumsuz termal genleşme katsayısına sahip olması ve maliyetlerinin yüksek olmasıdır (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'brien, 2002; Naylor, 2009).

Paladyum-Gümüş Alaşımları

Paladyum-gümüş alaşımları, altın içermeyen ilk alaşım sistemi olarak 1974' te tanıtılmıştır. Genel olarak %50-60 civarında paladyum, %30-40 oranında gümüş ve ek olarak indiyum ve kalay içermektedirler. Düşük maliyet, düşük yoğunluk, iyi porselen bağlantısı, parlatılabilirlik, korozyona ve kararmaya direnç, yüksek elastisite modülü ve yüksek akma direnci gibi avantajlara sahiptirler (Naylor, 2009). Paladyum gümüş sisteminin başlıca dezavantajları ise porselende renklenmeye sebep olması ve bazı döküm problemleridir (O'brien, 2002; Naylor, 2009).

Paladyum-Bakır Alaşımları

İçeriğinde %70-80 paladyum, %9-15 bakır ve ilave edilmişse %1-2 altın veya platin bulunur. Porselen bağlantısı için galyum, indiyum ve kalay gibi okside olabilen elementler eser miktarda bulunur (Naylor, 2009). Yüksek sertlik, zor parlatılması, metal porselen ara yüzeyinde kalın ve koyu renkte oksit tabakası oluşturması, gaz absorpsiyonuna eğimli olması, ısıl deformasyona uğrayıp kenar açıklığına neden olması gibi dezavantajlarından dolayı kullanımları oldukça kısıtlıdır (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'brien, 2002; Naylor, 2009).

Paladyum-Kobalt Alaşımları

İçeriğinde %78-88 paladyum, %4-10 kobalt ve galyum, indiyum gibi okside olabilen elementler eser miktarda bulunur (Naylor, 2009). Düşük fiyat, düşük yoğunluk ve yüksek ısıl genleşme katsayısına sahip porselenlerle uyumlu olması başlıca

avantajları iken, maskelenmesi güç olan koyu renkte oksit tabakası oluşması en önemli dezavantajlarıdır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Naylor, 2009).

2.1.2. Baz Metal Alaşımları

Nikel-Krom Alaşımları

Bu alaşımlar berilyum içeren ve berilyum içermeyen olarak iki ana gruba ayrılırlar. Berilyum, alaşımın akışkanlığını artırarak dökülebilirliği arttırmakta ve yüksek sıcaklıklarda kalın oksit tabakası oluşumunu engellemektedir. Ancak berilyumun kanserojen etkisinden dolayı berilyum içermeyen nikel krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. İçeriğinde %62-77 nikel, %11-22 krom, demir, molibden, niyobyum, taltal ve bazen bor bulunur (Naylor, 2009). Düşük maliyetinin yanı sıra düşük yoğunluğa sahiptirler ve elastisite modülüsleri oldukça yüksektir. Bu özellikleri ince döküm yapılabilmesine ve uzun köprülerde başarıyla kullanılabilmesine olanak sağlar. Fakat yüksek sertliğinden dolayı laboratuvar işlemleri güçtür ve berilyum içermediğinde kalın oksit tabakası oluşumu en önemli dezavantajlarıdır (Naylor, 2009).

Kobalt-Krom Alaşımları

İçeriğinde %53-68 kobalt, %25-34 krom ve eser miktarda molibden içerirler (Naylor, 2009). Nikel ve berilyum içermedikleri için toksisitenin olmaması, düşük yoğunluk ve düşük maliyet avantajları arasında yer alırken, nikel-krom alaşımlarına göre döküm ve işlenebilirlik zorluğu, yüksek sertlik önemli dezavantajlarıdır (O'brien, 2002; Naylor, 2009).

Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum ilk olarak 1791 yılında rahip olan William McGregor tarafından, İngiltere sınırları içerisinde bulunan Cornwall kasabasında siyah manyetik kumların içerisinden bulunmuştur. 3 yıl sonra Klaproth yeni bir metalin oksidi olarak rutil (TiO_2)' i bulmuş ve Yunan Titanlarından esinlenerek, bu metale "titanyum" adını vermiştir (Williams, 1981). Titanyum reaktif bir metaldir. Titanyum cevherlerinden veya rutil (TiO_2)' den saf titanyum elde edilmesi zordur (Wang ve Fenton, 1996). 1930' larda Dr. Wilhelm Kroll kendi adını verdiği yöntemle bugün de kullanılan saf titanyum elde edilme yöntemini keşfetmiştir (Williams, 1981). Bu yöntemde öncelikle titanyum cevherinin karbon ve klor ilavesi ile ekzotermal reaksiyonda titanyum klorür ($TiCl_4$) elde edilir. Daha sonra elde edilen titanyum klorür, magnezyum ve sodyum ile indirgenir. Elde edilen titanyum, vakumlu ortamlarda eritilip birleştirilerek titanyum

ingotlar elde edilir. (Lautenschlager ve Monaghan, 1993; Wang ve Fenton, 1996; Uzun ve Bayındır, 2010).

2.2. Titanyumun Özellikleri

Atom numarası 22, atomik ağırlığı ise 47,88 olan titanyum bir geçiş elementidir ve periyodik tablonun dördüncü grubunda yer alır (Williams, 1981).

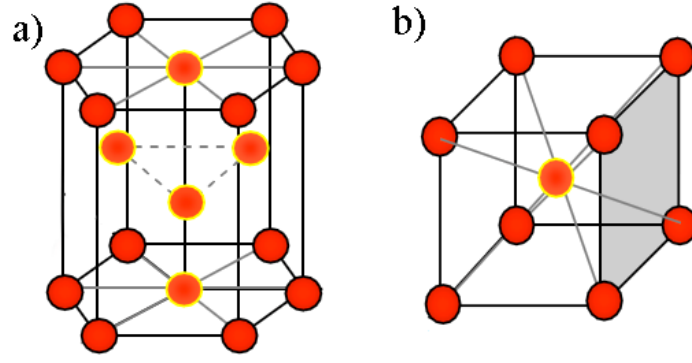
Oldukça hafif bir metal olan titanyumun 25°C’deki yoğunluğu 4.505 g/cm³’tür (Williams, 1981). Bu değer dış hekimliğinde kullanılan altın, nikel-krom ve krom-kobalt alaşımlarından oldukça düşüktür (Wang ve Fenton, 1996).

Saf titanyum ve titanyum alaşımlarının fiziksel ve mekanik özellikleri, oksijen, demir, nitrojen gibi farklı elementlerin az miktarda ilavesi ile büyük ölçüde değişebilmektedir (Wang ve Fenton, 1996). Ticari saf titanyum içerdiği küçük miktardaki elementlere göre dört farklı şekilde (Grade 1-4) bulunmaktadır (Uzun ve Bayındır, 2010). Saf titanyumun kimyasal kompozisyonu Tablo 1’de gösterilmektedir (Pohler, 2000).

Tablo 1. Saf titanyumun kimyasal kompozisyonu (%)

Element / Saflık Derecesi	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4
Nitrojen (N)	0,03	0,03	0,05	0,05
Karbon (C)	0,10	0,10	0,10	0,10
Hidrojen (H)	0,01	0,01	0,01	0,01
Demir (Fe)	0,20	0,30	0,30	0,50
Oksijen (O)	0,18	0,25	0,35	0,40
Titanyum (Ti)	99,48	99,31	99,19	98,94

Titanyumun erime noktası 1668°C’dir (Anusavice, 2003) ve iki kristal modifikasyona sahiptir. Bunlar, oda sıcaklığında yakın alanlı hekzagonal kristal yapıya sahip α -titanyum ve 882°C üzerinde gövde merkezli kübik yapıya sahip olan β -titanyum’dur (Şekil 3) (Williams, 1981). α fazından β fazına, β fazından α fazına geçiş mümkündür. Oksijen, nitrojen, hidrojen gibi gaz türleri titanyumun esnekliğini etkiler. Bu elementlerden oksijen ve nitrojen α yapısını stabilize ederken, hidrojen β yapısını stabilize etmektedir (Kononen ve Kivilahti, 2001).



Şekil 3. a) Yakın alanlı hekzagonal kristal yapı, b) Gövde merkezli kübik yapı

α , β , ($\alpha+\beta$) olmak üzere üç formda bulunan titanyum alaşımlarından en önemlisi ve en sık kullanılanı, arzu edilen oran ve öngörülür üretilebilirliğinden dolayı $\alpha+\beta$ formunda bulunan Ti6Al4V alaşımıdır. Bu alaşım, titanyumun mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla alüminyum ve vanadyum ile alaşımlanması ile oluşmaktadır (Lautenschlager ve Monaghan, 1993; Wang ve Fenton, 1996). Kullanılan alüminyum α stabilizasyonu sağlarken, vanadyum β stabilizasyonunda görev alır. α fazının β fazına dönüştüğü sıcaklıkta alüminyum ve vanadyumun ilavesi ile bu dönüşüm baskılanmış olur. Böylece oda sıcaklığında hem α hem de β formları oluşmuş olur (Niinomi, 1998; Uzun ve Bayındır, 2010).

Titanyum ve titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri Tablo 2' de gösterilmektedir (Niinomi, 1998). Saf titanyumun (Grade 1-4) elastik modülü 102-104 GPa arasında, kalıcı deformasyon direnci 170-483 MPa arasında, gerilme direnci ise 240-550 MPa arasında değişmektedir. En sık kullanılan titanyum alaşımı olan Ti6Al4V alaşımının elastik modülü 101-110 Gpa arasında, kalıcı deformasyon direnci 795-875 MPa arasında, gerilme direnci ise 860-965 MPa arasında değişmektedir (Niinomi, 1998).

Tablo 2. Titanyum ve titanyum alaşımların mekanik özellikleri

Materyal	Gerilme	Kalıcı Deformasyon	Uzama (%)	Elastik Modülü
	Direnci (MPa)	Direnci (MPa)		(GPa)
Saf Ti Grade 1	240	170	24	102,7
Saf Ti Grade 2	345	275	20	102,7
Saf Ti Grade 3	450	380	18	103,4
Saf Ti Grade 4	550	485	15	104,1
Ti6Al4V	860-965	795-875	10-15	101-110

Titanyumun atomik yapısı $1s^2, 2s^2, 2p^6, 3s^2, 3p^6, 3d^2, 4s^2$ şeklindedir. En dışta bulunan ve hafifçe tutunan $3d^2$ ve $4s^2$ elektronları, son derece reaktif ve hızlı şekilde kuvvetli oksit oluştururlar. Bu oksit tabaka, titanyumun biyoyumluluğunu sağlar. Kalan elektronlar ise oldukça stabil ve sıkı bağlanırlar (Mccracken, 1999). Oluşan oksit tabakaları oldukça komplikedir. Bu oksit formları TiO, Ti_2O_3, Ti_3O_5 ve TiO_2 formatında olabilir. En dıştaki oksit tabaka daima oksijenden zengin titanyum dioksittir (Kononen ve Kivilahti, 2001). Titanyumun çevre direnci, ince, inatçı ve oldukça koruyucu bir yüzey oluşturan bu oksit tabakasına bağlıdır (Wang ve Fenton, 1996). Titanyum yüzeyinde oluşan oksit tabakası, materyali asit ataklarına, termal ve kimyasal etkilere karşı korumaktadır. Elektrokimyasal ataklara karşı materyali koruyan bu pasif oksit tabaka, üstün korozyon direnci sağlar. Üstün korozyon direnci ise titanyum ve alaşımlarının diş hekimliğinde tercih edilmesinin en önemli nedenlerinden biri olan mükemmel biyoyumluluğunu sağlar (Lautenschlager ve Monaghan, 1993; Cai ve ark., 1999; Koike ve Fujii, 2001; Koike ve ark., 2003). Titanyumun yüzeyindeki oksit tabakası, herhangi bir zarara karşı kendini yenileme özelliğine sahiptir (Wang ve Fenton, 1996).

2 ila 4 arasında değişen farklı değerlikte olan titanyum, metalik elementler arasında oldukça sıra dışı bir metaldir. Yüksek dayanıklılık ve nispeten düşük yoğunluk, titanyumun özel elektron yapısı ile ilgilidir. Bu durum titanyum atomlarının arasında nispeten güçlü ve uzun bağların oluşumuna izin verir (Kononen ve Kivilahti, 2001).

Titanyumun oksijene afinitesi yüzeyde bir pasifizasyon tabakası oluşturmakla kalmaz, aynı zamanda $800^\circ C$ ' nin üzerinde oksijenin titanyum içine difüzyonu ile pasifizasyon tabakasına göre daha kalın, sert ve kırılğan olan kontaminasyon tabakası oluşur. Oksijenle kontamine olmuş titanyum yüzeyinin soğuması esnasında α -titanyum

içine geçiş yapan β titanyum, alttaki α titanyumdan düşük oksijen içeriğini ayırarak α -case adı verilen bu kontaminasyon tabakasını oluşturmaktadır (Kononen ve Kivilahti, 2001). Bu tabaka materyalin gerilme direnci ve şekil verilebilirliğini azalttığından dolayı oluşması istenmemektedir (Ulusoy ve Aydın, 2010).

2.3. Titanyum Üretimi

Metal restorasyonların üretiminde, mum atım tekniği ile döküm yöntemi, en yaygın kullanılan yöntemlerden biridir. 1980' lerin ortalarından bugüne kadar titanyum dökümünde uygun metodu bulmak için çok çaba sarf edilmiştir (Haag ve Nilner, 2007). Günümüzde üç farklı türde özel olarak tasarlanmış titanyum döküm sistemleri mevcuttur. Bunlar; eritme ve dökümün ayrı bölmelerde olduğu basınç/vakum döküm (Castmatic, Dentaurum), eritme ve dökümün tek bölmede olduğu basınç/vakum döküm (Cyclarc, J Morita) ve vakum/santrifüj döküm (Tycast, Jeneric/ Penetron ve Titaniumer, Ohara)' sistemleridir (Wang ve Fenton, 1996). Titanyumun dökümü konusunda olumlu gelişmeler olmasına rağmen büzülme ve porözite oluşumu gibi halen birçok teknik problemle karşılaşıldığı belirtilmektedir (Haag ve Nilner, 2007; Iseri ve ark., 2011).

Döküm yöntemlerinden farklı olarak bazı sistemler CAD-CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım - Bilgisayar Destekli Üretim) ile kombine olarak freze yöntemleri (milling) ile titanyum restorasyonlar üretirler. Bu yöntem, konvansiyonel döküm yöntemlerine göre daha uyumlu ve basit üretime olanak tanır (Wang ve Fenton, 1996; Haag ve Nilner, 2007; Boeckler ve ark., 2009).

CAD-CAM yöntemiyle titanyum kron ve sabit parsiyel protez yapımı ilk olarak Procera (Nobel Biocare) üzerinde Anderson tarafından geliştirilmiştir (Andersson ve ark., 1989; Wang ve Fenton, 1996). Procera (Nobel Biocare) üretim sisteminde freze, spark erozyon ve lazerle kaynak yöntemleri birleştirilmiştir (Sjogren ve ark., 1988; Haag ve Nilner, 2007). Bu üretim sistemiyle birlikte büzülme ve porözite gibi döküm problemleri de ortadan kalkmıştır (Haag ve Nilner, 2007). Teknolojinin gelişimiyle birlikte günümüzde hazır titanyum bloklarını CAD-CAM yöntemiyle işleyebilen birçok sistem mevcuttur (Leong ve ark., 1994; Samet ve ark., 1995; Besimo ve ark., 1997; Witkowski ve ark., 2006; Uzun ve Bayındır, 2010).

2.4. Titanyumun Kullanım Alanları

Titanyum, düşük ağırlık oranına göre gösterdiği yüksek mukavemet, mükemmel korozyon direnci ve biyouyumluluğu gibi üstün özellikleri sayesinde havacılık sektöründe jet motorları, füzeler ve uzay araçlarında, ulaşım ve denizcilik sektöründe, otomobil, uçak ve denizaltı çalışmalarında, endüstri işlemlerinde kimyasal ve petrokimyada, askeri alanda uçak ve füzelerde, spor malzemelerinde bisiklet, tenis raketi, olta ve kayak takımlarında, cep telefonu, takı ve aksesuarlarda ve sağlık alanında ortopedik eklem, implant, kalp kapakçığı ve protez yapımı gibi birçok tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır (Lautenschlager ve Monaghan, 1993; Wang ve Fenton, 1996; Oosthuizen, 2011).

Diş hekimliğinde titanyum, implant yapımında, sabit ve hareketli protezlerde, ortodontik tel yapımında ve endodontik kanal aletlerinde kullanılmaktadır (Lautenschlager ve Monaghan, 1993; Niinomi, 1998; Uzun ve Bayındır, 2010).

2.5. Dental Porselenler

Yunanca "keramos, keramikos, keramenes" kelimelerinden türemiş olan "Seramik" sözcüğü topraktan yapılmış anlamını taşır. Seramiğin içeriğindeki kaolinin, silika ve feldspar gibi diğer minerallerle karıştırılması sonucu şeffaflık ve dayanıklılık sağlanır. Bu ilave unsurları içeren materyale "porselen" adı verilir (Nayır, 1999).

2.5.1. Dental Porselenlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan porselen, içerik olarak eşya yapımında kullanılan porselene benzemekle beraber, içerisindeki oranlar ve pişirme sistemleri oldukça farklıdır. Yapı olarak dört oksijen atomu ile merkezde yer alan bir silisyum (Si^{+4}) arasında kimyasal bağlar içeren silisyum tetraoksitten (SiO_4) oluşan dental porselenin temel bileşenleri feldspar, kuartz ve kaolindir (Akın, 1990; Nayır, 1999).

Feldspar: Porselene doğal bir saydamlık veren ve ana yapıyı teşkil eden maddedir. Porselen tozunda yaklaşık %60 oranında bulunmaktadır. Potasyum alüminyum silikat ($K_2O Al_2O_3 6SiO_2$) ve albit olarak da bilinen sodyum alüminyum silikatın ($Na_2O Al_2O_3 6SiO_2$) karışımından oluşmaktadır. Feldspar 1250-1500°C civarında ergiyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür. Feldsparın soda formu ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu fırınlama sırasında eriyerek kuartz, kil ile matriks oluşturur ve camın viskozitesini artırır. Fırınlama sırasında oluşan toplanma ve

piroplastik akmayı azaltarak, diş şekli ve yüzey detaylarının kaybolmasını engeller. (Zaimoğlu ve ark., 1993; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

Kuartz (Silika): Silika yapısında (SiO_2) olan kuartz, yapı içerisinde doldurucu görevi yapar. Porselen tozunda %10-30 oranında bulunur. Erime ısısı diğer maddelere nazaran daha yüksek olan (yaklaşık 1700°C) kuartz tutucu bir destek oluşturur ve porselen restorasyonun şeklinin korunmasını sağlar. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önler, kitleye stabilite sağlar, termal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcı olur ve porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar (Zaimoğlu ve ark., 1993; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Craig, 2002).

Kaolin: Dehidrate olmuş alüminyum silikattır ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). in kili olarak ta adlandırılan kaolin, yapışkan bir yapıya sahiptir ve diğer materyalleri bir arada tutar. Porselenin modelajında kolaylık sağlar. Isıya karşı oldukça dayanıklı ve opak yapıdadır. Porselen tozunda %1-5 oranında bulunur (Zaimoğlu ve ark., 1993; Zaimoğlu ve Can, 2004; Baydaş, 2005).

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri ve opaklaştırıcı ajanlar da dental porselenin yapısına eklenmektedir (Akın, 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993; Nayır, 1999; Coşkun ve Yaluğ, 2002; Craig, 2002).

Akışkanlar ve cam modifiye ediciler olarak kalsiyum oksit (CaO), sodyum oksit (Na_2O) ve potasyum oksit (K_2O) porselen tozuna katılır. Termal genleşme katsayısını arttırıp, porselenin erime derecesini düşürürler (Anusavice, 2003).

Diş hekimliğinde kullanılan oksitlerle akışkanlığa karşı direnç elde edilmektedir. Bu nedenle porselenlerin düşük fırınlama ısısına sahip, ancak yüksek viskozitede olması amacıyla porselen tozuna ara oksitler ilave edilmektedir. Camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır (Shillingburg ve ark., 1997; Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

Dental porselenlere renklendirici olarak renk fritleri denilen bazı metal oksitler eklenir. Bunlar titanyum, uranyum, demir, krom, kobalt, nikel, bakır, manganez, zirkonyum ve kalay gibi metal oksitlerdir (O'brien, 2002).

Diş rengine benzer etki oluşması için dental porselenlere opaklaştırıcı ve floresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da eklenmektedir. Opaklaştırıcı olarak seryum, titanyum ve zirkonyum oksitler kullanılır (O'brien, 2002). Dental porselenlerin

floresans özelliğini geliştirmesi amacıyla ise europinyum, samaryum, uterbiyum gibi elementler kullanılır (O'brien, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

2.5.2. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Dental porselen sistemleri, farklı araştırmacılar tarafından çeşitli şekilde sınıflandırılmaktadır;

Dental Porselenlerin Fırınlanma Derecelerine Göre Sınıflandırılması

Dental porselenler fırınlanma derecelerine göre şu şekilde sınıflandırılır:

- Yüksek ısı porselenleri
- Orta ısı porselenleri
- Düşük ısı porselenleri
- Ultra düşük ısı porselenleri (Anusavice, 2003).

Yüksek Isı Porselenleri

Fırınlanma sıcaklıkları 1290-1370°C arasındadır (Ünsal ve Üşümez, 2010). Suni dişlerin ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar. (Zaimoğlu ve ark., 1993; Craig, 2002; Anusavice, 2003).

Orta Isı Porselenleri

Fırınlama sıcaklıkları 1090-1260°C civarındadır (Ünsal ve Üşümez, 2010). Yüksek ısı porselenine göre içeriğindeki akışkan miktarı daha fazla olup daha düşük derecelerde erirler. Gövde porseleni yapımında kullanılırlar. (Akın, 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993; Craig, 2002; Denry, 2002; Anusavice, 2003).

Düşük Isı Porselenleri

Fırınlama sıcaklıkları 870-1065°C arasındadır (Ünsal ve Üşümez, 2010). Jaket kron, metal destekli porselen restorasyonlar, alüminoz porselenler, çeşitli boya ve parlatma tozlarında kullanılırlar. Fırınlama sonrasında daha fazla cama benzeyen, daha homojen, daha az kuartz içeren mikro yapı içerirler (Zaimoğlu ve ark., 1993; Craig, 2002; Denry, 2002; Anusavice, 2003).

Ultra Düşük Isı Porselenleri

850°C' den daha düşük sıcaklıkta fırınlanırlar (Anusavice, 2003). Ultra düşük ısı porselenlerinin bazıları, büzülme katsayılarının düşük olması nedeniyle titanyum ve titanyum alaşımları ile birlikte kullanılmaktadırlar. Fırınlama sıcaklıklarının düşük olması, metal oksit açığa çıkma riskini azaltmaktadır (Craig, 2002; Anusavice, 2003).

Dental Porselenlerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

Dental porselenler, yapım tekniklerine göre şu şekilde sınıflandırılır:

I. Metal destekli dental porselenler

II. Metal desteksiz dental porselenler

- Geleneksel toz-likit porselenler
- Dökülebilir porselenler
- Bilgisayar destekli (CAD-CAM) hazırlanan porselenler
- Isı ve basınç altında preslenen porselenler
- İnfiltre porselenler (Rosenblum ve Schulman, 1997; Blatz, 2002).

Dental Porselenlerin Uygulama Alanlarına Göre Sınıflandırılması

Dental porselenler uygulama alanları göre şu şekilde sınıflandırılır:

- Metal kron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler
- Full porselen kronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler
- Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler (Craig, 2002)

2.6. Metal Porselen Bağlantısı

Metal alaşımları ile dental porselenin bağlantısı konusunda farklı fikirler öne sürülmüştür. Yapılan ilk çalışmalarda, araştırmacılar metalin porselen ile sıkıca örtünmesinin ve Van Der Walls kuvvetlerinin öneminden bahsetmişlerdir. Ancak daha sonra yapılan çalışmalarda, moleküllerin birbirini çekmelerine dayanan Van Der Walls kuvvetlerinin çok küçük olduğunu göstermiştir (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Metal ile porselen arasındaki bağlantı mekanizması mekanik bağlanma, sıkıştırma kuvvetleri, Van Der Walls kuvvetleri ve kimyasal bağlanma şeklindedir (Ünsal ve Üşümez, 2010).

Mekanik Bağlantı

Metal alt yapı yüzeyinin çeşitli yöntemlerle pürüzlendirilmesi metal üzerine uygulanan dental porselen için tutucu bir yüzey oluşturmaktadır. Prepare edilmemiş metal ile karşılaştırıldığında yüzey bitirme işleminin metal ile porselen arasındaki bağlantıyı arttırdığı bildirilmiştir (Ünsal ve Üşümez, 2010). Metal yüzeyinin çeşitli taşlar, diskler ve zımparalar ile pürüzlendirilmesine ilave olarak çeşitli büyüklükte alüminyum oksit tozlarının basınçlı hava ile metal yüzeyine uygulanması sıklıkla tercih

edilen bir yöntemdir. Bu yöntem ile metal yüzeyindeki pürüzlülüğün ve düzensizliğin giderilip yeni bir pürüzlü yüzey ile yüzey alanı da arttırılarak porselenin metale tutunması sağlanır (Zaimoğlu ve Can, 2004; Naylor, 2009). Hava ile abrazyonun ıslanabilirliği arttırdığı, mekanik kilitlenme sağladığı ve kimyasal bağlanma için yüzey alanını genişlettiği gözlenmektedir (Ünsal ve Üşümez, 2010).

Sıkıştırma Kuvvetlerinden Kaynaklanan Bağlantı

Metal porselen restorasyonlarda metal ile porselenin ısıl genişleme katsayıları arasında çok küçük farklılık olması sonucu porselen içerisinde baskı stresleri oluşurken, metalde gerilim stresleri oluşur. Isıl genişleme katsayılarındaki bu küçük farklılık, restorasyonun fırınlamadan sonra soğuması esnasında porselenin metale doğru çekilmesine yol açacaktır. Sonuç olarak, metal ile porselen bağlantısına katkısı olan bir sıkıştırma kuvveti etkisi ortaya çıkmaktadır (Naylor, 2009; Ünsal ve Üşümez, 2010).

Van Der Walls Kuvvetlerinden Kaynaklanan Bağlantı

Yüklenmiş moleküllerin karşılıklı elektrostatik çekiminin sebep olduğu bir bağlantı çeşididir. Kimyasal olmayan bu bağlantı çeşidi, bağlanmaya azda olsa katkıda bulunmaktadır (Naylor, 2009; Ünsal ve Üşümez, 2010). Dental porselenin fırınlama esnasında eriyip akıcı duruma geçerek pürüzlü yüzeyi ıslatması ile tutunma sağlanır. Metal alt yapı yüzeyi ile eriyen porselen arasında bir temas açısı oluşur. Oluşan bu temas açısı ne kadar küçük ise, ıslanabilirlik ve bağlanma o kadar iyi olur. Soy metal alaşımlarının ıslanabilirliği, soy olmayan metal alaşımlarına göre çok daha iyidir. Soy metal alaşımları porselen ile 45-55° lik temas açısı gösterirken, soy olmayan metal alaşımları 80-100° lik temas açısı göstermektedir (Zaimoğlu ve Can, 2004). Her ne kadar Van Der Walls kuvvetlerinin sebep olduğu moleküler çekim, toplam bağlanma gücüne çok düşük seviyede katkı yapsa da, en önemli bağlanma mekanizması olan kimyasal bağlanmanın başlamasında oldukça önem taşır (Ünsal ve Üşümez, 2010).

Kimyasal Bağlantı

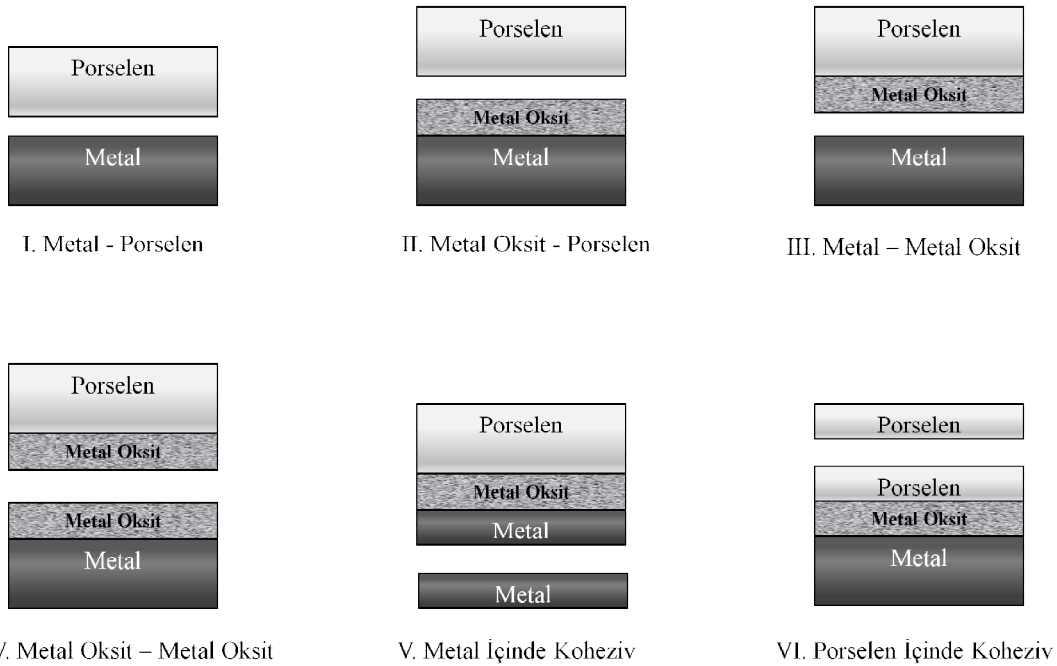
Kimyasal bağlanma, metal alt yapı üzerinde bir oksit tabakası oluşumu ve okside edici bir ortamda fırınlama yapılması ile artan bağlantı gücüdür (Ünsal ve Üşümez, 2010). Soy metal alaşımlarda oksit tabakası oluşumu, alaşım içerisine katılan demir, indiyum, kalay gibi okside edici metaller vasıtasıyla gerçekleşir. Fırınlama sırasında bu metaller, alaşım yüzeyine yayılarak porselen içerisindeki benzer oksitler ile bağlanır (Zaimoğlu ve Can, 2004). Soy olmayan metal alaşımlarda ise herhangi bir

metal ilavesi olmaksızın metallerin kendi oksitleri, bu ara oksit tabakasını oluştururlar (Zaimoğlu ve Can, 2004; Ünsal ve Üşümez, 2010). Fakat soy olmayan metal alaşımlarda yüzeyde oluşan bu oksit tabakasının kalınlığını kontrol etmek zordur ve oksit tabakasının fazla kalın olması bağlantı başarısızlığına sebep olur (Zaimoğlu ve Can, 2004). Porselenin metal alt yapı yüzeyinden temiz bir şekilde ayrılması, koping yüzeyindeki kontaminasyondan veya oksit tabakasının kalınlığından dolayı meydana gelen bağlanma hatasının göstergesidir. Bazı durumlarda bağlantıyı güçlendirmek için bağlayıcı ajanlar kullanılır. Bağlayıcı ajanların kullanıldığı durumlarda oluşan oksit tabakası, bağlayıcı ajan ile metal arasındadır (Ünsal ve Üşümez, 2010).

2.6.1. Metal Porselen Bağlantısında Başarısızlık Tipleri

Metal ile porselen arasındaki bağlantı başarısızlıklarını O'Brien, altı tipe ayırmıştır (Zaimoğlu ve ark., 1993):

- Metal-porselen arası başarısızlık
- Metal oksit-porselen arası başarısızlık
- Metal-metal oksit arası başarısızlık
- Metal oksit-metal oksit arası başarısızlık
- Metal içinde koheziv başarısızlık
- Porselen içinde koheziv başarısızlık (Şekil 4).



Şekil 4. Metal porselen arasındaki bağlantı başarısızlıkları

- **Metal-porselen arası başarısızlık**

Bu ayrılma tipinde metal, bir yüzey halinde porselenden ayrılır. Metal alt yapı okside edilmeden porselen fırımlandığında ya da kirli yüzey üzerinde çalışıldığında bu tip başarısızlık tipi görülmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Baydaş, 2005).

- **Metal oksit-porselen arası başarısızlık**

Bu durum kıymetsiz metal alaşımların kullanıldığı durumlarda en sık görülen ayrılma tipidir. Oksit tabakası metale bağlı olarak kalırken, porselen metal oksitten ayrılır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Baydaş, 2005).

- **Metal-metal oksit arası başarısızlık**

Bu tip ayrılmada oksit tabakası metalden ayrılırken porselenle beraber hareket eder. Genellikle kıymetsiz metal alaşımlardaki krom oksit ve nikel oksitin varlığında görülür (Zaimoğlu ve ark., 1993; Baydaş, 2005).

- **Metal oksit-metal oksit arası başarısızlık**

Metal ile porselen arasındaki oksit tabakası fazla olduğu durumda oksit tabakasında ayrılmalar görülür (Zaimoğlu ve ark., 1993; Baydaş, 2005).

- **Metal içinde koheziv başarısızlık**

Metalin yüzeyi düzgün olmadığı zamanlarda ve çoğunlukla köprülerin gövde ile destek dış birleşim yerlerinde görülür (Zaimoğlu ve ark., 1993).

- **Porselen içinde koheziv başarısızlık**

Porselende gerilim tipi kuvvetler oluştuğunda ortaya çıkar. Bu tip başarısızlık tipinde porselen içinde kopmalar görülür (Baydaş, 2005).

2.6.2. Titanyum Porselen Bağlantısı

Titanyum ve alaşımları mükemmel biyouyumlulukları, yüksek korozyon dirençleri, yüksek mekanik özellikleri, altın alaşımlarına kıyasla daha ucuz maliyetleri sayesinde metal-porselen restorasyonlarına alternatif olarak karşımıza çıkmaktadırlar. Ancak diş hekimliğinde özellikle sabit protetik tedavilerde titanyum ve alaşımlarının kullanılmasında birçok sorun ile karşılaşmaktadır (Adachi ve ark., 1990). Titanyum yüzeyleri oksijen kontaminasyonuna açıktır. 800°C üzerindeki sıcaklıklarda titanyum yüzeyinde hızlı bir şekilde “ α tabakası” denilen kalınlığı kontrol edilemeyen bir oksidasyon tabakası oluşmaktadır ve porselen ile bağlantı sorunlarına neden olmaktadır (Derand ve Hero, 1992). Bu konuda yapılmış çeşitli çalışmalarda, döküm ve döküm

olmayan titanyum yüzeyleri arasında yukarıda belirtilen problem açısından anlamlı bir fark olmadığı rapor edilmiştir (Derand ve Hero, 1992; Pang ve ark., 1995; Inan ve ark., 2006). Ayrıca metal-porselen arasındaki bağlantının ısıl ve mekanik streslere karşı koyabilmesi için belli bir değerde olması gerekir (Al Hussaini ve Al Wazzan, 2005). Metal-porselen arasındaki bu bağlantıyı etkileyen birçok mekanik, ısıl ve kimyasal faktör mevcuttur. Literatürde bu faktörleri inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır. (Reyes ve ark., 2001; Al Hussaini ve Al Wazzan, 2005; Troia ve ark., 2008; Kim ve Cho, 2009; Papadopoulos ve Spyropoulos, 2009).

Oksidasyon probleminin önüne geçilebilmesi için değişik yüzey işlemleri ile ilgili çeşitli yaklaşımlar rapor edilmiştir. Çeşitli partiküller ile kumlama, asit ile pürüzlendirme, lazer ile pürüzlendirme gibi yüzey işlemleri ile ilgili farklı çalışmalar yapılmıştır (Yılmaz ve Dincer, 1999; Cai ve ark., 2001; Al Hussaini ve Al Wazzan, 2005; Kim ve Cho, 2009). Bunlardan bir tanesi de titanyum ve alaşımlarının yüzeyinin başka bir tabaka ile kaplanarak üzerine uygulanan seramiğin fırınlanması esnasında bağlantıyı olumsuz yönde etkileyen oksidasyon tabakasının kontrol edilerek metal ve porselen arasındaki bağlantının güçlendirilmesidir. Bu çalışmada titanyum yüzeyinin nitridasyonu ile yüzeydeki film tabakasının kontrol edilebileceğini ve böylece tatminkar bir metal porselen bağlantısının sağlanabileceğini bildirmiştir. Ancak çalışmalarının ikinci bölümünde yapılan mekanik testlerin başarısızlığını rapor etmişlerdir (Oshida ve Hashem, 1993). Başka bir çalışmada ise titanyum yüzeyinin silikon nitrit (Si_3N_4) ile kaplanmasının oksidasyonu önleyerek başarılı bir bağlantı sağlamada etkili olduğunu bildirmiştir (Wang ve ark., 1999).

Titanyum üzerine yapılan iki farklı çalışmada kumlamanın titanyum yüzeyinde etkili olmadığını bildirmiştir (Inan ve ark., 2006; Papadopoulos ve Spyropoulos, 2009). Başka bir çalışmada çeşitli asitler ile yüzeyin pürüzlendirilmesinin bağlantı dayanıklılığında artışa neden olduğu rapor edilmiştir (Troia ve ark., 2008). Noritake porselen sisteminin kullanıldığı bir çalışmada 250 μm tane boyutuna sahip alümina ile kumlamanın önemli olduğu, hidroklorik asit kullanımının etkisiz olduğunu bildirilmiştir (Al Hussaini ve Al Wazzan, 2005). Titanyum yüzeylerinin Nd: YAG lazer ile pürüzlendirilmesinin etkisini araştıran bir başka çalışmada ise lazerle pürüzlendirmenin kumlamaya oranla daha iyi bağlantı dayanıklılığı değerleri verdiği ancak anlamlı farklılık olmadığı rapor edilmiştir (Kim ve Cho, 2009).

2.7. Titanyum Yüzeyinin Hazırlanmasında Kullanılan Metotlar

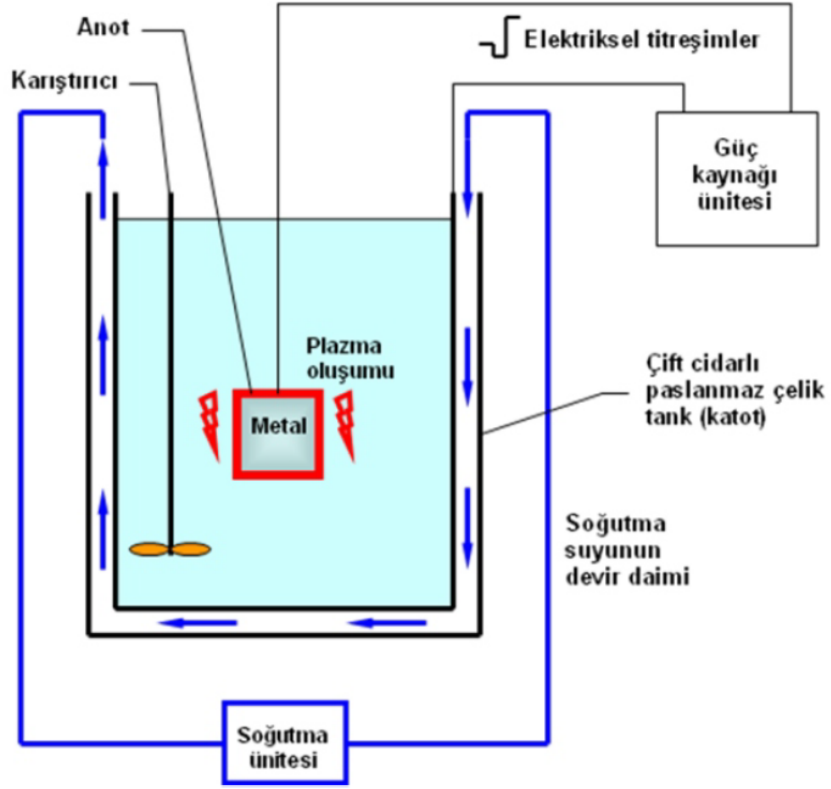
2.7.1. Kuşlama Yöntemi

Kuşlama yöntemi, materyallerin yüzeyini temizlemek ve yüzey alanını arttırarak mikro mekanik bağlantıyı sağlamak için sıklıkla kullanılmaktadır. Kuşlama için Al_2O_3 partiküllerinin kullanılması en yaygın yöntemlerden biridir. Al_2O_3 ile yüzey pürüzlendirilerek yüzey gerilimi azaltılıp, bağlantı yüzey alanı arttırılır. Böylece mikro mekanik retansiyon geliştirilmiş olunur (Kern ve Thompson, 1994; Kern ve Wegner, 1998).

2.7.2. Mikro Ark Oksidasyon Yöntemi

Mikro ark oksidasyon işlemi, baz solüsyon içeren bir elektroliz hücresinde anot olarak bağlanan metalin yüksek voltaj uygulanması ile sürekli ve kısa süreli polarizasyonla yüzeyinin kontrollü olarak oksit kaplanması prensibine dayanır (Yerokhin ve ark., 1999). Mikro ark oksidasyon işlemi tanımlamak için bir çok terim kullanılmaktadır. Bunlar; kıvılcımlı anodik oksidasyon (spark anodizing), anodik kıvılcımlı biriktirme (anodic spark deposition), mikro ark anodik oksidasyon (micro arc anodizing), mikro plazma anodik oksidasyon (microplasma anodizing), mikro plazma oksidasyon (mikro plazma oxidation), plazma elektrolitik oksidasyon (plasma electrolytic oxidation) ve elektroplazma oksidasyon (elektroplasma oxidation) olarak sayılabilir (Yerokhin ve ark., 2003; Wang ve ark., 2006).

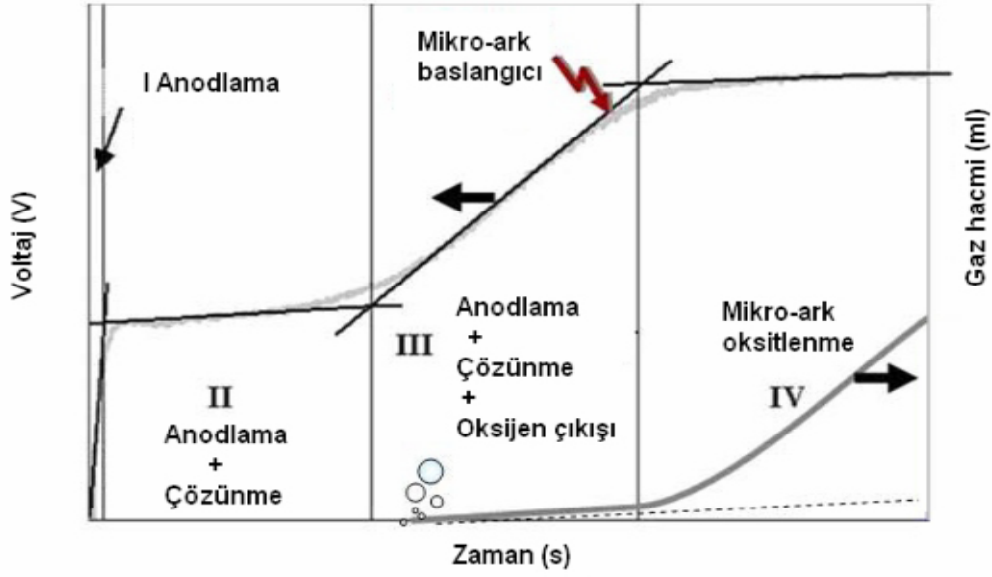
Mikro ark oksidasyon işlemi temel olarak, güç kaynağı, elektrolit banyosu, anot, katot ve soğutma sistemi içeren elektrolitik bir hücre düzeneğinden meydana gelmektedir. Bu düzenek en basit haliyle Şekil 5' te görülmektedir (Tekin ve ark., 2008). Güç kaynağının pozitif kutbuna oksitlenecek olan numune anot olarak bağlanırken, genellikle paslanmaz çelikten imal edilen tank, güç kaynağının negatif kutbuna katot olarak bağlanır. Sıcaklık artışlarını azaltmak için soğutma suyu çift cidarlı tank içerisinden dolaştırılır. Böylece sistemin daima uygun sıcaklıkta çalışması sağlanmış olur (Tekin ve ark., 2008). Elektrolitik çözeltiliye daldırılan anot numuneye negatif voltaj, katoda ise pozitif voltaj verilerek anot üzerinde ark oluşturulması ile numunenin yüzeyinin oksitlenmesi sağlanır (Günyüz, 2007).



Şekil 5. Mikro ark oksidasyon düzeneği (Tekin ve ark., 2008)

Elektrolit çözelti içerisinde daldırılan anot numuneye negatif voltaj uygulaması ile numune yüzeyinde oksit film oluşumu başlamaktadır. Bu aşama klasik bir anodik oksidasyon işlemidir. Ancak, numuneye uygulanan voltaj belirli bir değeri geçtiğinde, malzeme yüzeyinde ark oluşumu ile birlikte mikro ark oksidasyon süreci başlamaktadır. Malzeme yüzeyinde arkların oluştuğu bu kritik voltaj değeri, bozunum voltajı (dielectric breakdown) olarak tanımlanmaktadır. Bozunum voltajı değerinde, metal iyonlarının hidroksil iyonları ile zıt yönde hareket etmesiyle oksit oluşumu başlar (Sundararajan ve Rama Krishna, 2003)

Mikro ark oksidasyonun fiziksel ve kimyasal temellerinin araştırıldığı bir çalışmada bu işleminin dört değişik basamakta gerçekleştiği sonucuna varılmıştır. Şekil 6' da gösterildiği gibi bu basamaklar; I) anodlama, II) anodlama ve anodik çözünme, III) anodlama, anodik çözünme ve oksijen çıkışı, IV) mikro ark oluşumu şeklindedir.



Şekil 6. Mikro ark oksidasyon işlem basamakları (Tekin ve ark., 2008)

Mikro ark oksidasyon işlemi otomotiv endüstrisi, uzay endüstrisi, makine imalat sanayi, motor sanayi, hidrolik sanayi, tekstil sanayi ve askeri gibi alanlarda gösterdiği avantajlarından dolayı dünya çapında yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle yüzeyde sert, yüksek sıcaklıklara, aşınmaya ve korozyona karşı dirençli oksit tabakası oluşturması bu geniş kullanım alanının en önemli etkenidir (Özkara ve Baydoğan, 2009). Mikro ark oksidasyon kaplamaların yüksek sıcaklık dayanımları sayesinde uzay araçlarında, roket ve füzelerde koruyucu olarak kullanılmasının yanı sıra bu tür kaplamaların üstün dielektrik özelliklerinden faydalanarak yalıtkan ortamlarda kullanılması da mümkündür (Günyüz, 2007).

Valf metaller olarak adlandırılan korozyona dirençli ve hafif metallere uygulanan mikro ark oksidasyon yöntemi özellikle titanyum ve alaşımları üzerine mükemmel bir şekilde yapışan ve pürüzlü bir oksit tabakası oluşturmada kullanılabilmektedir (Yerokhin ve ark., 2000; Song ve ark., 2004; Wei ve ark., 2007; Chen ve ark., 2009; Wei ve Zhou, 2009; Zhang ve ark., 2010). Titanyum alaşımı Ti6Al4V üzerine MAO yöntemiyle oksit tabakası oluşturmaya yönelik bir çok çalışma literatürde rapor edilmiştir (Yerokhin ve ark., 2000; Liu ve ark., 2005; Shin ve ark., 2006; Yang ve ark., 2009).

2.7.3. Hidroksiapatit Kaplama Yöntemi

Kemik dokusunun inorganik yapısını oluşturan kalsiyum fosfat esaslı Hidroksiapatit (HA), tıp ve diş hekimliğinde kullanılan biyoseramik bir malzemedir. HA ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), mükemmel biyouyumluluğu sayesinde yapay kemik olarak çeşitli protezlerin yapımında, çatlak ve kırık kemiklerin onarımında ve metalik biyomalzemelerin kaplanmasında etkin olarak kullanılmaktadır (Pasinli ve Aksoy, 2010).

Kemik dokusu ile sıkı şekilde bağlanabilmesi, osteokondüktif davranış sergilemesi, biyorezorpsiyon doğrultusunda kararlı olması ve insan organizması üzerinde herhangi bir olumsuz etkiye neden olmaması gibi özelliklerinden dolayı kemik yerine konulacak malzeme arayışında en büyük potansiyel olarak hidroksiapatit esaslı malzemeler görülmektedir (Suchanek ve Yoshimura, 1998; Orlovskii ve ark., 2002). HA seramiklerinin biyolojik davranışı bir çok faktöre, özellikle kimyasal ve faz kompozisyonuna, mikro yapısına, gözenek boyutuna ve hacmine bağlıdır (Orlovskii ve ark., 2002).

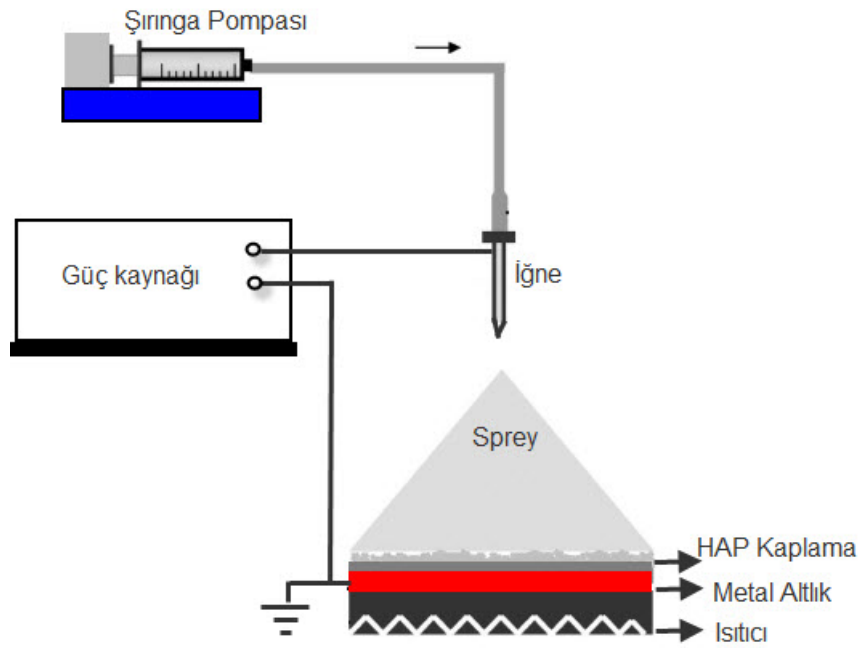
Günümüzde HA kaplama işleminde plazma püskürtme (plasma spraying), manyetik püskürtme (magnetron sputtering), sol-jel tekniği (sol-gel) ve pulspasyonlu lazer kaplama (pulsed laser deposition) gibi bir çok kaplama tekniği mevcuttur. Bu yöntemler yüksek sıcaklık, yüksek maliyet veya tekniğin zor ve zahmetli olması gibi olumsuz özelliklere sahiptirler (Thian ve ark., 2011). Son zamanlarda hem ekonomik, hem de basit bir yöntemle sahip olan elektro püskürtme (elektrospray) kaplama tekniği oldukça ilgi çekmeye başlamıştır (Thian ve ark., 2011).

Elektro püskürtme elektriksel kuvvetler vasıtasıyla sıvı atomizasyonu yöntemidir. Bu yöntemde yüksek elektrik potansiyeline maruz kalan kılcal bir ağızdan dışarı çıkan sıvı oldukça ince damlacıklar halinde dağılması için elektrik alanı tarafından zorlanır (Jaworek ve Sobczyk, 2008).

Elektro püskürtme prosesi hem bilimsel hem de endüstriyel işlemlerde yaygın olarak uygulanabilir. Elektro püskürtme nanoteknoloji için yeni yollar açmıştır. Elektro püskürtme mikro ve nano ince film kaplama, mikro veya nano boyutta partikül üretimi ve mikro veya nano kapsül oluşumu için kullanılmaktadır. İnce filmler ve ince tozlar, modern malzeme teknolojilerinde, mikro elektronikte ve medikal teknolojisinde kullanılmaktadır.

Elektro-mikro enkapsülasyon ve elektro emülsifikasyondaki araştırmalar, yeni ilaç salınım sistemlerini, ilaç üretimini, kozmetik ve gıda endüstrisindeki içerik dozajlarını geliştirmeyi hedeflemektedir. Viskoz sıvılardan elektro hidrodinamik nanolif üretim yöntemiyle (electrospinning), maskeler için nanofiber, filtreler, biyolojik doku iskeleleri ve akıllı giysi üretimini kolaylaştırmaktadır (Jaworek ve Sobczyk, 2008).

Hidroksiapatit kaplama işlemi için hazırlanan elektro püskürtme kaplama düzeneği Şekil 7 'de görölmektedir.



Şekil 7. Elektro püskürtme yöntemi ile hidroksiapatit kaplama işlemi

2.8. Metal Porselen Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntem ve Analizler

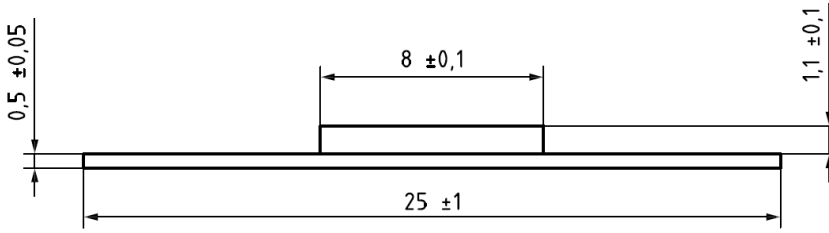
2.8.1. Mekanik Testler

Literatürde bağlantı dayanıklılığını ölçmek için çeşitli test yöntemleri tanımlanmıştır. Bunlar makaslama testi (shear test), eğilme testi (flexure test), torsiyon testi (torsion test), gerilim bağlanma testi (tensile test) ve çekme testi (pull-through test) olarak sınıflandırılabilir (Lenz ve ark., 1995; Hammad ve Talic, 1996; Fischer, 2002). Uluslararası Standartlar Teşkilâtı, ISO (International Organization for

Standardization) metal ile porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığını ölçmek için 3 nokta eğme bağlantı testini (three point flexure bond test) önermektedir (Lenz ve ark., 1995; Fischer, 2002).

Bu test yönteminde boyutları standart olan metal plakalar üzerine tam ortalanacak şekilde yine boyutları standart olan porselen pişirilir (Şekil 8). Porselen kısım aşağıda kalacak şekilde örnek iki destek arasına yerleştirilir. Destek noktaları arası mesafe 20 mm olacak şekilde ayarlandıktan sonra örneklerin tam ortasından kuvvet uygulanır. Porselenin metalden ayrıldığı andaki kırılma kuvveti değeri hesaplanır (ISO 9693-1:2012).

Her örnekten elde edilen maksimum kırılma kuvveti (F) ile kullanılan metal örneğin kalınlığı (d_M) ve elastisite modülüne (E_M) göre hesaplanan k sabiti çarpılarak metal-porselen bağlantı kuvveti değeri (T_b) hesaplanır. Elde edilen değer 25 MPa' dan fazla olmalıdır (ISO 9693-1:2012).



Şekil 8. Tez çalışmasında kullanılan örnek şekli (ISO 9693-1:2012)

2.8.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (Scanning elektron microscopy, SEM) örneklerin mikro yapılarının incelenmesi ve analizinde kullanılan bir görüntüleme cihazdır. SEM, yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Elektron demetinin çarptığı bölgenin yerel topografisi, bileşimi, kristal yapısı gibi özelliklerini gözlemleyebilmeye imkan verir (Spivak ve ark., 1970; Goldstein ve ark., 2003).

2.8.3. Enerji Dağılımlı X-Işınları Analizi (EDS)

Enerji dağılımlı x-ışınları analizi (EDS), örnek yüzeyinde belirlenen bir noktada bulunan element kompozisyonunu tanımlamak için kullanılan bir tekniktir. EDS analizi, taramalı elektron mikroskobunda bulunur ve örnek yüzeyine taramalı bir elektron demeti düşürülerek gerçekleştirilir. Bazı elektronlar, örnek içerisindeki elektronlar ile çarpışarak elektronların yörüngelerinden çıkar ve boşalan pozisyonlar yüksek enerjili elektron tarafından doldurulur. Yayılan x-ışınları analiz edilerek, örnek yüzeyindeki element içeriği tespit edilir (Lyman ve ark., 1990; Goldstein ve ark., 2003).

2.8.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi (Profilometre)

Profilometre, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılan bir cihazdır. Elmaştan yapılmış tarayıcı bir uç, numune yüzeyinde gezindirilirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (Bourauel ve ark., 1998; Jefferies, 1998).

Profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümünde birçok parametre bulunmaktadır. En sık kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır (Whitehead ve ark., 1999). Bu parametrelerden Ra parametresi, yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır. Belirli bir ölçüm mesafesindeki tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamının aritmetik ortalamasının alınmasıyla hesaplanır. Değerlendirme aralığındaki en yüksek beş çıkıntının ortalaması Rz, en derin beş girintinin ortalaması ise Rpm olarak adlandırılmaktadır (Whitehead ve ark., 1999).

3. MATERYAL ve METOT

Çalışmamız, Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü Araştırma Laboratuvarında, Anadolu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü İleri Teknoloji Malzemeleri Laboratuvarında, Özel DL Freze Teknik Diş Protez Laboratuvarında ve Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda kumlama, mikro ark oksidasyon (MAO) ve hidroksiapatit (HA) kaplama yöntemleri ile yüzey işleme tabi tutulan titanyum örnekler üzerine uygulanan iki farklı düşük ısı porselenin bağlantı dayanıklılığı karşılaştırılmıştır. Bağlantı dayanıklılığı ölçümü için 3-nokta eğme testi kullanılmıştır.

Kumlama, mikro ark oksidasyon (MAO) ve hidroksiapatit (HA) kaplama yöntemleri ile yüzey işleme tabi tutulan titanyum örneklerin profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçülerek, yüzey işlemlerinin pürüzlülük farkı ve metal-porselen bağlantısına etkisi araştırılmıştır.

Yüzey işlemleri uygulanmış titanyum örneklerin yüzeylerinin topografik incelemesi taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapılmıştır. Yüzey işlemleri uygulanmış örnekler üzerine porselen uygulaması sonrası ise metal porselen ara yüzeylerinden SEM incelemeleri yapılmıştır. Böylece yüzey işlemleri uygulanmış örneklerin yüzey analizlerine ilave olarak titanyum ile porselen arasındaki oksit tabakadaki değişimler ve bağlantıya olan etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız titanyum porselenleri, üretici firmaları, oluşturulan gruplar ve örnek sayıları Tablo 3' te gösterilmiştir.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan porselenler, üretici firmaları ve oluşturulan gruplar

Gruplar	Örnek Kodu	Örnek Sayısı	Üretici Firma
Noritake Kumlama (Kontrol)	NK	10	Noritake Co., Inc. Nagoya, Japan
Vita Kumlama (Kontrol)	VK	10	VITA Zahnfabrik H.Rauter GmbH&Co.KG, Bad Säckingen, Germany
Noritake 5 dk MAO	N5M	10	
Vita 5 dk MAO	V5M	10	
Noritake 15 dk MAO	N15M	10	
Vita 15 dk MAO	V15M	10	
Noritake 30 dk MAO	N30M	10	
Vita 30 dk MAO	V30M	10	
Noritake HA	NH	10	
Vita HA	VH	10	
Noritake 15 dk MAO + HA	N15MH	10	
Vita 15 dk MAO + HA	V15MH	10	

3.1. Titanyum Porselen Bağlantı Dayanıklılığının Belirlenmesi

3.1.1. Titanyum Alt Yapının Hazırlanması

ISO 9693-1:2012 standartlarına göre 3-nokta eğme testi için $(25\pm 1)\times(3\pm 0,1)\times(0,5\pm 0,05)$ mm boyutlarında olması gereken titanyum örnekler, üretim sonrası yüzey tesviyesi ve düzleştirilmesi planlandığından dolayı $27\times 3\times 0,7$ mm boyutlarında olacak şekilde hazırlandı.

Bu amaçla Titanyum bloklardan (CupraTi-5 Titanblank grade 5, White Peaks Dental Systems, Stuttgart, Germany) freze makinası (D Serisi, Yenamak, İstanbul, Türkiye) kullanılarak istenilen boyutlarda toplam 134 adet titanyum örnek hazırlandı (Şekil 9-10).



Şekil 9. Titanyum örneklerin hazırlandığı freze makinası



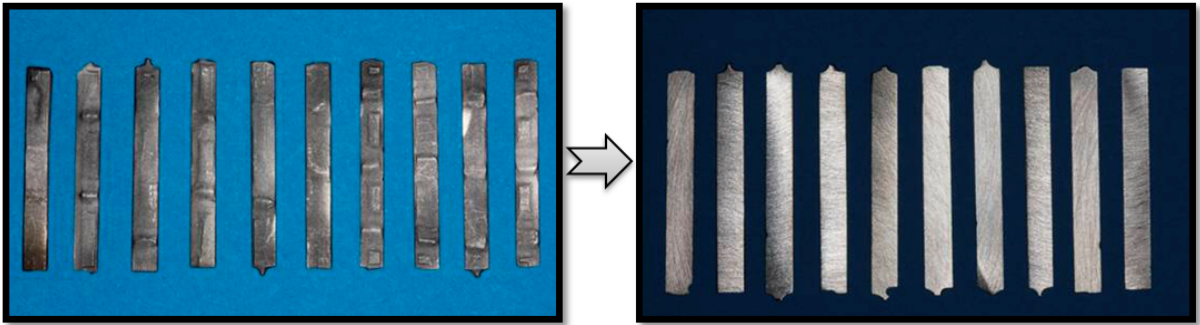
Şekil 10. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan titanyum bloklar

Düşük ısı porselen üretici firmalarının talimatlarına uygun olarak özel frezler yardımıyla daima aynı yönde ve düşük hızda çalışılarak örnek yüzeylerinin tesviyesi yapıldı. Örneklerin bir yüzeyi parlatma cihazında (Minitch 233, Presi UK Ltd, Oxford, United Kingdom) sırasıyla 80, 120, 320, 600, 800, 1000 ve 1200 gritlik silikon karbid diskler kullanılarak su soğutması altında aşındırıldı ve parlatıldı (Şekil 11-12). Örneklerin

paralellikleri düz bir yüzey üzerine konularak kontrol edildikten sonra ölçümleri, $(25\pm 1)\times(3\pm 0,1)\times(0,5\pm 0,05)$ mm boyutlarına uygun olması amacıyla 0,01 mm duyarlılıktaki dijital kumpas (Digimatic Caliper, Mitutoyo, Tokyo, Japan) yardımıyla yapıldı ve yüzey işlemlerine geçildi (Şekil 13).



Şekil 11. Çalışmada kullanılan parlatma cihazı



Şekil 12. Yüzeyi düzleştirilen titanyum örneklerin öncesi ve sonrası

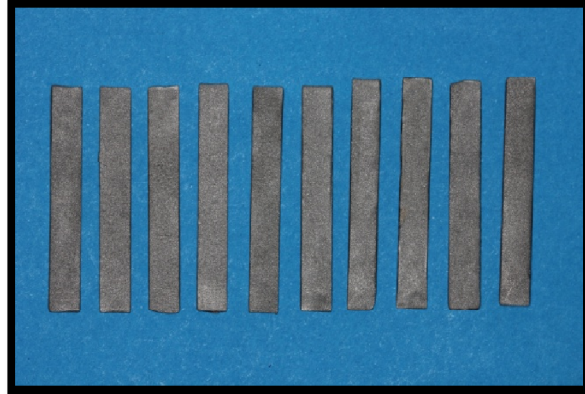


Şekil 13. Titanyum örneklerin kalınlıklarının kontrol edilmesi

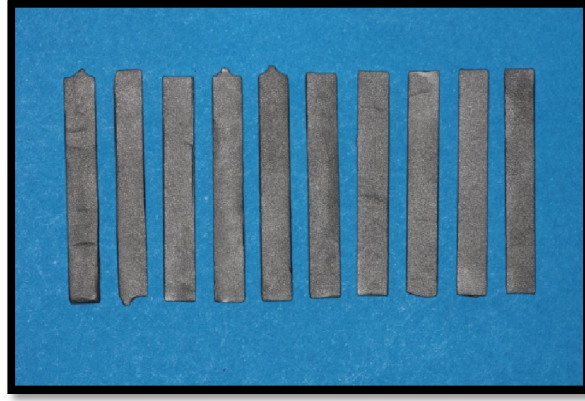
3.1.2. Titanyum Alt Yapıya Uygulanan Yüzey İşlemleri

Çalışmamızda titanyum metal alt yapıların hazırlanmasında üç farklı yüzey işlemi uygulandı:

Kumlama: Örnek yüzeylerinin kumlama işlemi için düşük ısı porselen üretici firmalarının önerileri dikkate alındı. Noritake Super Porcelain TI-22 için kullanılacak örneklere 50 µm büyüklüğünde alüminyum oksit (Korox, Bego Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) kullanılarak 45° açı ile 0.5 MPa basınç altında, VITA Titankeramik için kullanılacak örneklere ise 110 µm büyüklüğünde alüminyum oksit (Korox, Bego Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) kullanılarak 45° açı ile 0,2 MPa basınç altında, 3-5 cm uzaktan olacak şekilde kumlama işlemi yapıldı (Şekil 14-15). Kumlama işlemi için kumlama cihazı (EasyBlast, Bego Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) kullanıldı (Şekil 16). Kumlama sonrası yüzeyin temizlenmesi için herhangi bir asit veya aşındırıcı kimyasal ajan kullanılmadı. Örnek yüzeyleri buhar makinası (Triton, Bego Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) kullanılarak temizlendi (Şekil 16). Noritake Super Porcelain TI-22 için kullanılacak örnekler aseton içeren ultrasonik temizleme cihazında (Professional Ultrasonic Cleaner CD-4800, Shenzhen Codyson Electrical Co., Ltd., Shenzhen, China) 15 dakika süre ile temizlendi.



Şekil 14. 50 µm büyüklüğünde kumlama yapılan titanyum örneklerin görüntüsü



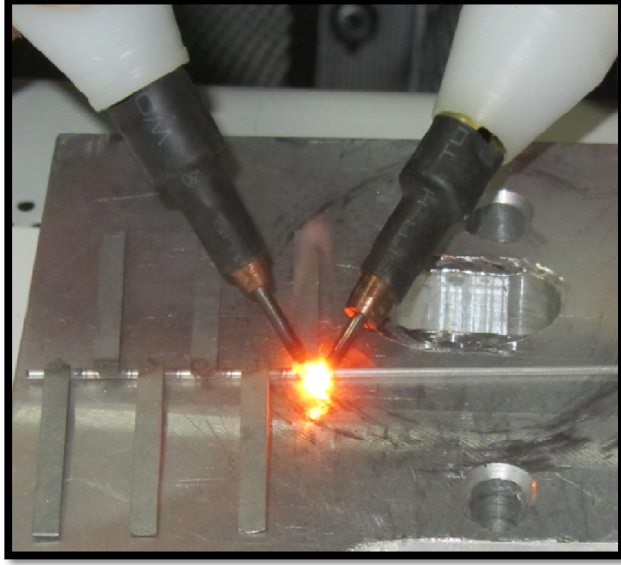
Şekil 15. 110 µm büyüklüğünde kumlama yapılan titanyum örneklerin görüntüsü



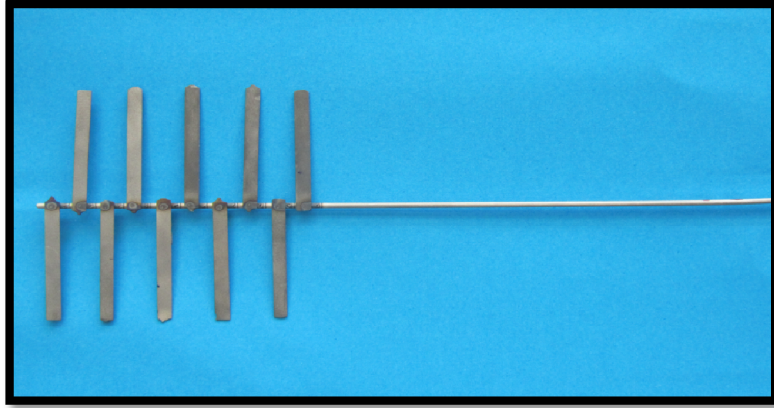
Şekil 16. Çalışmada kullanılan kumlama cihazı ve buhar makinası

Mikro Ark Oksidasyon (MAO) Kaplama : Kumlama işlemi tamamlandıktan sonra 8 grup titanyum örnek, mikro ark oksidasyon yüzey kaplama işlemi için ayrıldı.

Mikro ark oksidasyon yüzey kaplama işleminden önce titanyum numunelerin daldırma aparatına takılabilmesi için titanyum grade 5 içeriğinde ve 1,2 mm çapında titanyum telden yaklaşık 20 cm uzunluğunda olacak şekilde sekiz parça tel elde edildi. Numunelerin en uç noktalarından tutturulacak şekilde titanyum örnekler salkım şeklinde puntolandı (Şekil 17-18). Bu işlem için punto cihazı (Lena Mikro Punto, Lena Makine Sanayi, İstanbul, Türkiye) kullanıldı (Şekil 19).



Şekil 17. Titanyum örneklerin titanyum tele puntolanması



Şekil 18. Mikro ark oksidasyon yüzey kaplama işlemi öncesinde titanyum örneklerin salkım şeklinde titanyum tele puntolanması



Şekil 19. Punto işlemi için kullanılan punto cihazı

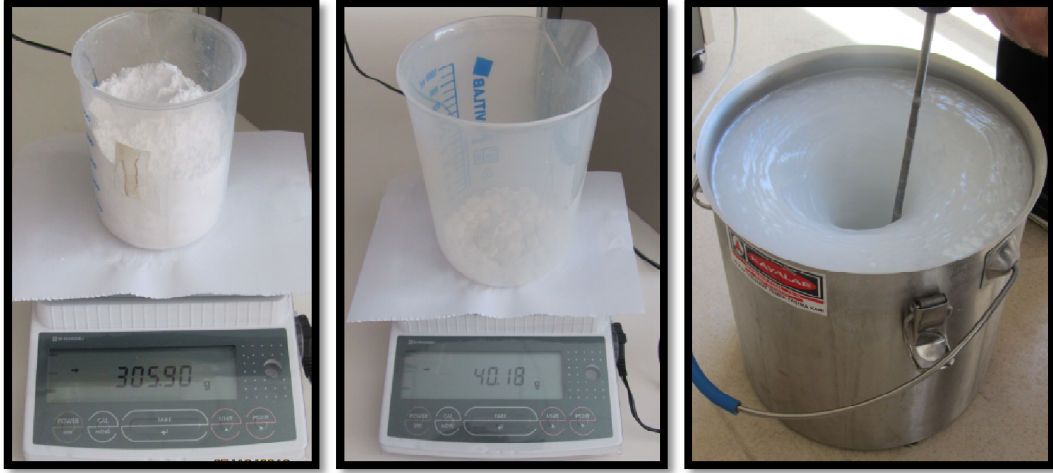
Yüzey kaplama işlemi GYTE Malzeme Bilimi ve Mühendisliği için özel olarak tasarlanmış su soğutmalı, gücü 100 kW olup en fazla 100 ampere kadar akım çekebilen asimetrik AC güç kaynağına sahip MAO kaplama cihazında yapıldı (Şekil 20). Mikro ark oksidasyon kaplama sisteminde; titanyum numuneler anot, paslanmaz çelik plaka ise katot olarak bağlandı. Numune uygun bir kaplama aparatına bağlandıktan sonra, çözelti içerisine daldırılarak kaplamanın yapılacağı kazana sabitlendi. Kaplama işlemi boyunca çözelti, hava üfleme borusu ile karıştırılarak kaplama boyunca homojen olarak kalması sağlandı. Kaplama esnasında çözeltinin ısınmasını önlemek ve sıcaklığın sabit kalmasını sağlamak için soğutma suyu devir daimi yapıldı.



Şekil 20. Mikro ark oksidasyon kaplama cihazı

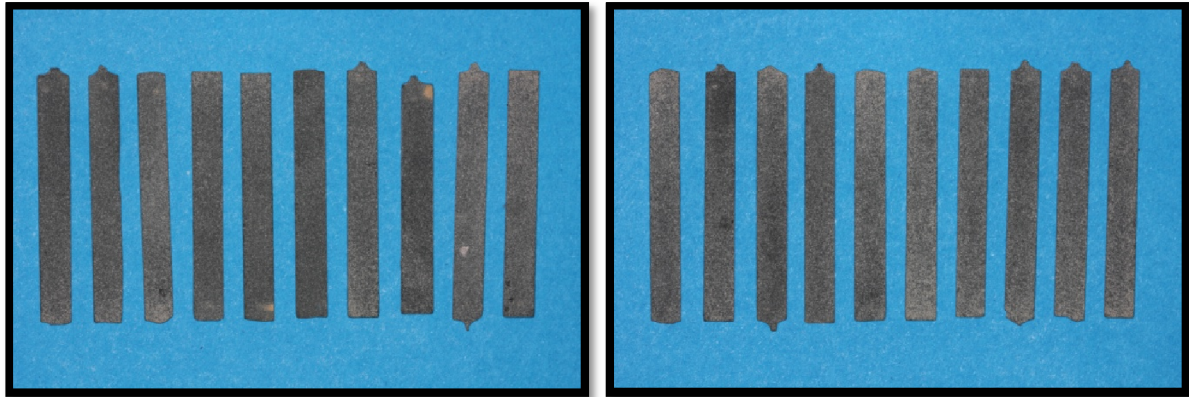
Mikro ark oksidasyon kaplama işlemi için ideal çözelti kompozisyonu ve kaplama süreleri, ön çalışma sonucu belirlenmiştir.

Mikro ark oksidasyon kaplama işlemi; 12 gr/L NaAlO_2 (sodyum alüminat), 2 gr/L KOH (potasyum hidroksit) ve saf su bileşiminden oluşan 20 litrelik çözeltide gerçekleştirildi. Çözeltiyi hazırlamak için, saf su içerisine önce NaAlO_2 eklendi ve saf suda çözününceye kadar karıştırıldı (Şekil 21). Ardından çözeltiye KOH eklenerek tekrar karıştırıldı ve çözelti hazırlandı. Salkım şeklinde hazırlanan numuneler uygun aparata bağlanıp, çözelti kazanına sabit bir şekilde tutturulduktan sonra sisteme güç verilerek çalıştırıldı.

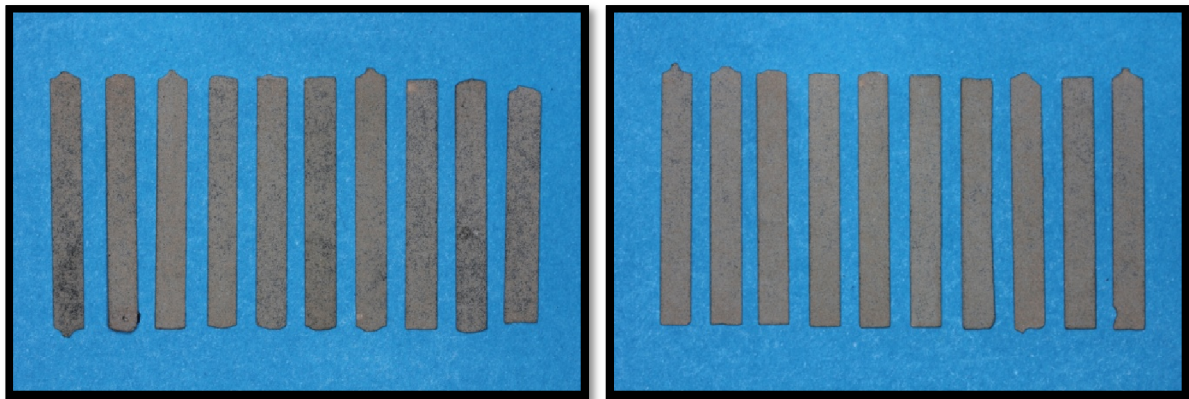


Şekil 21. Çözelti hazırlık aşamaları

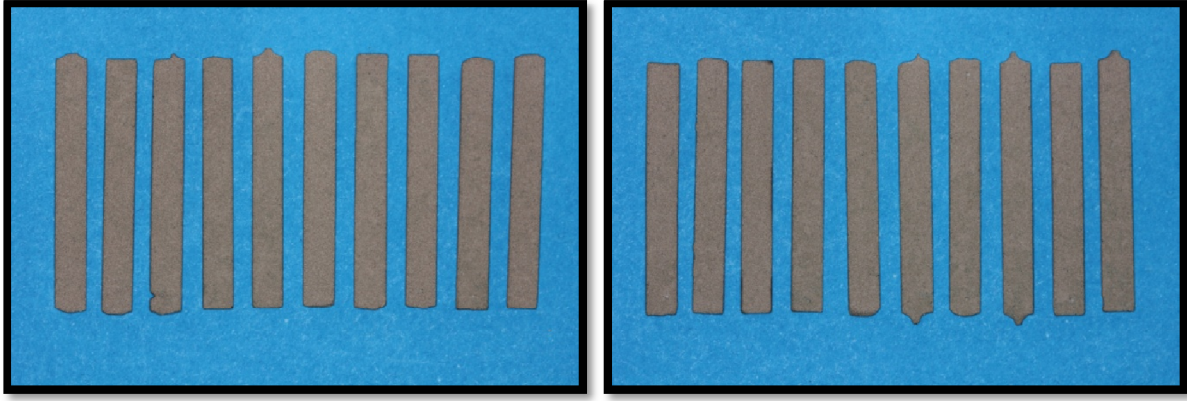
Çözelti içerisine daldırılan numuneler gruplar halinde 5 dk, 15 dk ve 30 dk sürelerde kaplandı (Şekil 22-23-24). Gücün kesilmesinden 1 dakika sonra numuneler sistemden alınıp, aparatından çıkarılarak saf su ile yıkandıktan sonra hava ile kurutuldu.



Şekil 22. 5 dk Mikro ark oksidasyon kaplama işlemi uygulanan örnekler



Şekil 23. 15 dk Mikro ark oksidasyon kaplama işlemi uygulanan örnekler

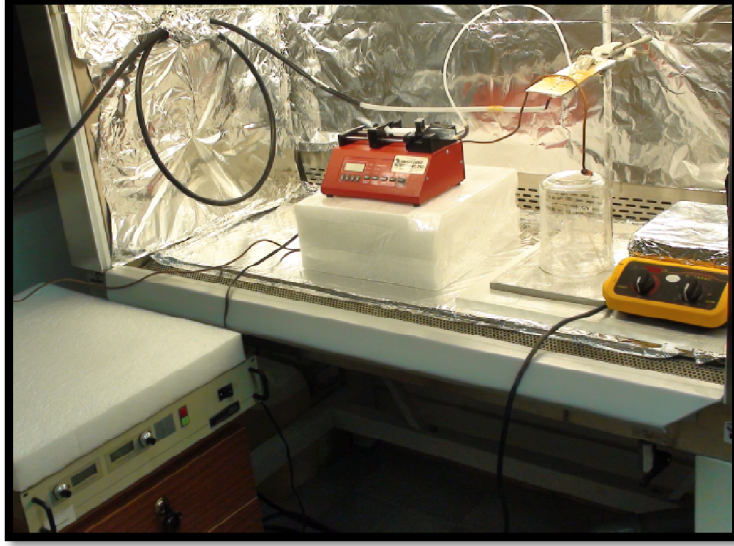


Şekil 24. 30 dk Mikro ark oksidasyon kaplama işlemi uygulanan örnekler

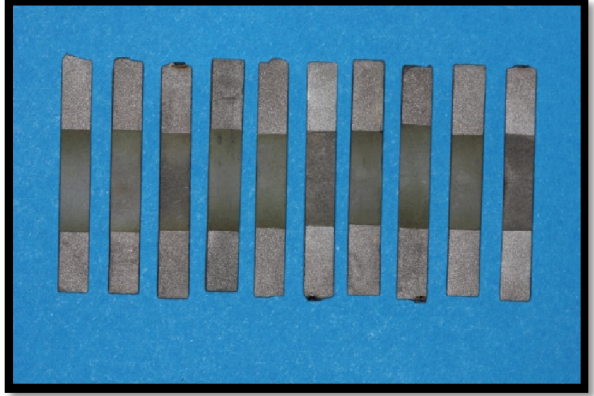
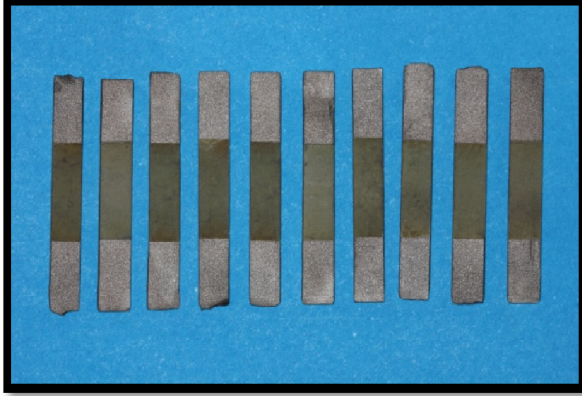
Hidroksiapatit Kaplama:

Çalışmamızda Hidroksiapatit (HA) kaplama işlemi için metal iyon katkılı HA yapısına sahip kalsiyum fosfat tozları kullanıldı. Kaplama malzemesi olarak kullanılan kalsiyum fosfat esaslı hidroksiapatit yapısına sahip tozların üretimi için oldukça yüksek saflıkta ortofosforik asit ve kalsiyum hidroksit başlangıç malzemesi olarak kullanılarak yaş kimyasal yöntemiyle üretildi. HA tozlar (ABT55-Dent, Nanotech İleri Teknoloji San. ve Tic. Ltd. Şti., Eskişehir, Türkiye) metal iyon katkısı için gümüş nitrat metal iyon kaynağı olarak kullanıldı. Yaş kimyasal sentez yönteminde ilk olarak kalsiyum ve fosfat içeren malzemeler HA yapısını içerecek kompozisyonda tartılarak sulu süspansiyonlar hazırlandı. Gümüş metal iyonunu içeren malzeme saf suda karıştırıcı yardımıyla tamamen çözülerek çözeltinin içerisine eklendi. Daha sonra asit ilavesi yapılmış malzemeler arasında kimyasal reaksiyon gerçekleşti. Kalsiyum fosfat esaslı HA yapı oluşturmak için pH belli bir değerde sabitleninceye kadar karıştırmaya devam edildi. Üretilen çözelti filtreden geçirilerek 80°C’ de etüvde kurutuldu. Ayrıca üretilen tozun metal altlığa tutunmasını artırmak için biyoyumlu cam kompozisyonu hazırlandı. Kurutulan HA tozların ve camsı sır tabakası sağlayan biyocam tozların kaplanması için sırasıyla ağırlıkça %2 HA ve %4 biyocam metanol ve etanol içerisinde hazırlandı ve elektro püskürtme (elektrospray) yöntemiyle oda sıcaklığında kaplama yapıldı (Şekil 25).

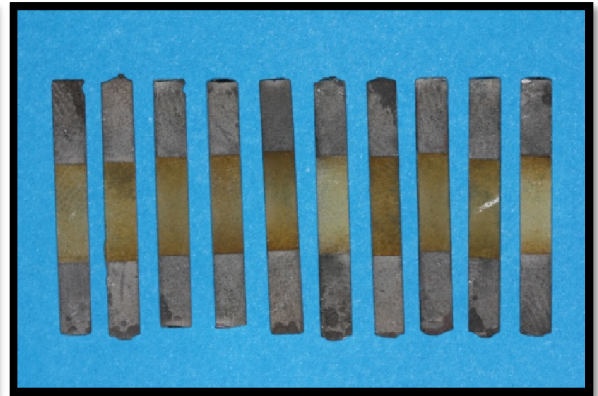
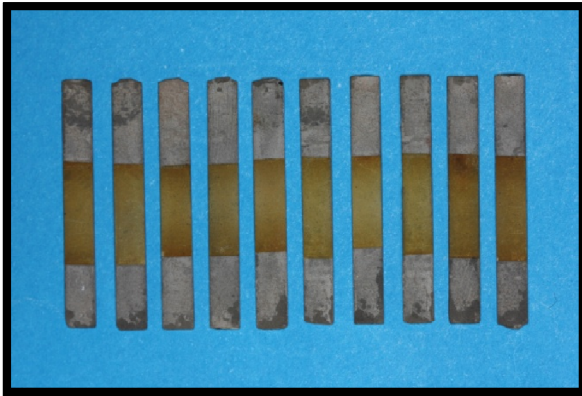
Kaplama işlemi için cam kompozisyonu 0,02 ml/dk akış hızında, 8-10 kV kaplama voltajında, yaklaşık 7 cm kaplama mesafesinde 1 dk süre ile kaplandı. Daha sonra üretilen HA tozlar aynı parametrelerde 5 dk süreyle camsı tabaka üzerine kaplandı. Üretilen kaplamalar yüksek vakum altında RF yöntemiyle ısıl işleme tabi tutuldu. HA kaplama yapılan örnekler Şekil 26-27’ de görülmektedir.



Şekil 25. HA kaplama ünitesi



Şekil 26. HA kaplama işlemi uygulanan örnekler



Şekil 27. 15 dk Mikro ark oksidasyon kaplama + HA kaplama işlemi uygulanan örnekler

3.1.3. Titanyum Porselenlerinin Uygulanması

Çalışmamızda, örnekler üzerine uygulanacak düşük ısı porseleni olarak titanyum için özel olarak üretilmiş Noritake Super Porcelain TI-22 (Noritake Co., Inc. Nagoya, Japan) ve VITA Titankeramik (VITA Zahnfabrik H.Rauter GmbH&Co.KG, Bad Säckingen, Germany) porselen sistemleri kullanıldı (Şekil 28-29).

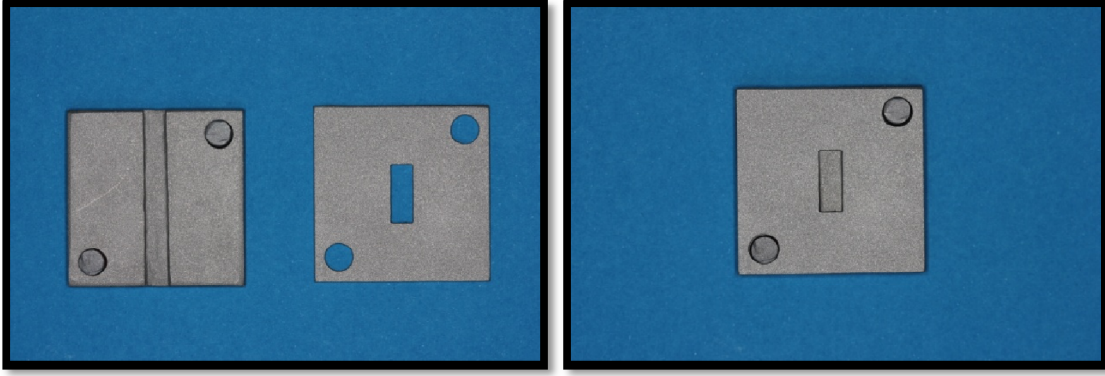


Şekil 28. Çalışmada kullanılan Noritake Super Porcelain TI-22 porselen sistemi



Şekil 29. Çalışmada kullanılan VITA Titankeramik porselen sistemi

ISO 9693-1:2012 standartlarına göre metal üzerine uygulanacak olan porselen 8x3x1 mm boyutlarında olması gerekmektedir. Bu amaçla, belirtilen ölçütlerde hazırlanan kalıp yardımıyla porselen uygulaması yapıp porselen fırınında (Programat P 300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırımlandı (Şekil 30-31).



Şekil 30. Porselen uygulaması için hazırlanan kalıp



Şekil 31. Çalışmada kullanılan Ivoclar Programat P 300 porselen fırını

Noritake Super Porcelain TI-22 Porselenin Uygulanması

Noritake Super Porcelain TI-22 uygulanacak örneklere kumlama ve diğer yüzey işlemlerin yapılmasının ardından fırınlama işlemine geçildi. Fırınlanma işlemi Ivoclar P300 Programat fırınına uygun olarak yapıldı (Tablo 4). İlk olarak oksidasyon için 45°C/dk ısı artış oranı ile başlangıç sıcaklığı 500°C, en yüksek sıcaklık 800°C ve yüksek ısıda 3 dakika beklenerek fırınlama işlemi yapıldı.

Noritake TI-22 bonding porseleni kendi likiti ile karıştırılarak metal rengi örtülecek şekilde uygulandı. Bonding film kalınlığının yaklaşık 0,2 mm olduğu örnekler 50°C/dk ısı artış oranı ile başlangıç sıcaklığı 500°C, en yüksek sıcaklık 800°C olacak şekilde fırınlandı. Fırınlamadan sonra yüzeyin parlak görünmesine dikkat edildi.

Bonding porselen fırınlanmasının ardından bağı kuvvetlendirmek için yüzeydeki parlaklık 50 µm alüminyum oksit kum ile hafifçe kumlama yapılarak alındı. Aseton ile 5 dakika süre ile ultrasonik temizlik yapıldı ardından distile su ile yıkandı, hava ile kurutuldu.

Noritake TI-22 Opak porseleni kendi likiti ile karıştırılarak film kalınlığı yaklaşık 0,15 mm olacak şekilde uygulandı. Ön kurutma zamanı 5 dakika, 50°C/dk ısı artış oranı ile başlangıç sıcaklığı 500°C, en yüksek sıcaklık 800°C olacak şekilde fırınlama işlemi yapıldı.

Noritake TI-22 Dentin porselen, Noritake TI-22 Forming likiti ile karıştırılarak dentin porselen yüklemesi yapıldı. Ön kurutma zamanı 15 dakika, 40°C/dk ısı artış oranı ile başlangıç sıcaklığı 500°C, en yüksek sıcaklık 775°C olacak şekilde fırınladı.

Tablo 4. Ivoclar Programat P 300 için Noritake Super Porcelain TI-22 fırınlanma programı

	Düşük sıcaklık (B) (°C)	Artış oranı (t) (°C /dk)	Yüksek sıcaklık (T) (°C)	Kurutma süresi (S) (dk)	Tutma süresi (H) (dk)	Uzun Süreli Soğutma (L) (°C)	Başlangıç vakum (V ₁) (°C)	Serbest vakum (V ₂) (°C)
Oksidasyon	500	45	800	3	3	-	500	789
Bonding	500	50	800	5	0,5	-	500	789
Opak (1.& 2.)	500	50	800	5	-	-	500	789
Dentin	500	40	775	15	0,5	-	500	775

Vita Titankeramik Porselenin Uygulanması

Vita Titankeramik uygulanacak örneklere kumlama ve diğer yüzey işlemlerin yapılmasının ardından fırınlama işlemine geçildi. Fırınlanma işlemi Ivoclar P300 Programat fırınına uygun olarak yapıldı (Tablo 5).

Vita Titankeramik uygulanacak örneklere üretici firma talimatlarına uygun olarak oksidasyon fırınlaması yapılmadı. Uygun fırça yardımıyla temizlenmiş yüzeye düzenli darbeler ile VITA paste bonder uygulandı. Ön kurutma zamanı 6 dakika, 65°C/dk ısı artış oranı ile başlangıç sıcaklığı 400°C, en yüksek sıcaklık 800°C olacak şekilde fırınladı. Fırınlanma işleminden sonra yüzeyin parlak, şeffaf ve homojen şekilde olmasına dikkat edildi.

Vita Titankeramik Opak porseleni kendi likiti ile karıştırılarak ince bir şekilde uygulandı. Ön kurutma zamanı 2 dakika, 90°C/dk ısı artış oranı ile başlangıç sıcaklığı 400°C, en yüksek sıcaklık 790°C olacak şekilde fırınlama işlemi yapıldı.

Daha sonra Vita Titankeramik Dentin porseleni kendi likiti ile karıştırılarak dentin porselen yüklemesi yapıldı. Ön kurutma zamanı 6 dakika, 50°C/dk ısı artış oranı ile başlangıç sıcaklığı 400°C, en yüksek sıcaklık 770°C olacak şekilde fırınladı.

Tablo 5. Ivoclar Programat P 300 için Vita Titankeramik fırınlanma programı

	Düşük sıcaklık (B) (°C)	Artış oranı (t) (°C /dk)	Yüksek sıcaklık (T) (°C)	Kurutma süresi (S) (dk)	Tutma süresi (H) (dk)	Uzun Süreli Soğutma (L) (°C)	Başlangıç vakum (V₁) (°C)	Serbest vakum (V₂) (°C)
Oksidasyon	-	-	-	-	-	-	-	-
Bonding	400	65	800	6	1	-	400	800
Opak (1.& 2.)	400	90	790	2	1	400	400	790
Dentin	400	50	770	6	1	400	400	770

3.1.4. 3-Nokta Eğme Testinin Uygulanması

Metal-porselen bağlantı dayanıklılığının tespiti için porselen fırınlama işlemleri tamamlanan örneklerin tamamına 3-nokta eğme testi uygulandı. Bu test için universal test cihazında (Autograph AGS-X, Shimadzu, Kyoto, Japan) özel olarak hazırlanan yüklem düzeneği kullanıldı (Şekil 32).

Porselen kısım aşağıda kalacak şekilde örnek, iki dayanak arasına yerleştirildi. Dayanak noktaları arası mesafe 20 mm olarak ayarlandıktan sonra örneklerin tam ortasından 0,5 mm/dk hız ile itme kuvveti uygulandı (Şekil 33). Universal test cihazına bağlanan bilgisayar yardımıyla porselenin alt yapı metalinden ayrıldığı andaki kuvvet değeri hem sayısal veri olarak hem de grafiksel değişimle tam olarak elde edildi (Şekil 34).

ISO 9693-1:2012' e göre, her örnekten elde edilen maksimum kırılma kuvveti (F) ile kullanılan metal örneğin kalınlığı (d_M) ve elastisite modülüne (E_M) göre hesaplanan k sabiti çarpılarak metal-porselen bağlantı kuvveti değeri (Tb) hesaplandı (Şekil 35-36).

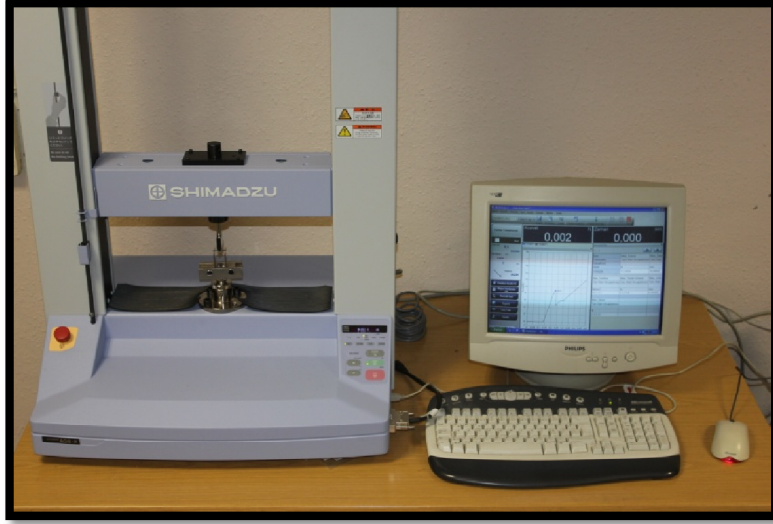
E_M: Metalin elastisite modülü (MPa)

d_M: Metal örneğin kalınlığı (mm)

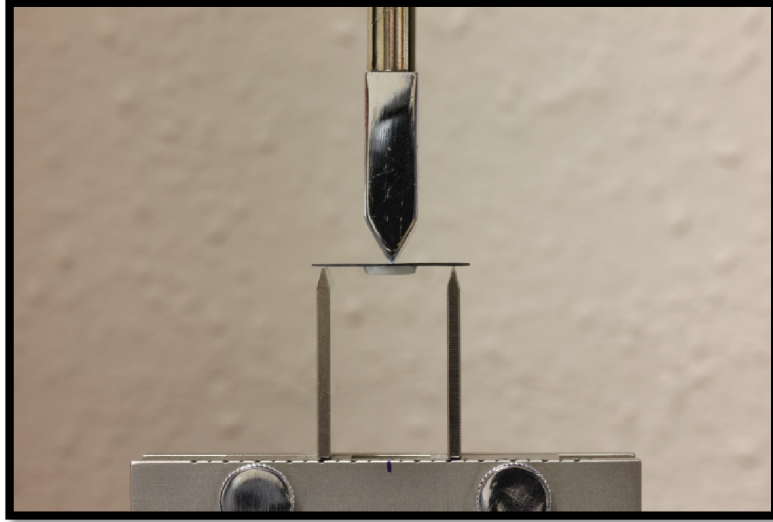
k: Hesaplanan k sabit değeri (mm²)

F: Maksimum kırılma kuvveti (N)

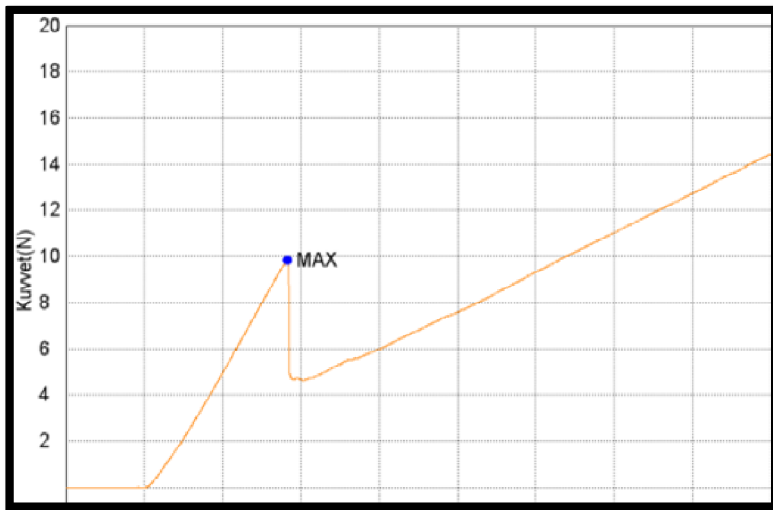
Tb: Bağlantı kuvveti değeri = k × F (N/mm²)



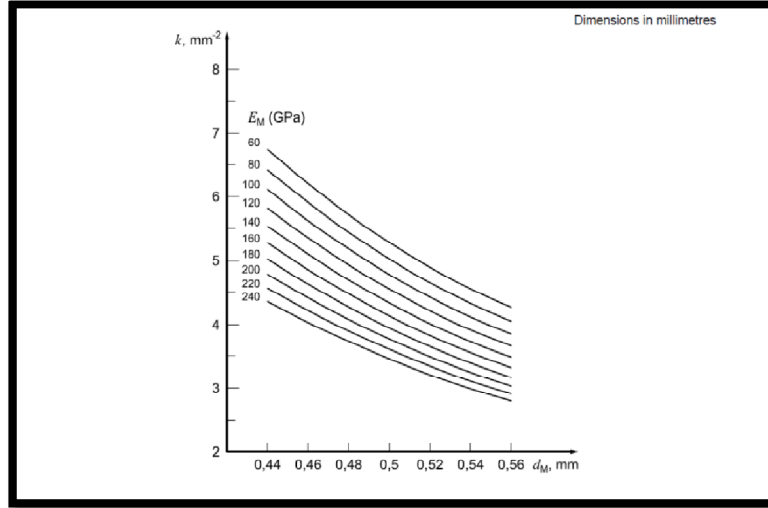
Şekil 32. Çalışmada kullanılan Universal test cihazı



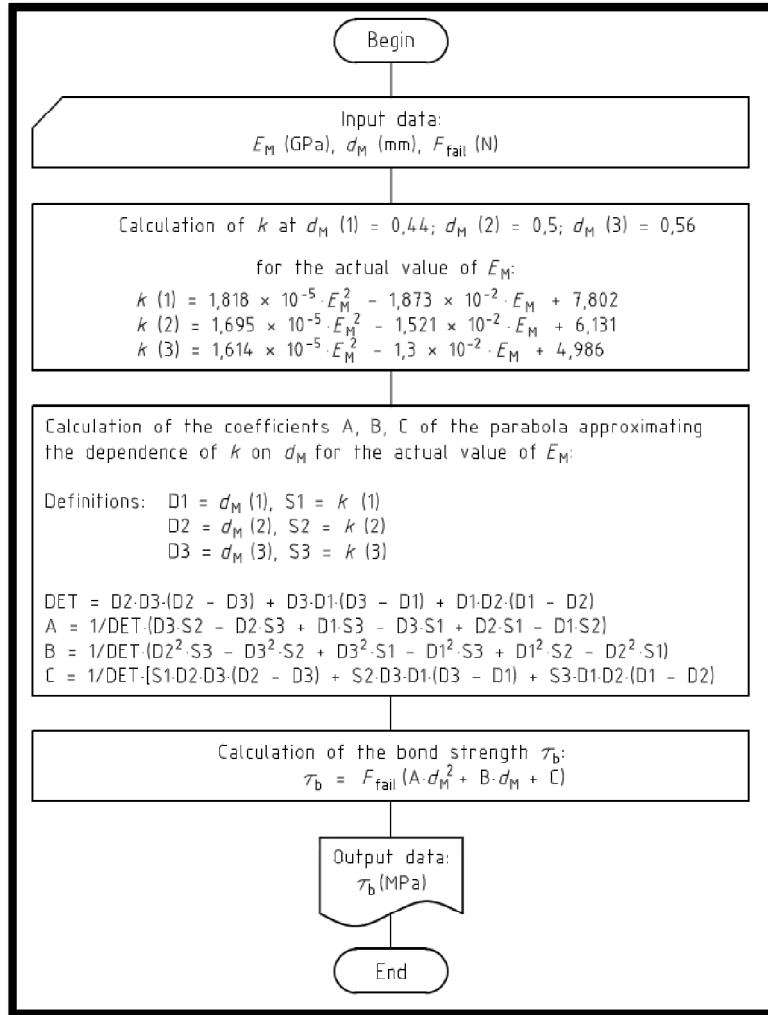
Şekil 33. 3-nokta eğme testinin uygulanması



Şekil 34. Universal test cihazındaki grafiğin ekran görüntüsü



Şekil 35. Elastisite modülüne ve örnek kalınlığına göre k sabiti grafiği (ISO 9693-1:2012)

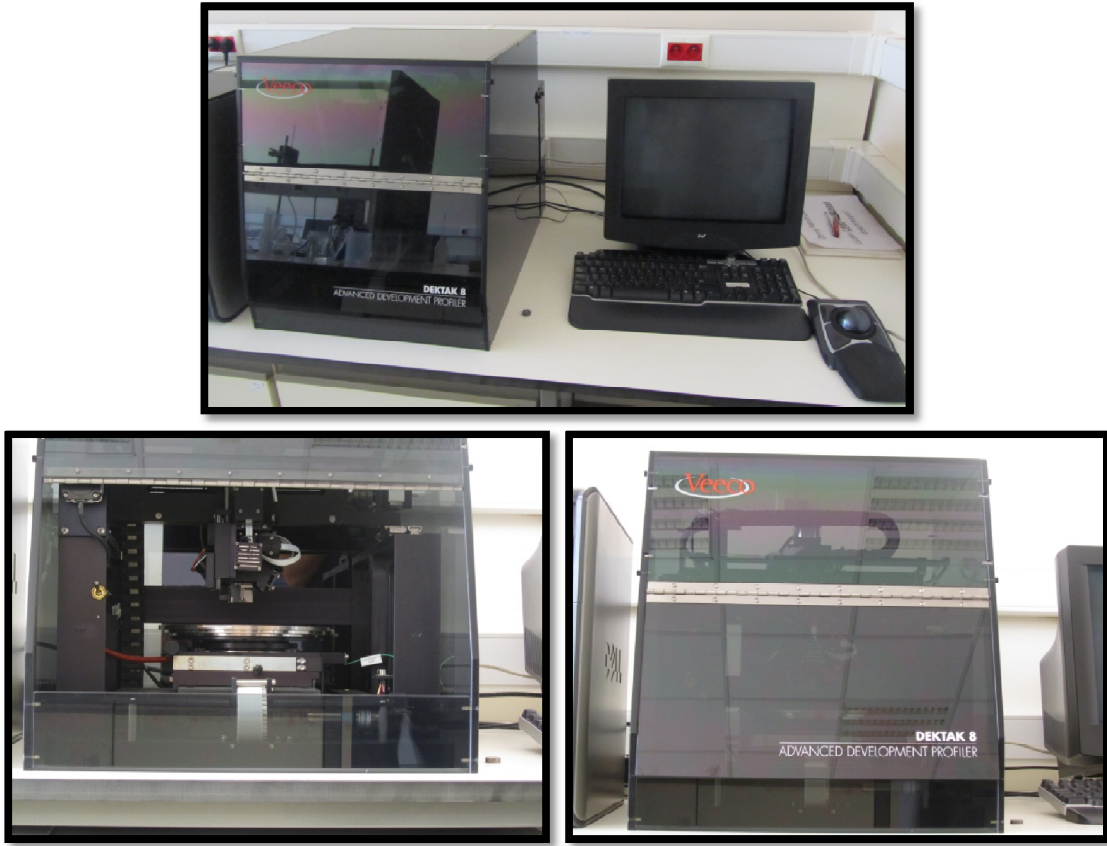


Şekil 36. k sabitini bulmak için kullanılan formül (ISO 9693-1:2012)

3.2. Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi

Kumlama, farklı sürelerde mikro ark oksidasyon ve hidroksiapatit kaplama işlemi uygulanan örneklerden rastgele seçilen 10 örneğin yüzey pürüzlülüğü ölçülerek yüzey pürüzlülük farkları ve metal porselen bağlantısına olan etkisi araştırıldı.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için profilometre cihazı (Dektak 8 Advanced Development Profiler, Veeco, Plainview, NY, USA) kullanıldı (Şekil 37). Yüzey pürüzlülük değeri belirlenmesi, elmas sivri uçlu iğnenin numune yüzeyini 1000 µm x 4000 µm' lik alanı kapsayacak şekilde taraması ile gerçekleştirildi. Her örnekten 3 ölçüm yapılarak ortalama Ra değeri saptanmıştır.



Şekil 37. Çalışmada kullanılan yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı

3.3. SEM Değerlendirmesi

3.3.1. Titanyum Örnek Yüzeylerinin İncelenmesi

Kumlama, mikro ark oksidasyon ve hidroksiapatit ile kaplama yapılan titanyum numune yüzeylerini karşılaştırmalı olarak incelemek amacıyla SEM cihazı (XL 30S, Philips, Amsterdam, Netherlands) kullanıldı (Şekil 38). Daha net görüntüler elde edebilmek amacıyla örnek yüzeyleri altınla kaplandı (SC7620 Sputter Coater, Quorum Technologies Ltd, East Sussex, United Kingdom) (Şekil 39).

Tüm gruplardan alınan birer numunenin örnek yüzeyinin rastgele seçilen bir bölgesinden 15.0 Kv, 125x, 250x, 500x, 1000x, 2000x büyütmede ve rastgele seçilen bir başka bölgesinden 250x büyütmede olmak üzere toplam 6' şar adet yüzey görüntüleri elde edildi.

SEM görüntüleri alındıktan sonra her gruptan alınan birer numunenin örnek yüzeyinden EDS analizi (Enerji dağılımlı x-ışınları analizi) de yapılmıştır.



Şekil 38. Çalışmada kullanılan SEM cihazı



Şekil 39. SEM incelemesi için örnek yüzeylerinin altın kaplanması

3.3.2. Titanyum Porselen Ara Yüzeylerinin İncelenmesi

Titanyum üzerine porselen uygulanması sonucunda titanyum ile porselen arasındaki oksit tabaka oluşumu ve titanyum porselen bağlantısını değerlendirebilmek amacıyla titanyum porselen ara yüzeyinden SEM fotoğrafları elde edildi.

Metal porselen ara yüzeyini değerlendirebilmek amacıyla kumlama, mikro ark oksidasyon ve hidroksiapatit kaplama yapılmış örnekler yukarıda anlatıldığı şekilde ISO 9693-1:2012 prosedürüne uygun olarak 2 farklı düşük ısı porseleni uygulandı.

Örneklerin titanyum porselen ara yüzeyleri yer düzlemine paralel olacak şekilde soğuk epoksi rezine gömüldü. Rezin sertleştikten sonra sırasıyla 80, 120, 320, 600, 800, 1000, 1200 grenlik silisyum karbür zımpara diskleri kullanılarak yüzey düzleştirildi. Ardından örnek yüzeyleri çuha kumaşı ile kaplı parlatma çarkı üzerinde alümina ve bir miktar su damlatılıp parlatıldı. Parlatma işleminden sonra örnekler ultrasonik temizleyicide 5 dk temizlendi.

Parlatma işlemi tamamlanan örneklerin yüzeyleri altınla kaplandı. Her örneğin titanyum-porselen ara yüzeyinden SEM ile farklı boyutlarda görüntüler alındı ve karşılaştırılmalı olarak incelendi.

3.4. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler Ondokuz Mayıs Üniversitesi'nde yapılmıştır. Analizlerde SPSS V.21 (Statistical Package for the Social Sciences) paket programından (IBM Co., Armonk, NY, USA) faydalanılmıştır.

Deneysel çalışmada elde edilen tüm verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Çalışmamızda elde edilen tüm test verileri normal dağılım gösterdi. Titanyum üzeri farklı kaplama tekniklerinin iki farklı porselen ile bağlantısının 3 nokta eğme bağlantı testi ile değerlendirilmesinde iki yönlü varyans analizi (two way ANOVA) kullanıldı. Varyansların homojenliğinin değerlendirilmesinde Levene's homojenlik testi kullanıldı. Gruplar arası farklılıkların değerlendirilmesinde ise Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi kullanıldı.

Farklı yüzey kaplama tekniklerinin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisinin profilometre kullanılarak değerlendirilmesinde ise tek yönlü varyans analizi (one way ANOVA), Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi için $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Üç Nokta Eğme Bağlantı Testi Sonuçları

Titanyum-porselen bağlantı dayanıklılığının ölçümü için ISO 9693-1:2012 standartlarına uygun olarak 3 nokta eğme testi (three point bending) yapılmıştır. Kontrol grubunu oluşturan Noritake Ti-22 ve Vita Titankeramik porselenlerinin kullanıldığı ve üretici firma talimatlarına uygun olarak kumlama işlemi yapılan örneklerin bağlantı dayanıklılık sonuçları Tablo 6' da verilmiştir.

Tablo 6. Noritake Ti-22 ve Vita Titankeramik porseleni kontrol gruplarına ait 3-nokta eğme bağlantı testi sonuçları

Örnek Numarası	NK*	VK*
1	21,50	28,65
2	30,08	35,71
3	24,31	32,85
4	34,65	28,23
5	22,33	26,57
6	26,06	30,86
7	21,96	40,27
8	42,26	22,00
9	29,39	23,80
10	18,64	26,53

*=Değerler MPa cinsinden verilmiştir.

Noritake Ti-22 ve Vita Titankeramik 5 dk, 15 dk, 30 dk mikro ark oksidasyon yöntemi ile kaplanmış, hidroksiapatit kaplanmış ve 15 dk mikro ark oksidasyon kaplama işlemi takiben hidroksiapatit ile kaplanmış örneklerin bağlantı dayanıklılık sonuçları Tablo 7 ve Tablo 8' de verilmiştir.

Tablo 7. Noritake Ti-22 grubu 3-nokta eğme bağlantı testi sonuçları

Örnek Numarası	N5M*	N15M*	N30M*	NH*	N15M*
1	41,43	42,72	57,11	40,41	43,78
2	45,76	48,07	42,53	41,70	49,78
3	39,49	42,53	46,41	39,63	33,03
4	34,97	46,18	52,91	56,97	40,23
5	36,63	35,66	34,83	31,88	45,49
6	43,32	38,98	47,79	46,69	35,61
7	32,94	46,73	48,53	39,90	30,59
8	34,74	45,44	37,18	39,35	39,26
9	43,73	38,06	41,38	47,01	40,87
10	39,49	51,34	35,48	34,46	47,56

*=Değerler MPa cinsinden verilmiştir.

Tablo 8. Vita Titankeramik grubu 3-nokta eğme bağlantı testi sonuçları

Örnek Numarası	V5M*	V15M*	V30M*	VH*	V15M*
1	35,48	29,94	36,95	24,54	25,46
2	35,52	29,71	44,61	30,08	24,40
3	26,16	32,89	45,76	30,95	31,46
4	31,05	40,92	43,04	28,88	26,48
5	25,05	33,12	44,66	32,89	28,83
6	25,74	38,06	43,73	34,83	33,77
7	23,80	33,26	54,39	35,57	30,77
8	29,39	38,57	43,78	33,12	18,68
9	33,77	37,97	49,18	31,46	24,50
10	34,83	44,38	48,72	37,55	34,32

*=Değerler MPa cinsinden verilmiştir.

Titanyum üzerine uygulanan farklı kaplama tekniklerinin uygulanan iki farklı porselen ile bağlantı dayanıklılığına olan etkilerine bakıldığında porselen tipinin, uygulanan yüzey işleminin ve porselen yüzey işlemi etkileşiminin etkisi Tablo 9’ da, yüzey işlemlerine göre elde edilen verilerin istatistiksel karşılaştırmaları Tablo 10’ da görülmektedir.

Tablo 9. İki yönlü ANOVA test sonuçları

Varyasyon Kaynağı	df	F	p
Porselen Tipi	1	34,57	0,001
Yüzey İşlemi	5	20,19	0,001
Porselen Tipi*Yüzey İşlemi	5	6,23	0,001

Tablo 10. Yüzey işlemlerinin istatistiksel karşılaştırmaları

Yüzey İşlemi	Örnek Sayısı	1	2	3	4
Kumlama	20	28,33			
15 dk MAO+HA	20		34,24		
5 dk MAO	20		34,66	34,66	
HA	20		36,89	36,89	
15 dk MAO	20			39,73	
30 dk MAO	20				44,95

Yapılan bu in vitro çalışmada elde edilen test verilerine göre Noritake Ti-22 porselen uygulanan tüm test gruplarında, titanyum üzerine uygulanan yüzey işlemlerinin kontrol grubuna göre anlamlı şekilde yüksek değerler verdiği görüldü ($p<0,001$). Noritake Ti-22 test porselen grubu ortalama değerleri Tablo 11’ de verilmiştir.

Vita Titankeramik porselen uygulanan test örneklerinde, kontrol grubuna göre anlamlı farklılık sadece V30M grubunda gözlemlendi ($p<0,001$). Diğer gruplar kontrol grubu ile farklılık göstermedi ($p>0,05$). Vita Titankeramik porselen grubu ortalama değerleri Tablo 12’ de verilmiştir.

İki farklı porselen uygulanan test örneklerinin kontrol grupları karşılaştırıldığında anlamlı farklılık görülmedi ($p>0,05$). Her iki porselen grubunda da en yüksek bağlantı değerleri N30M ve V30M gruplarında elde edildi ve aralarında anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0,05$). Tüm test gruplarının istatistiksel karşılaştırmaları Tablo 13’ te verilmiştir.

Tablo 11. Yüzey işlemlerine göre Noritake Ti-22 porselen grubu sonuçları

Gruplar	Örnek Sayısı	Ortalama*	Standart Sapma
NK	10	27,12	7,16
N5M	10	39,25	4,34
N15M	10	43,57	4,91
N30M	10	44,42	7,47
NH	10	41,80	7,07
N15MH	10	40,62	6,25

*=Değerler MPa cinsinden verilmiştir.

Tablo 12. Yüzey işlemlerine göre Vita Titankeramik porselen grubu sonuçları

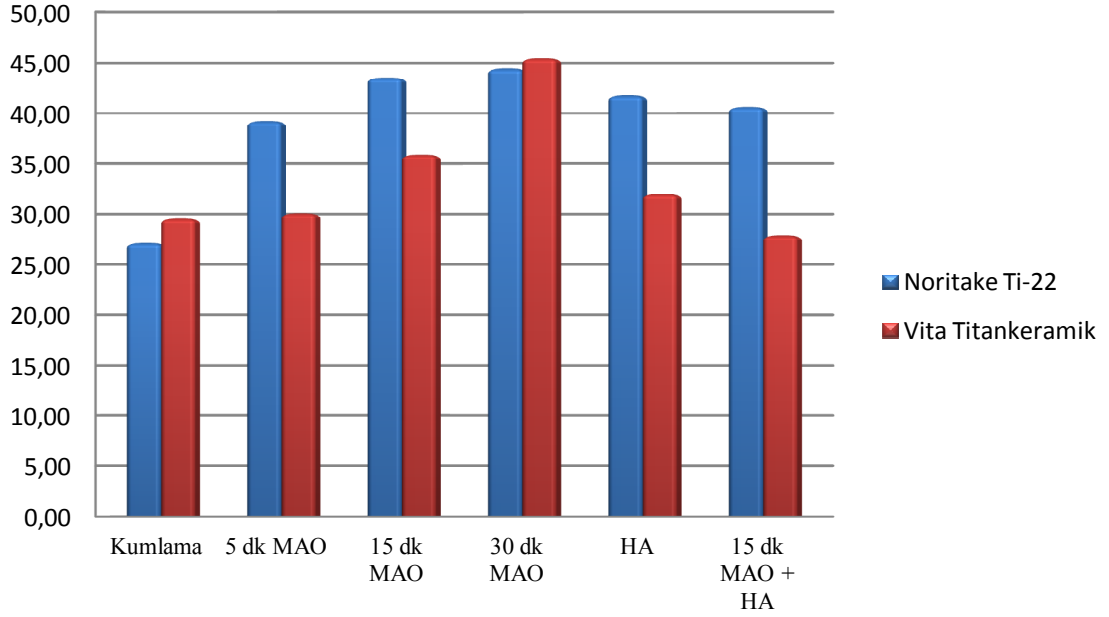
Gruplar	Örnek Sayısı	Ortalama*	Standart Sapma
VK	10	29,55	5,54
V5M	10	30,08	4,66
V15M	10	35,88	4,84
V30M	10	45,48	4,59
VH	10	31,99	3,71
V15MH	10	27,87	4,88

*=Değerler MPa cinsinden verilmiştir.

Tablo 13. Test gruplarının istatistiksel karşılaştırılması

Yüzey İşlemi	Örnek Sayısı	1	2	3	4	5
NK	10	27,12				
V15MH	10	27,87	27,87			
VK	10	29,55	29,55			
V5M	10	30,08	30,08			
VH	10	31,99	31,99	31,99		
V15M	10		35,88	35,88	35,88	
N5M	10			39,25	39,25	39,25
N15MH	10				40,62	40,62
NH	10				41,80	41,80
N15M	10				43,57	43,57
N30M	10					44,42
V30M	10					45,48

Şekil 40. Yüzey işlemlerine göre porselen gruplarının bağlantı sonuçlarının grafiği



Noritake Ti-22 ve Vita Titankeramik porselen gruplarının 5 dk, 15 dk, 30 dk mikro ark oksidasyon yöntemi ile kaplanmış, hidroksiapatit kaplanmış ve 15 dk mikro ark oksidasyon kaplama işlemini takiben hidroksiapatit ile kaplanmış örneklerin 3 nokta eğme bağlantı testi sonrasında gözlenen kırılma tipleri Tablo 14 ve Tablo 15’ te verilmiştir.

Tablo 14. Yüzey işlemlerine göre Noritake Ti-22 porselen grubu kırılma tipleri

Yüzey İşlemi	Örnek Sayısı	Adeziv	Koheziv	Adeziv + Koheziv
NK	10	2	3	5
N5M	10	2	4	4
N15M	10	3	2	5
N30M	10	1	3	6
NH	10	2	3	5
N15MH	10	3	4	3

Tablo 15. Yüzey işlemlerine göre Vita Titankeramik porselen grubu kırılma tipleri

Yüzey İşlemi	Örnek Sayısı	Adeziv	Koheziv	Adeziv +Koheziv
VK	10	4	2	4
V5M	10	3	4	3
V15M	10	5	2	3
V30M	10	2	2	6
VH	10	2	3	5
V15MH	10	5	2	3

4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Sonuçları

Her gruptan alınan 10 adet örneğin R_a yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılmıştır. Her örnekten 3 ölçüm yapılarak alınan pürüzlülük değerleri Tablo 16' da verilmiştir. Her gruptan elde edilen ortalama pürüzlülük ve standart sapma değerleri Tablo 17' de, tek yönlü ANOVA test sonuçları Tablo 18' de, yüzey işlemlerine göre elde edilen pürüzlülük değerlerinin istatistiksel karşılaştırılmaları Tablo 19' da görülmektedir.

Tablo 16. Yüzey pürüzlülük ölçümü sonuçları

Örnek Numarası	50 μ m Kumlama*	110 μ m Kumlama*	5 dk MAO*	15 dk MAO*	30 dk MAO*	HA*	15 dk MAO + HA*
1	1,41	1,54	2,53	2,82	3,92	3,15	2,72
2	1,42	1,58	2,56	2,66	3,87	3,28	2,67
3	1,71	1,73	2,81	3,47	3,79	2,35	2,58
4	1,59	1,36	2,74	3,57	4,15	2,66	2,80
5	1,34	1,58	2,63	3,30	4,13	3,26	3,27
6	1,63	1,48	3,19	3,03	3,88	3,07	3,38
7	1,52	1,64	2,35	2,47	3,87	2,16	3,10
8	1,41	1,56	2,29	3,18	3,11	2,76	3,44
9	1,53	1,65	2,60	2,62	4,02	2,24	3,41
10	1,37	1,52	2,86	2,96	3,58	2,83	2,82

*=Değerler μ m cinsinden verilmiştir.

Kontrol grupları ile kıyaslandığında (50-110 μ m) tüm kaplama yapılan gruplar anlamlı şekilde yüksek yüzey pürüzlülük değerleri gösterdi ($p<0,001$). Diğer gruplar ile kıyaslandığında en yüksek ortalama yüzey pürüzlülük değerleri 30 dk MAO grubunda elde edildi ($p<0,001$).

Tablo 17. Grupların yüzey pürüzlülük ölçümü ortalama değerleri

Yüzey İşlemi	Örnek Sayısı	Ortalama*	Standart Sapma
50 µm kumlama	10	1,49	0,12
110 µm kumlama	10	1,56	0,10
5 dk MAO	10	2,66	0,26
15 dk MAO	10	3,01	0,37
30 dk MAO	10	3,83	0,30
HA	10	2,78	0,42
15 dk MAO + HA	10	3,02	0,34

*=Değerler µm cinsinden verilmiştir.

Tablo 18. Tek yönlü ANOVA test sonuçları

	df	F	p
Gruplar Arası	6	79,83	0,001
Grup İçi	63		
Toplam	69		

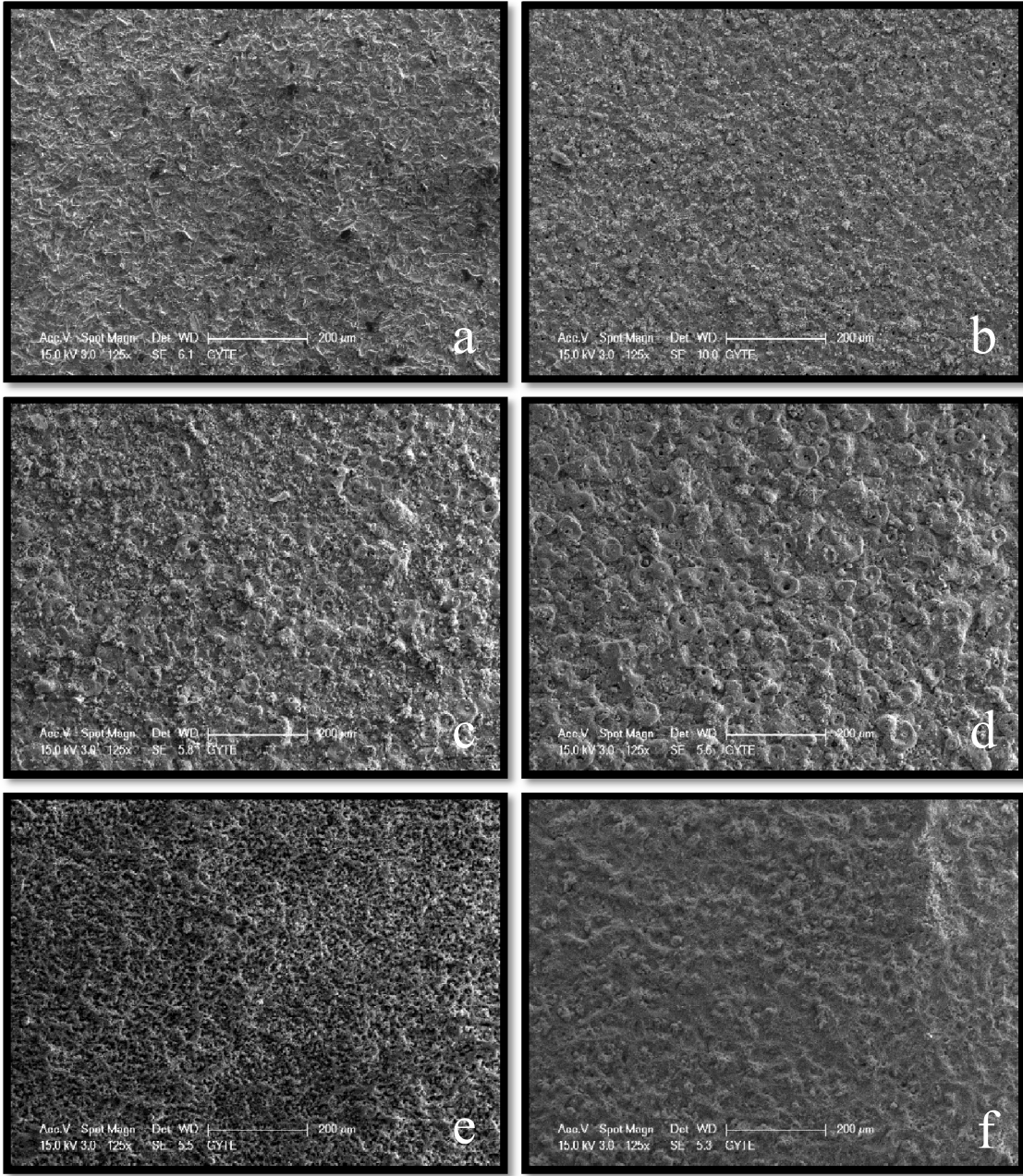
Tablo 19. Yüzey işlemleri sonucunda elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Yüzey İşlemi	Örnek Sayısı	1	2	3
50 mikron kumlama	10	1,49		
110 mikron kumlama	10	1,56		
5 dk MAO	10		2,66	
HA	10		2,78	
15 dk MAO	10		3,01	
15 dk MAO + HA	10		3,02	
30 dk MAO	10			3,83

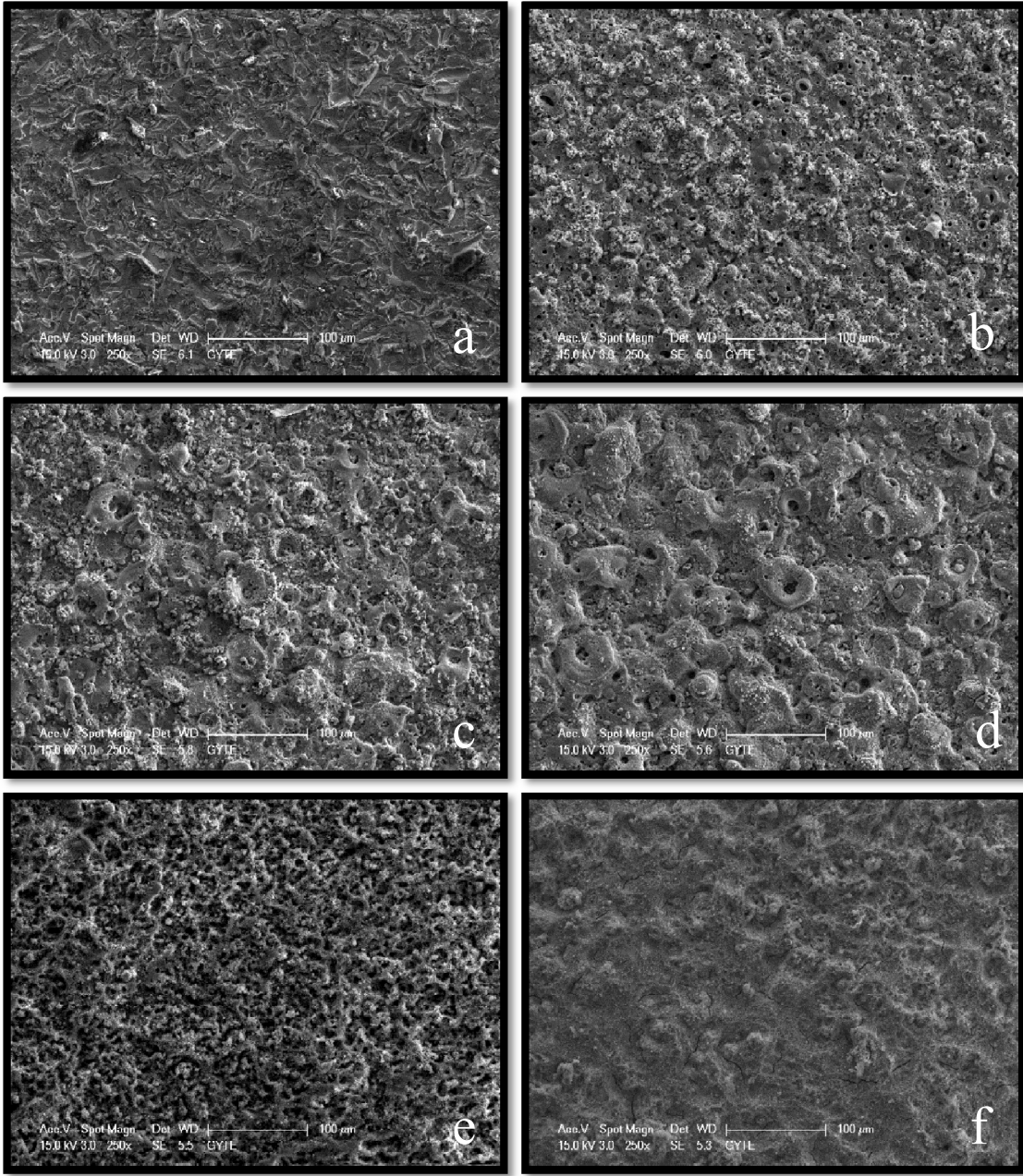
4.3. SEM Değerlendirilmesi Sonuçları

4.3.1. SEM Yüzey Değerlendirilmesi Sonuçları

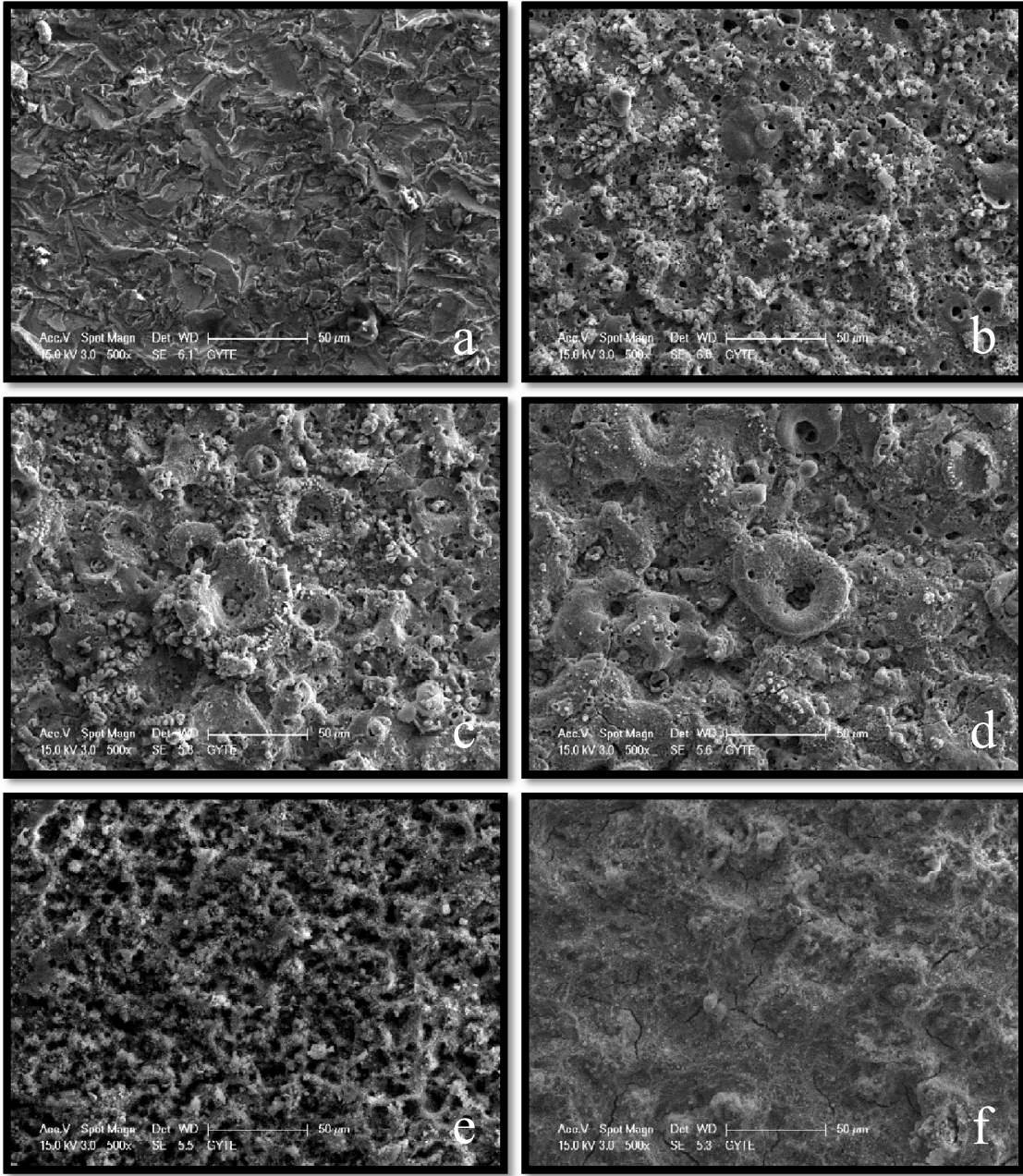
Noritake Ti-22 gruplarından 125x, 250x, 500x, 1000x ve 2000x büyütmede alınan SEM görüntüleri aşağıdadır (Şekil 41-45). 50 µm Al₂O₃ ile kumlama yapılan kontrol grubunda uniform bir yüzey pürüzlülüğü gözlenirken, diğer gruplara kıyasla daha az sayıda krater ve daha geniş düz alanlar izlenmektedir. Mikro ark oksidasyon (MAO) kaplama süresinin artışına bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünün arttığı gözlenmektedir. MAO işlemi sonrası tipik yüzey görüntüsünde çok sayıda pürüzlü porlar mevcutken, porların boyutu ve yüzeyin genel morfolojisi kaplama süresine göre değişmiştir. Kaplama süresinin artışına bağlı olarak yüzeyde meydana gelen krater alanlarının ve porların boyutlarının arttığı fakat sayılarının azaldığı görülmektedir. HA kaplama yapılan örnekte ise tipik uniform şekilde HA kristal görüntüsü izlenirken, yüzey pürüzlülüğünün MAO örneklerine nazaran daha uniform olduğu görülmektedir. 15 dk MAO sonrası HA kaplama uygulanan örnek yüzeylerinde ise çatlakların oluşmaya başladığı, özellikle 1000x ve 2000x büyütmede mikroçatlakların varlığı ile izlenmektedir.



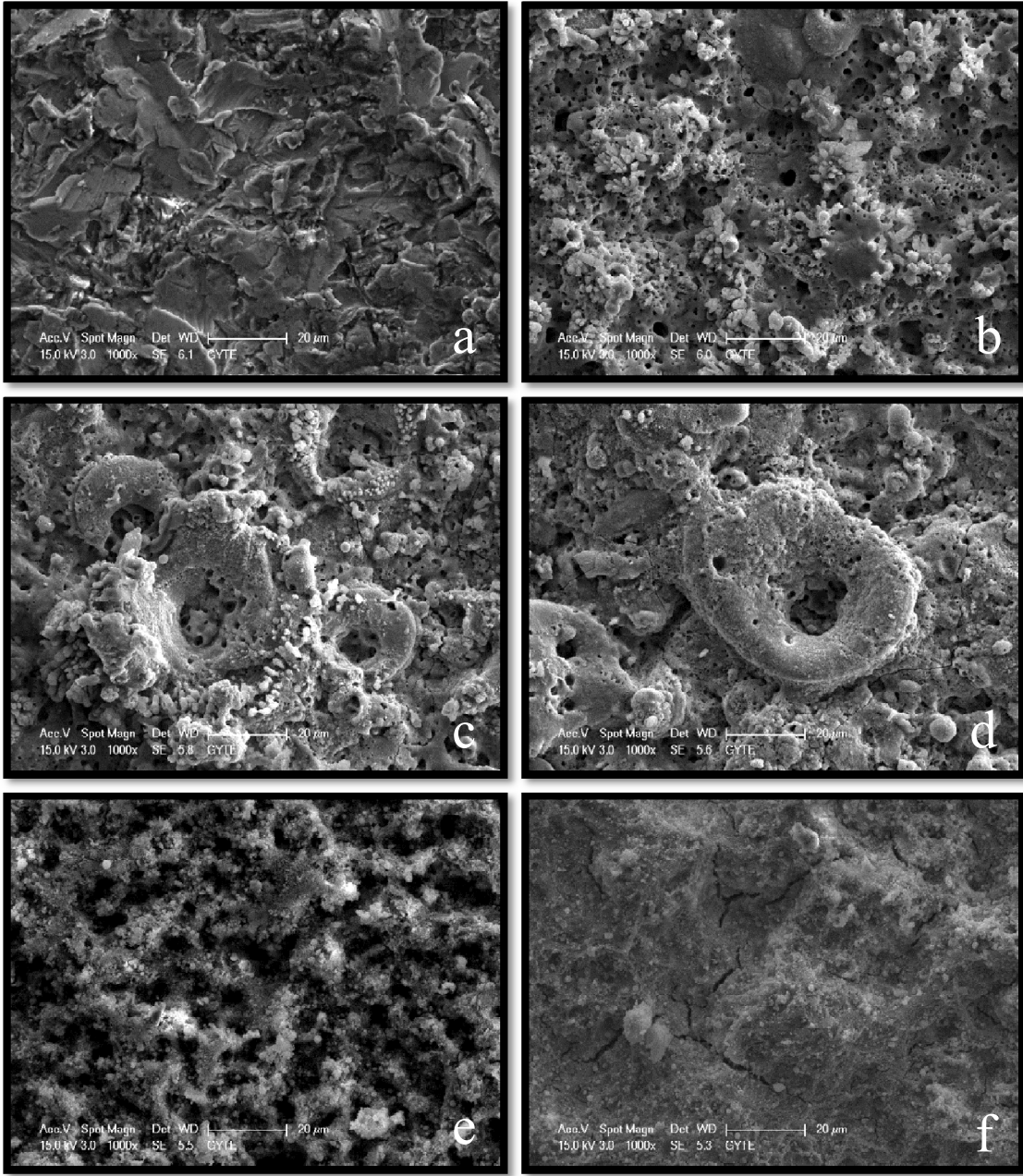
Şekil 41. Noritake grubu örneklerinden 125x büyütmede alınan SEM görüntüleri **a)** kontrol, **b)** 5 dk MAO, **c)** 15 dk MAO, **d)** 30 dk MAO, **e)** HA, **f)** 15 dk MAO + HA



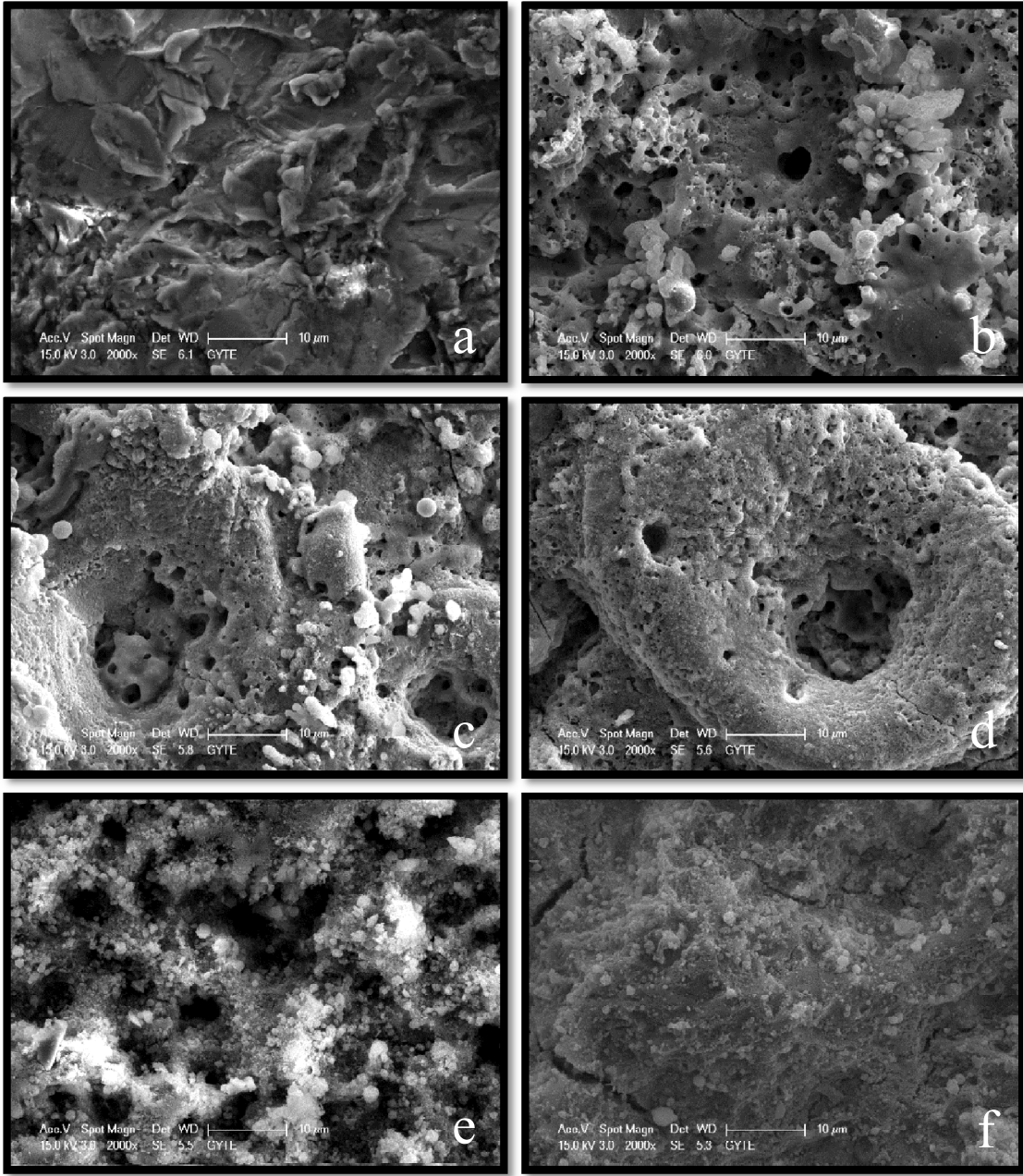
Şekil 42. Noritake grubu örneklerinden 250x büyütmede alınan SEM görüntüleri **a)** kontrol, **b)** 5 dk MAO, **c)** 15 dk MAO, **d)** 30 dk MAO, **e)** HA, **f)** 15 dk MAO + HA



Şekil 43. Noritake grubu örneklerinden 500x büyütmede alınan SEM görüntüleri **a)** kontrol, **b)** 5 dk MAO, **c)** 15 dk MAO, **d)** 30 dk MAO, **e)** HA, **f)** 15 dk MAO + HA

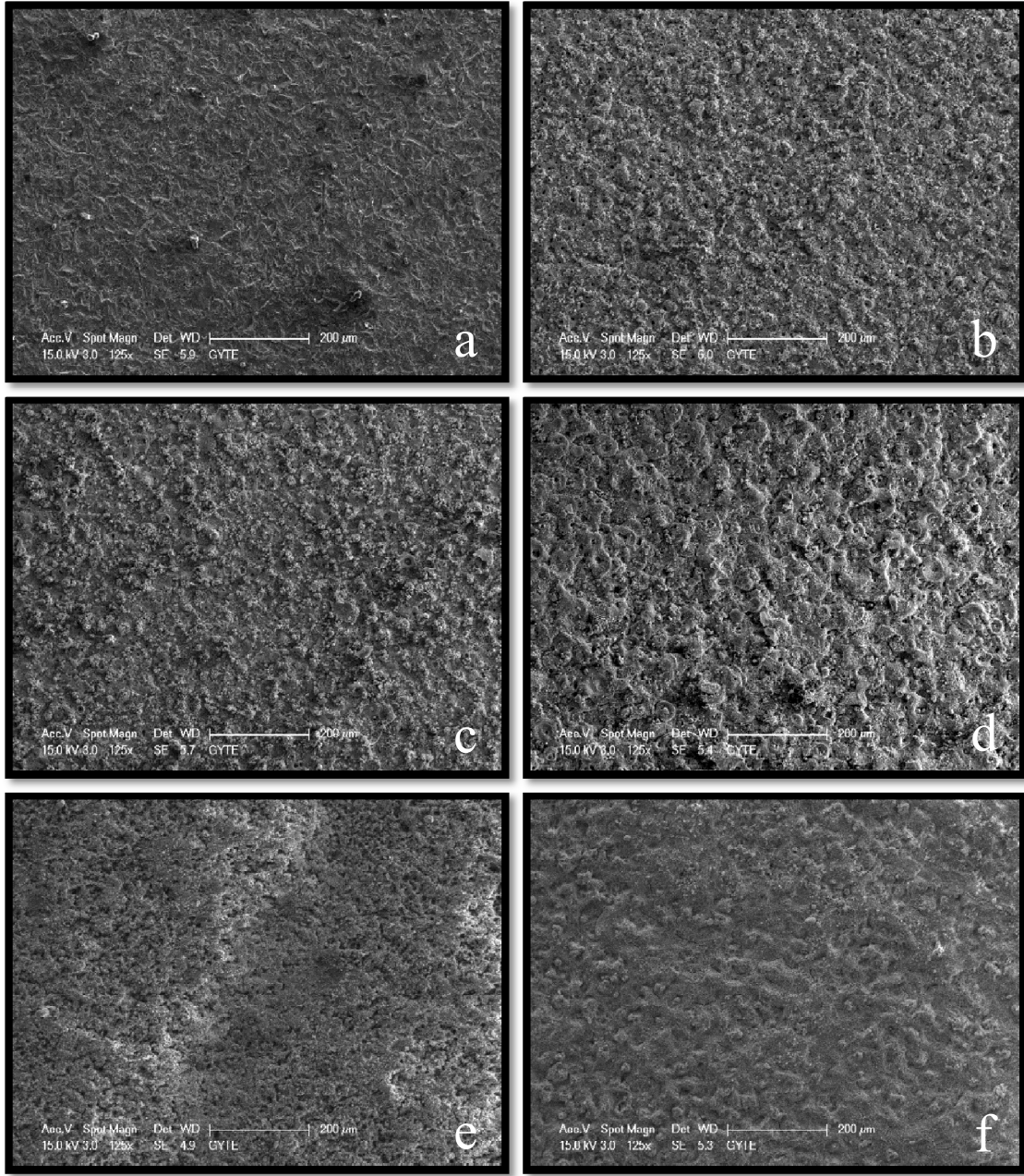


Şekil 44. Noritake grubu örneklerinden 1000x büyütmede alınan SEM görüntüleri **a)** kontrol, **b)** 5 dk MAO, **c)** 15 dk MAO, **d)** 30 dk MAO, **e)** HA, **f)** 15 dk MAO + HA

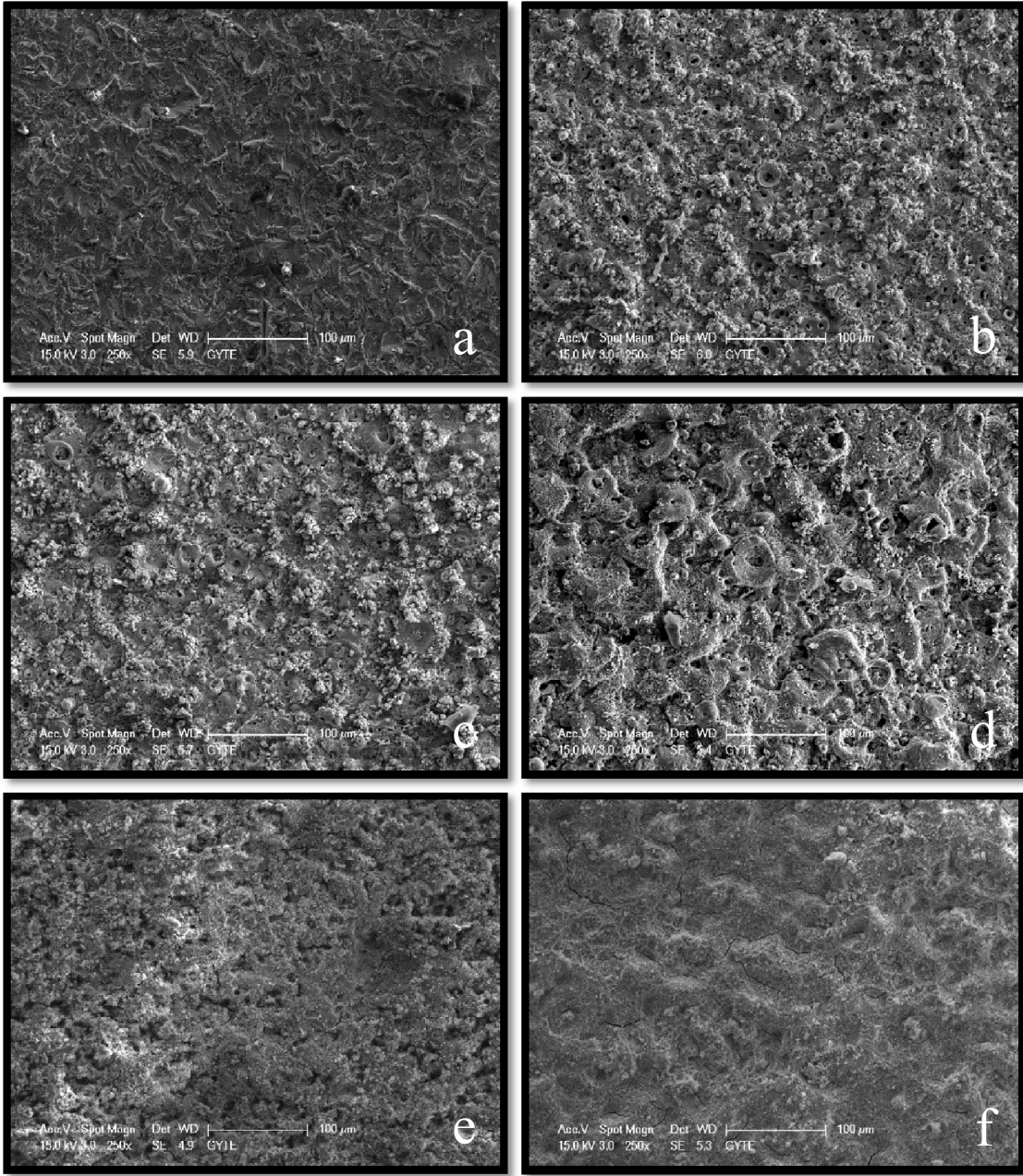


Şekil 45. Noritake grubu örneklerinden 2000x büyütmede alınan SEM görüntüleri **a)** kontrol, **b)** 5 dk MAO, **c)** 15 dk MAO, **d)** 30 dk MAO, **e)** HA, **f)** 15 dk MAO + HA

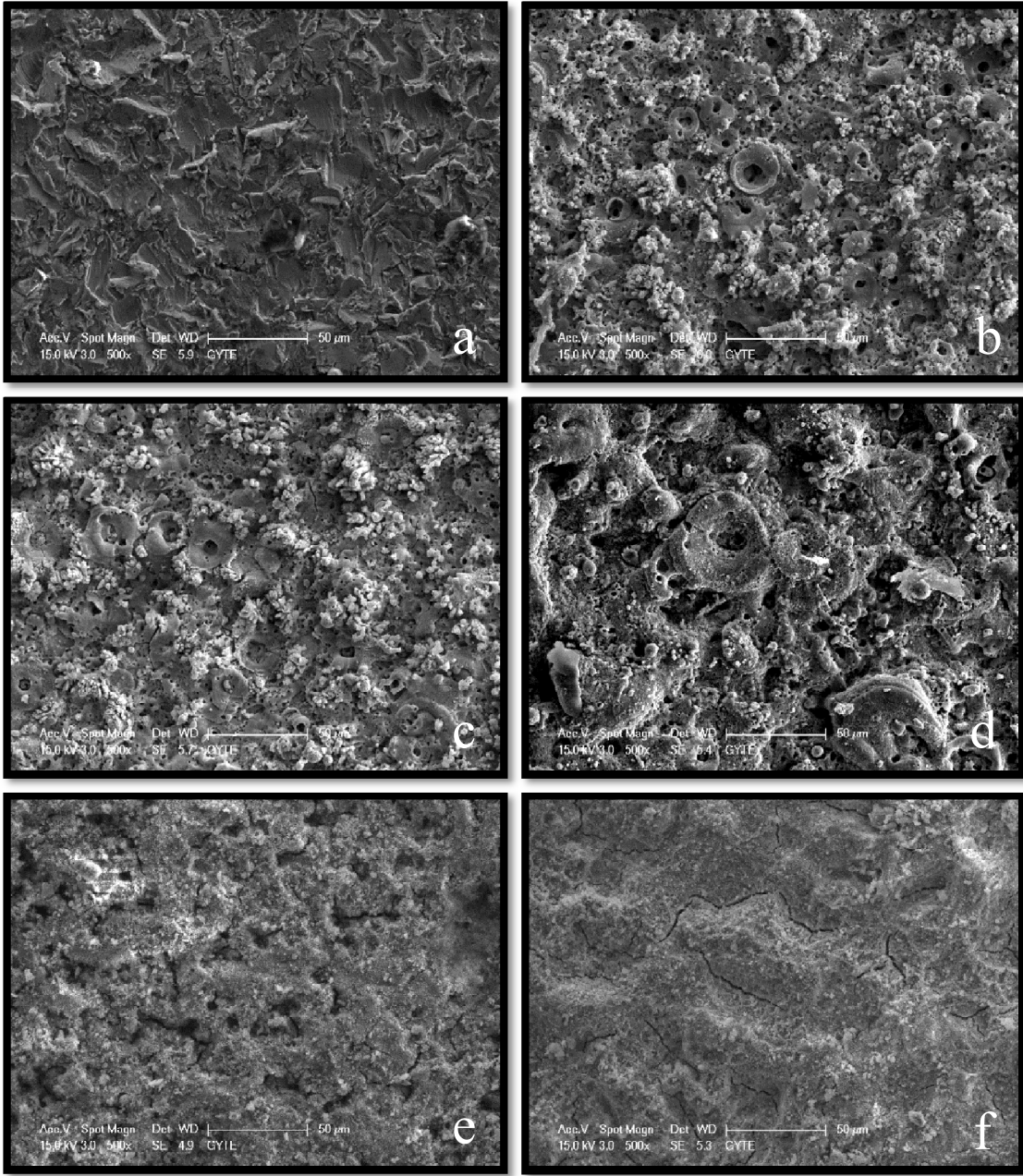
Vita Titankeramik gruplarından 125x, 250x, 500x, 1000x ve 2000x büyütmede alınan SEM görüntüleri aşağıdadır (Şekil 46-50). 110 µm Al₂O₃ ile kumlama yapılan kontrol grubu uniform bir yüzey pürüzlülüğü gösterirken, Noritake kontrol grubuna kıyasla yüzey pürüzlülüğünün arttığı fakat oldukça benzer bir görüntünün elde edildiği görülmektedir. Bu kontrol grubunda, diğer gruplara kıyasla daha az sayıda krater ve daha geniş düz alanlar izlenmektedir. Mikro ark oksidasyon (MAO) kaplama süresinin artmasına bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünün arttığı gözlenirken, MAO işlemi sonrası tipik yüzey görüntüsünde çok sayıda pürüzlü porlar izlenmektedir. Porların boyutu ve yüzeyin genel morfolojisi kaplama süresine göre değişmiştir. Kaplama süresinin artmasına bağlı olarak yüzeyde meydana gelen krater alanlarının ve porların boyutlarının arttığı fakat sayılarının azaldığı görülmektedir. HA kaplama yapılan örnekte ise tipik uniform şekilde HA kristal görüntüsü izlenirken, yüzey pürüzlülüğünün MAO örneklerine nazaran daha uniform olduğu görülmektedir. 15 dk MAO sonrası HA kaplama uygulanan örnek yüzeylerinde küçük büyütmelelerde bile çatlak oluşumu izlenirken, 1000x ve 2000x büyütmedeki SEM görüntülerinde çok net bir şekilde çatlak varlığı görülmektedir.



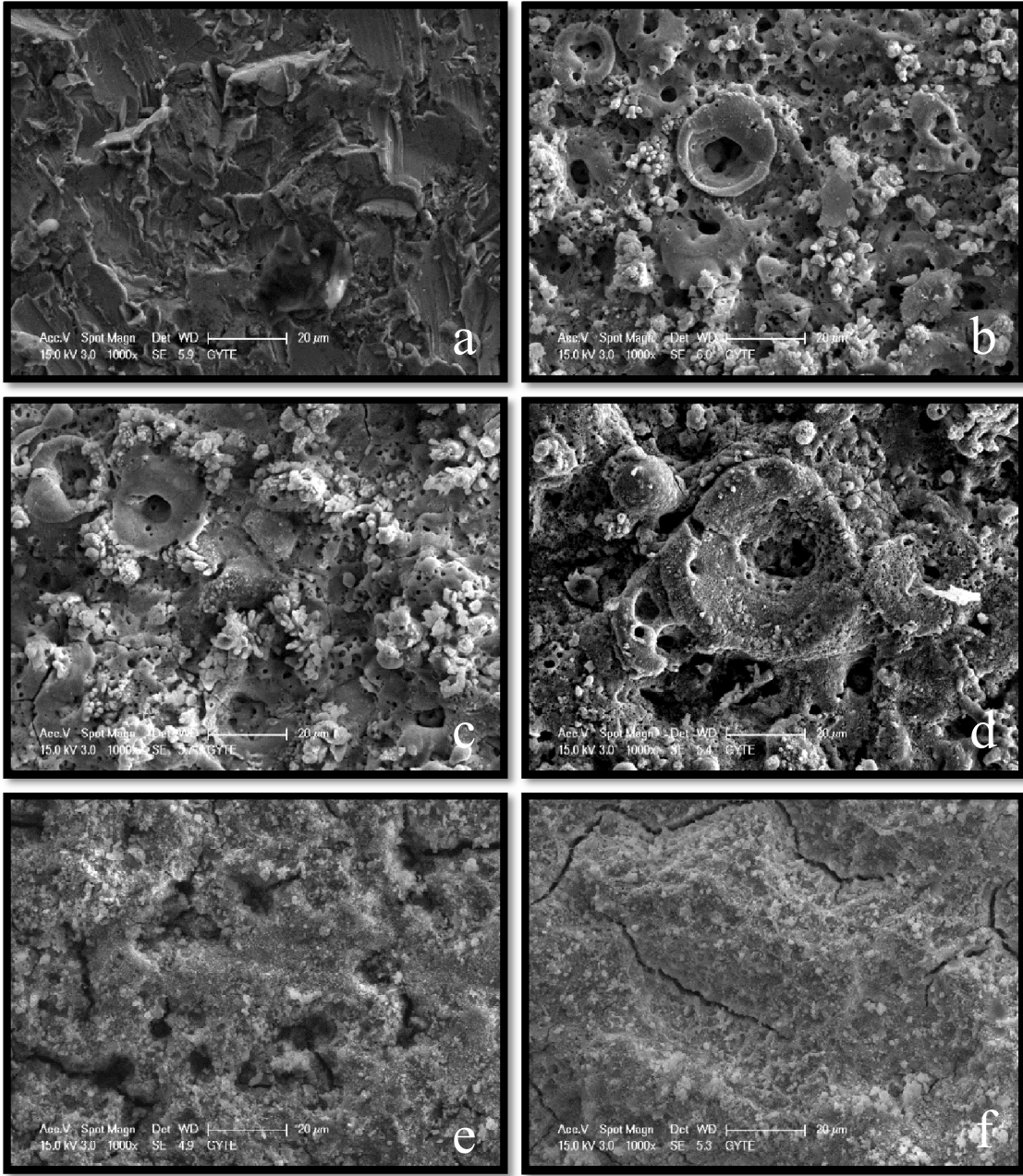
Şekil 46. Vita Titankeramik grubu örneklerinden 125x büyütmede alınan SEM görüntüleri **a)** kontrol, **b)** 5 dk MAO, **c)**15 dk MAO, **d)** 30 dk MAO, **e)** HA, **f)** 15 dk MAO + HA



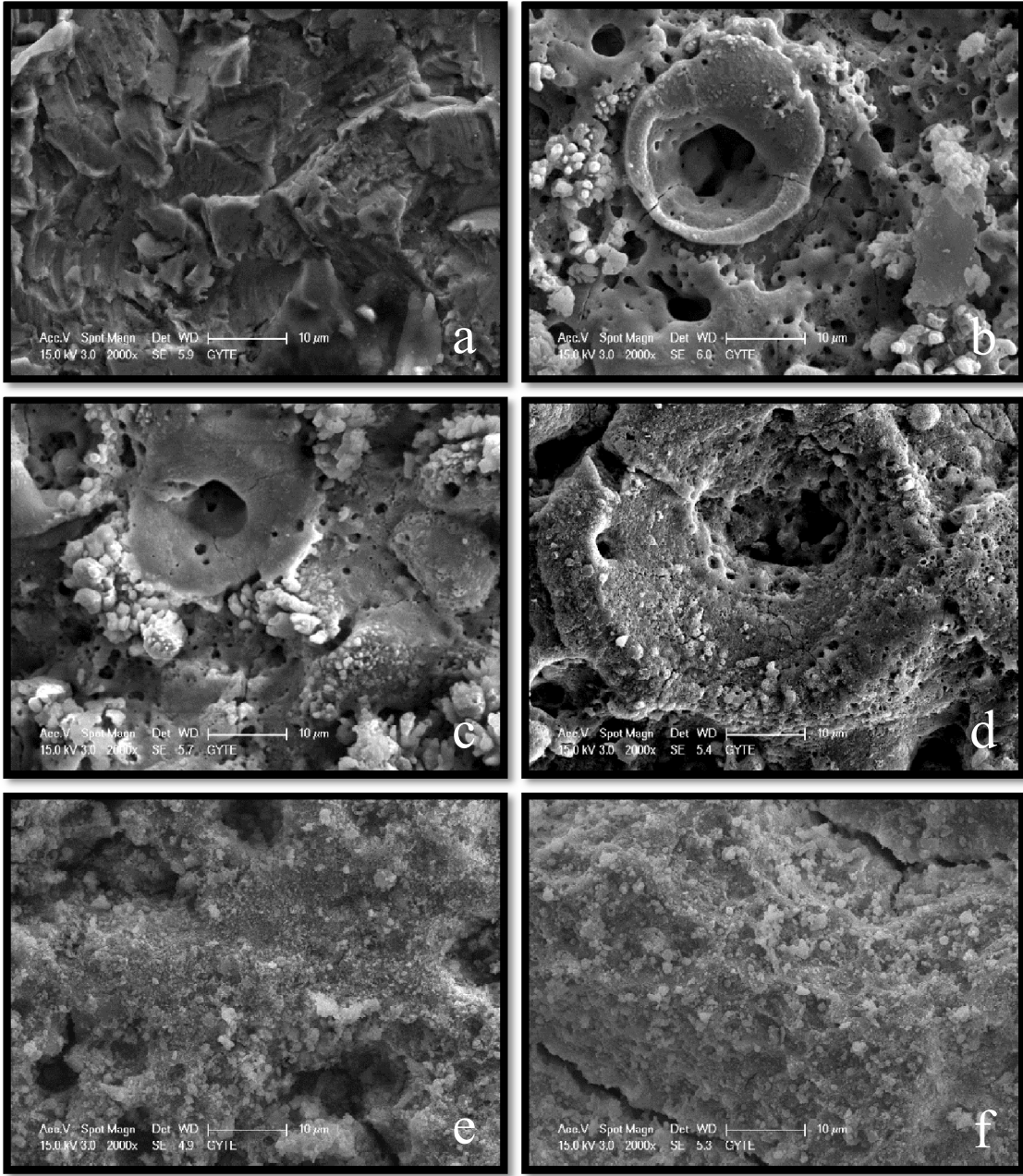
Şekil 47. Vita Titankeramik grubu örneklerinden 250x büyütmede alınan SEM görüntüleri **a)** kontrol, **b)** 5 dk MAO, **c)** 15 dk MAO, **d)** 30 dk MAO, **e)** HA, **f)** 15 dk MAO + HA



Şekil 48. Vita Titankeramik grubu örneklerinden 500x büyütmede alınan SEM görüntüleri **a)** kontrol, **b)** 5 dk MAO, **c)**15 dk MAO, **d)** 30 dk MAO, **e)** HA, **f)** 15 dk MAO + HA

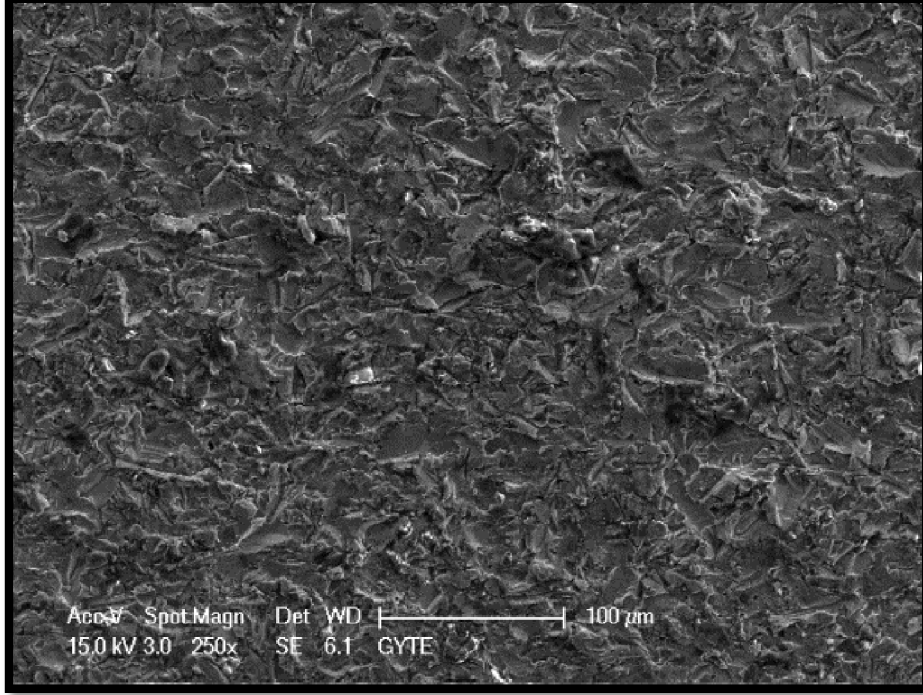


Şekil 49. Vita Titankeramik grubu örneklerinden 1000x büyütmede alınan SEM görüntüleri **a)** kontrol, **b)** 5 dk MAO, **c)** 15 dk MAO, **d)** 30 dk MAO, **e)** HA, **f)** 15 dk MAO + HA

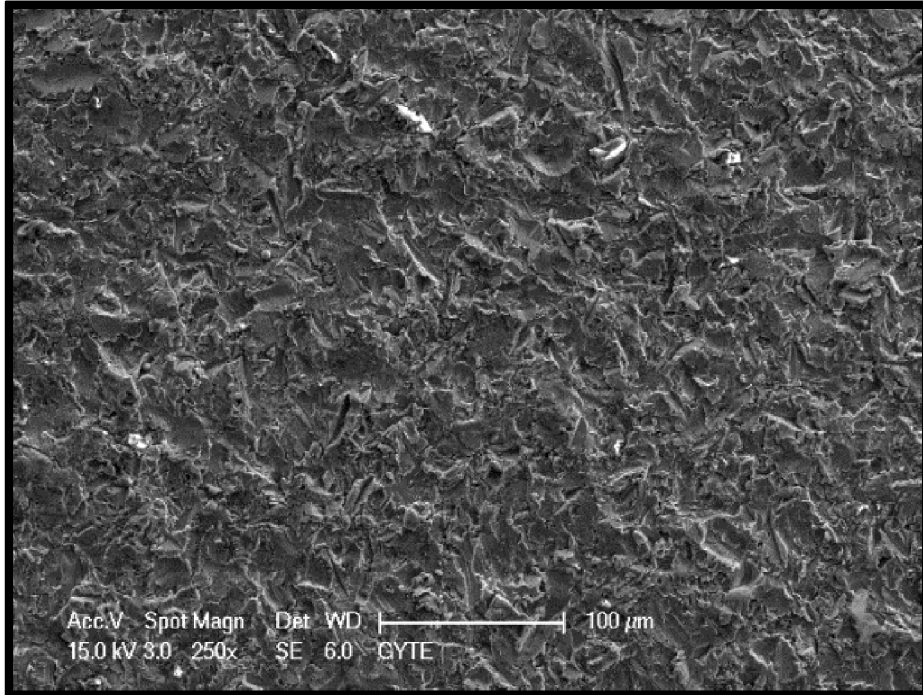


Şekil 50. Vita Titankeramik grubu örneklerinden 2000x büyütmede alınan SEM görüntüleri **a)** kontrol, **b)** 5 dk MAO, **c)**15 dk MAO, **d)** 30 dk MAO, **e)** HA, **f)** 15 dk MAO + HA

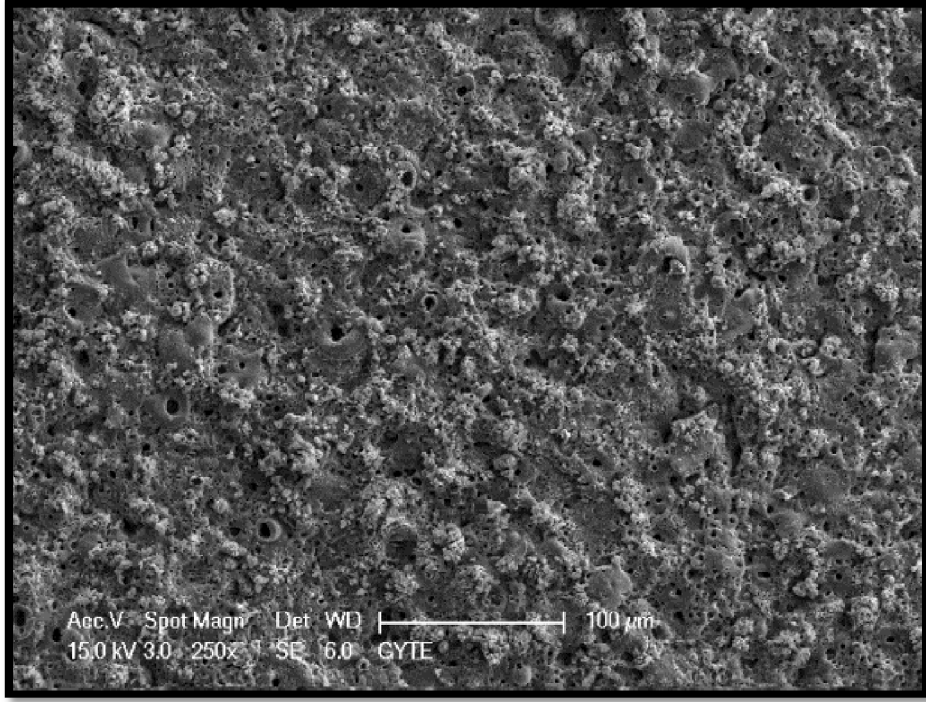
Her grubun belirli bir noktasından 125x, 250x, 500x, 1000x ve 2000x büyütmede alınan SEM görüntülerine ilaveten örneklerin rastgele seçilen başka bir bölgesinden 250x büyütmede alınan SEM görüntüleri aşağıdaki gibidir (Şekil 51-62).



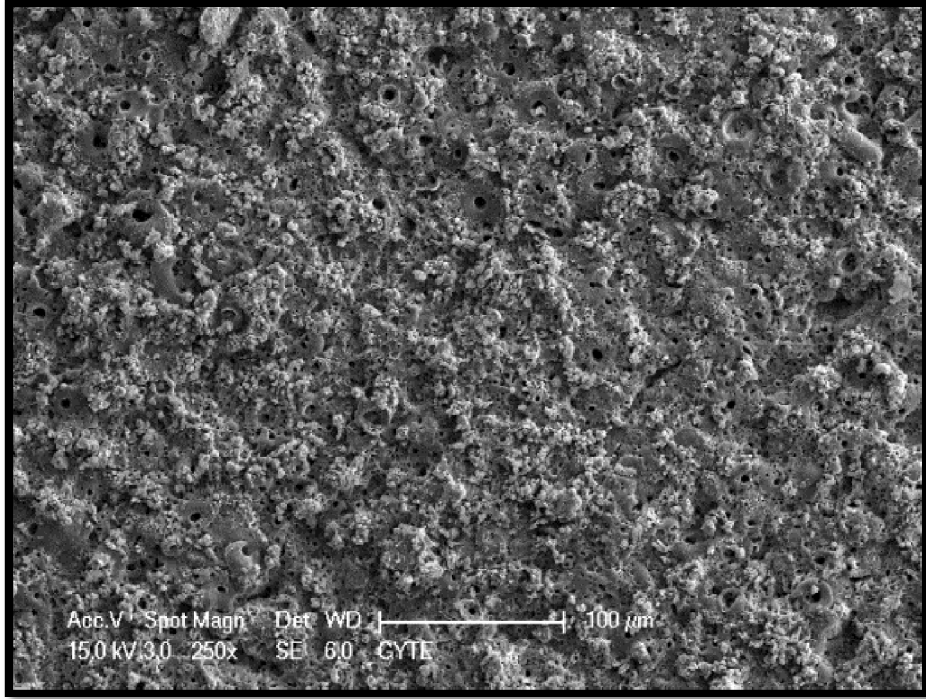
Şekil 51. NK grubu örneği



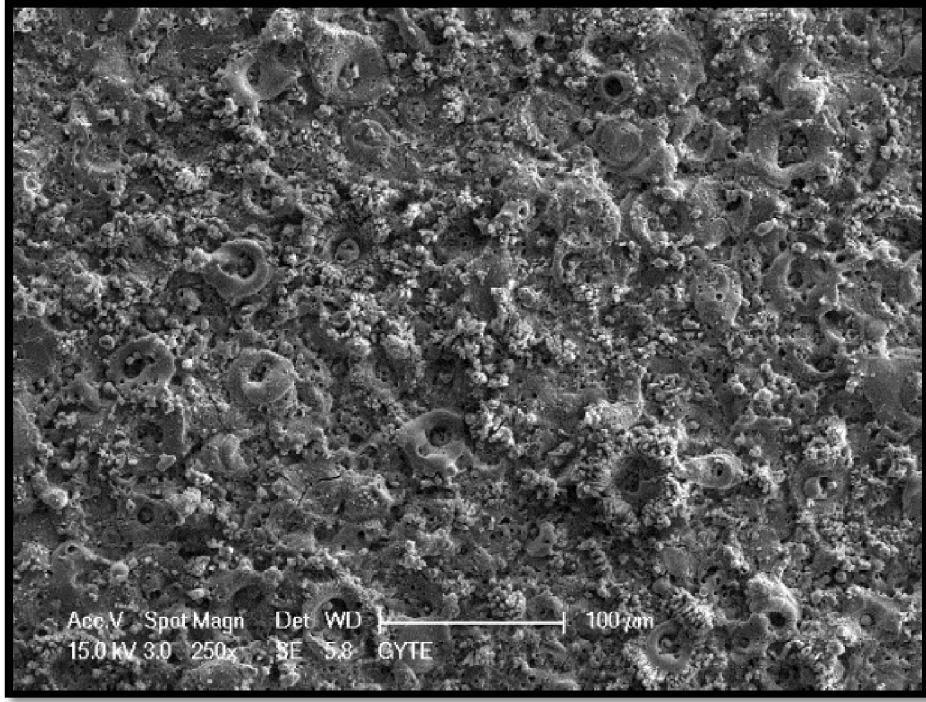
Şekil 52. VK grubu örneği



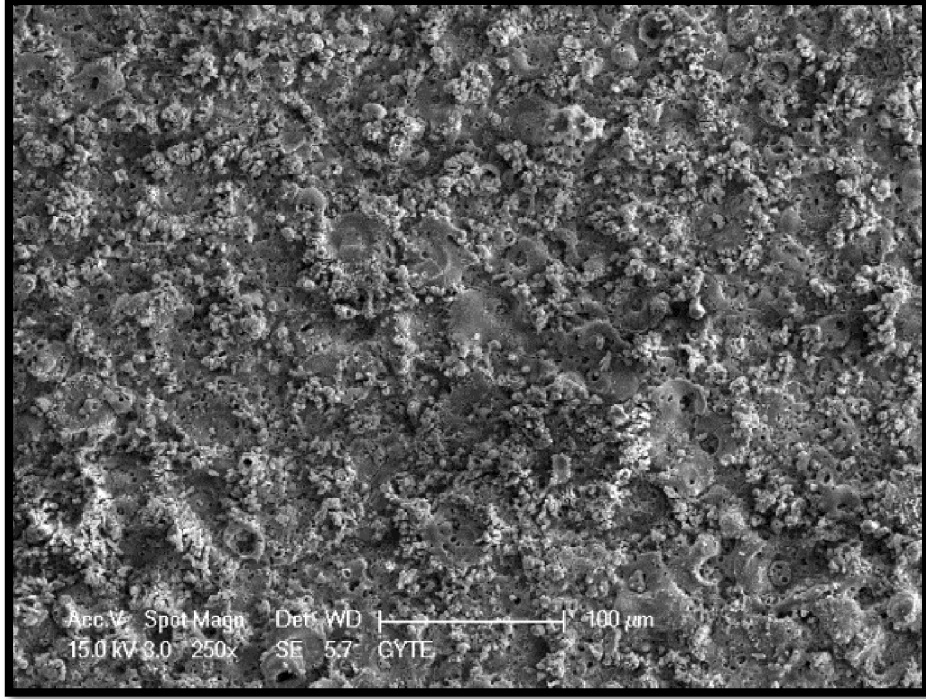
Şekil 53. N5M grubu örneği



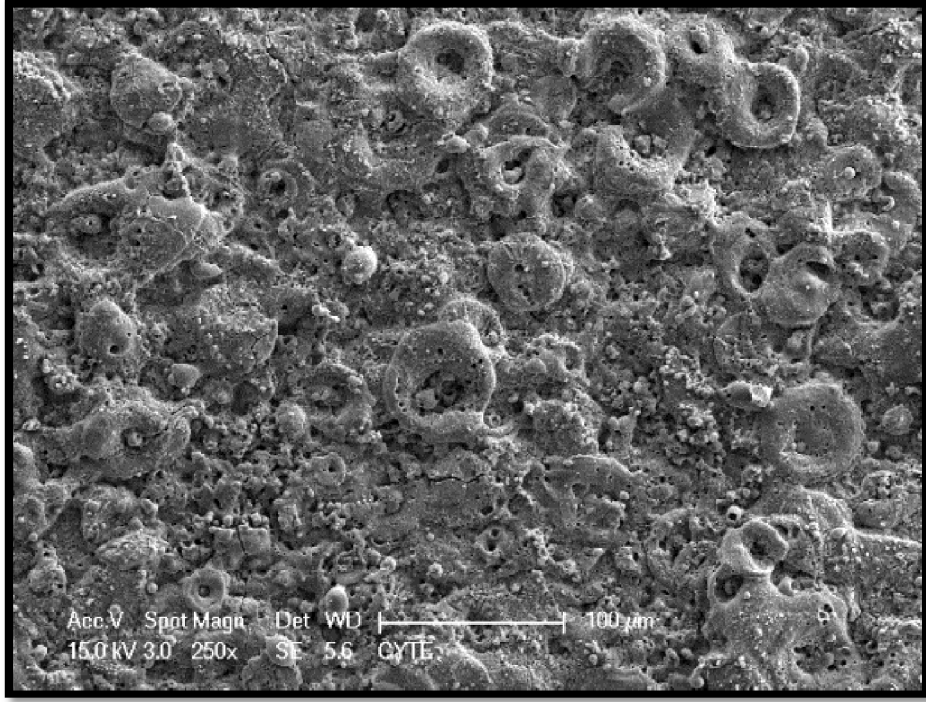
Şekil 54. V5M grubu örneği



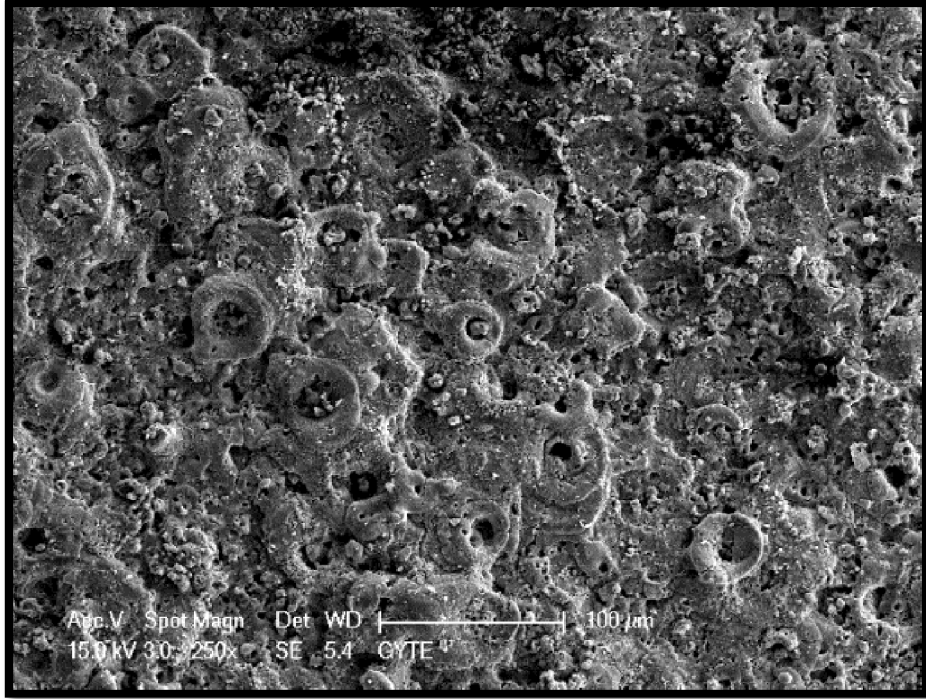
Şekil 55. N15M grubu örneği



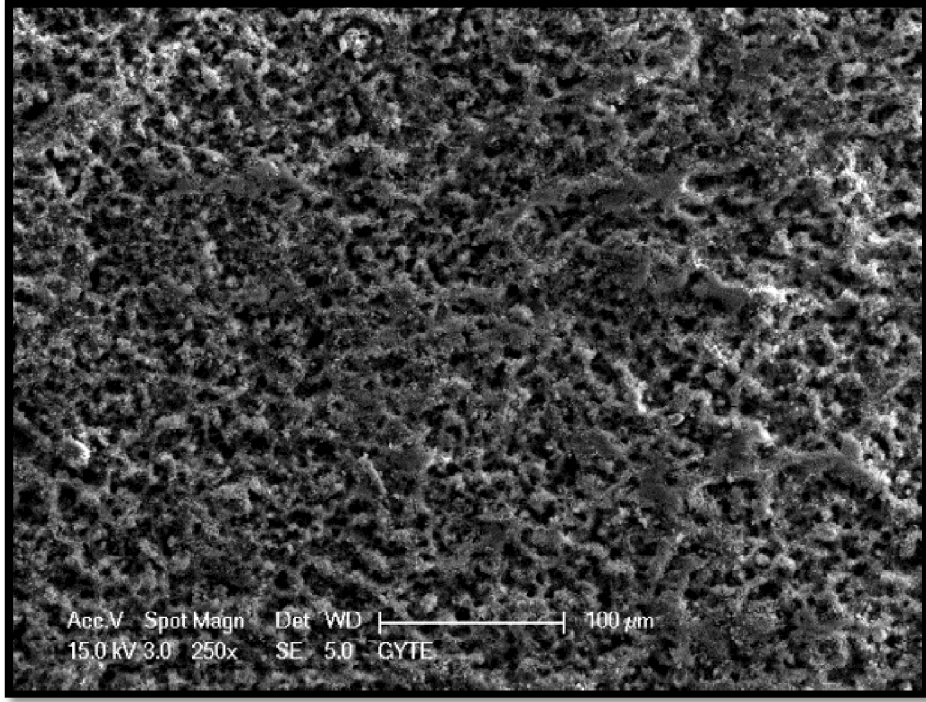
Şekil 56. V15M grubu örneği



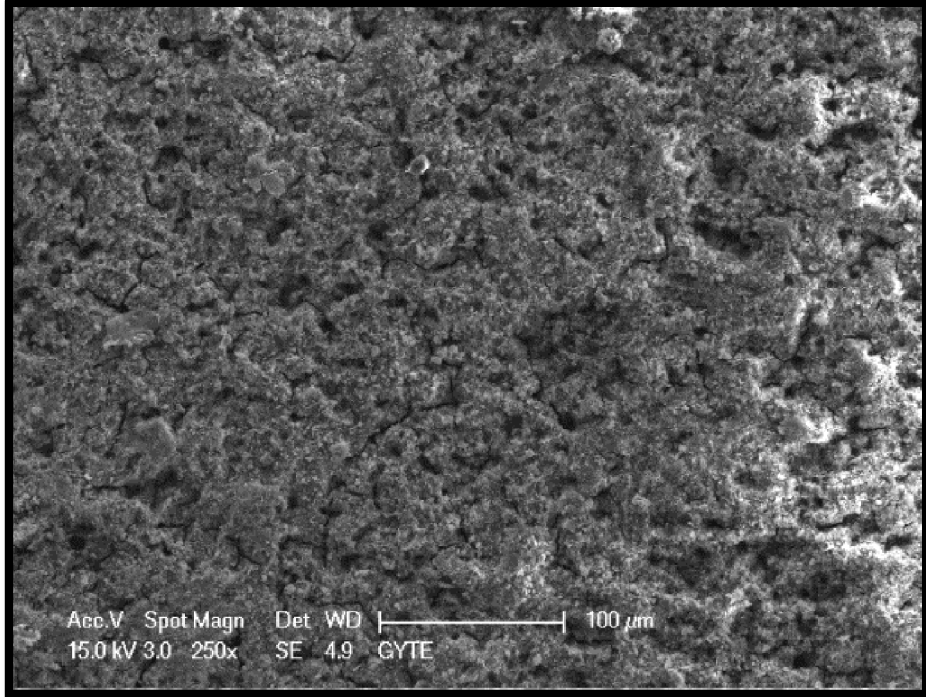
Şekil 57. N30M grubu örneği



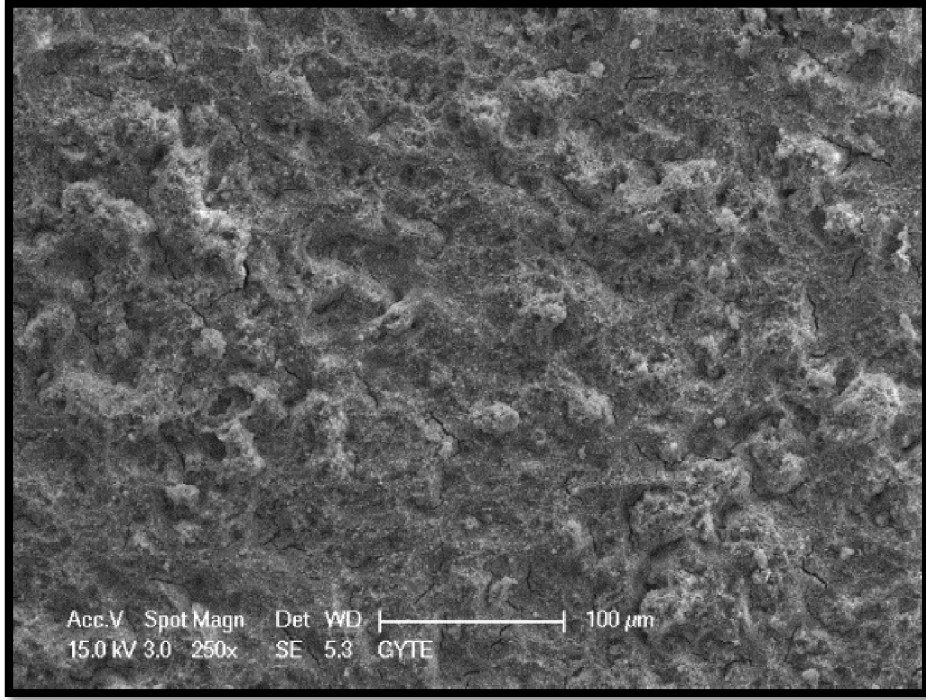
Şekil 58. V30M grubu örneği



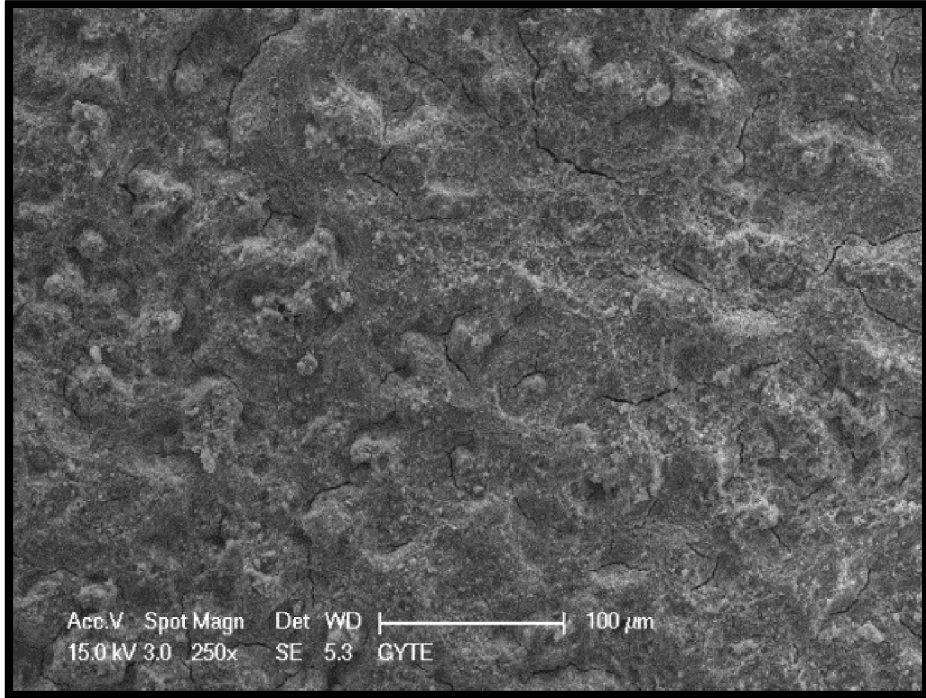
Şekil 59. NH grubu örneği



Şekil 60. VH grubu örneği



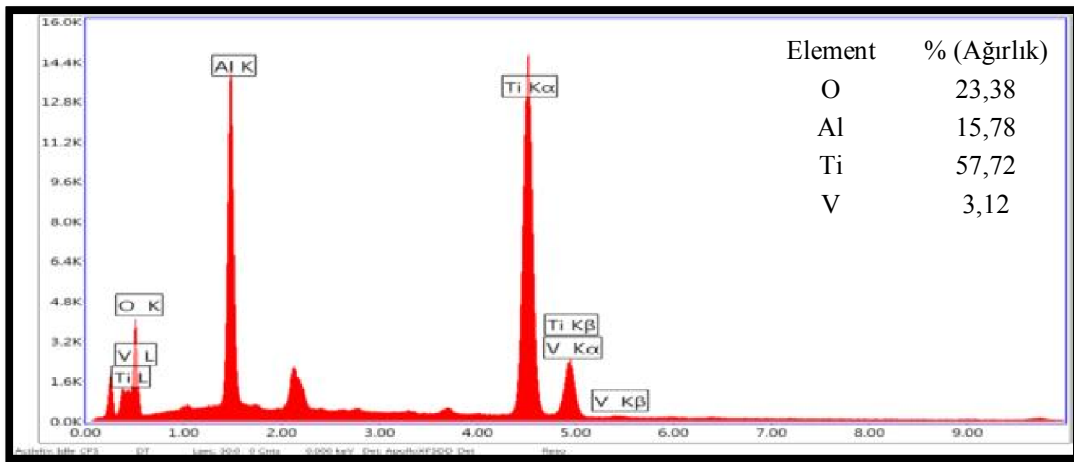
Şekil 61. N15MH grubu örneği



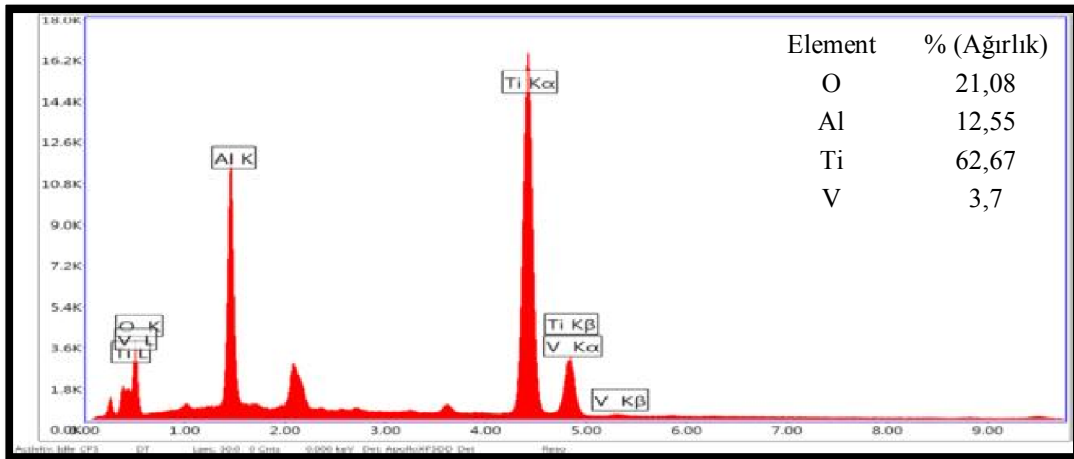
Şekil 62. V15MH grubu örneği

4.3.2. EDS Değerlendirilmesi Sonuçları

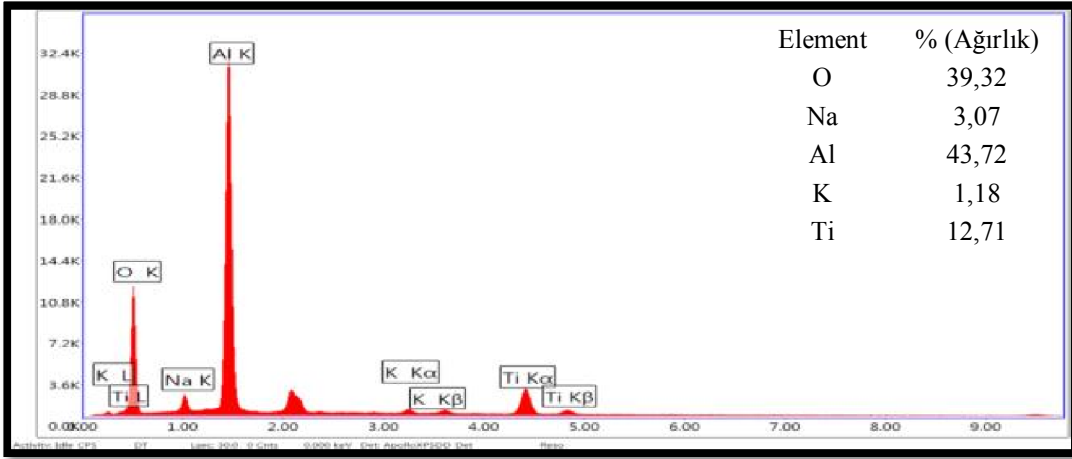
Yüzey işlemi uygulanan gruplardan alınan birer numunenin EDS (Enerji dağılımlı x-ışınları analizi) sonuçları aşağıdaki gibidir (Şekil 63-69). EDS analizinde alüminyum oksit ile kumlama yapılan kontrol grubu örnek yüzeylerinde, metal alt yapı alaşımı içeriğine bağlı olarak bulunan titanyum, alüminyum, vanadyum' a ilave olarak oksijen varlığı görülmektedir (Şekil 63-64). MAO uygulanan örnek yüzeylerinde ise ilave olarak, solüsyonun içeriğinde bulunan sodyumun eser miktarda örnek yüzeyinde de varlığı görülmektedir (Şekil 65-67).



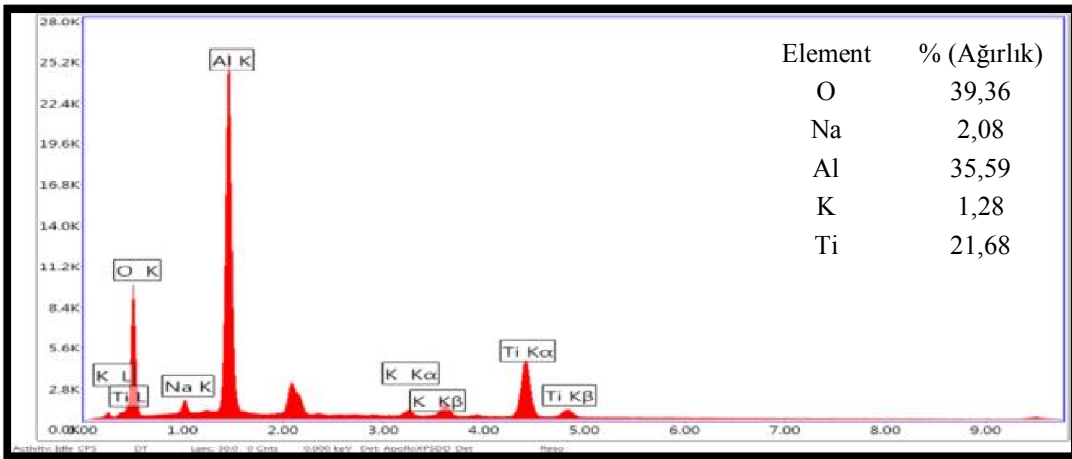
Şekil 63. 50 µm Al₂O₃ kumlama yapılan örnekten elde edilen EDS grafiği



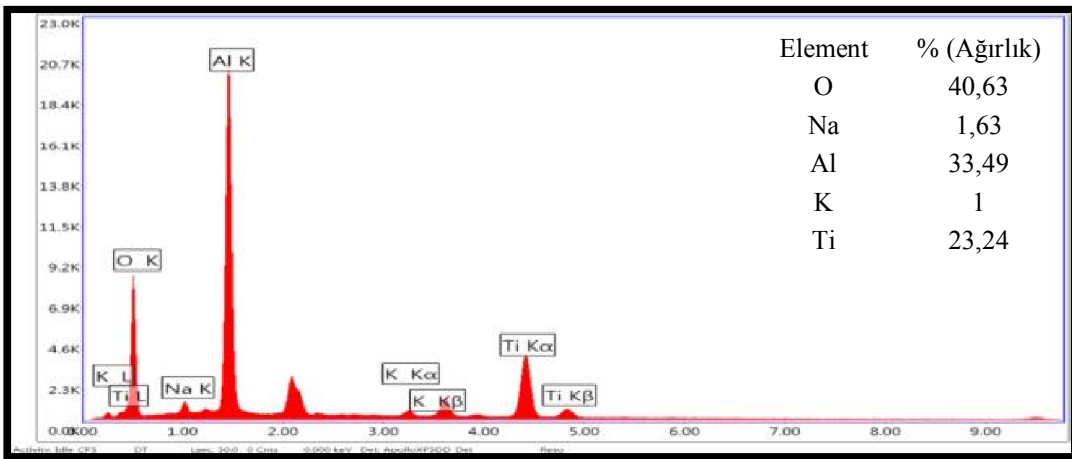
Şekil 64. 110 µm Al₂O₃ kumlama yapılan örnekten elde edilen EDS grafiği



Şekil 65. 5 dk MAO uygulanan örnekten elde edilen EDS grafiği

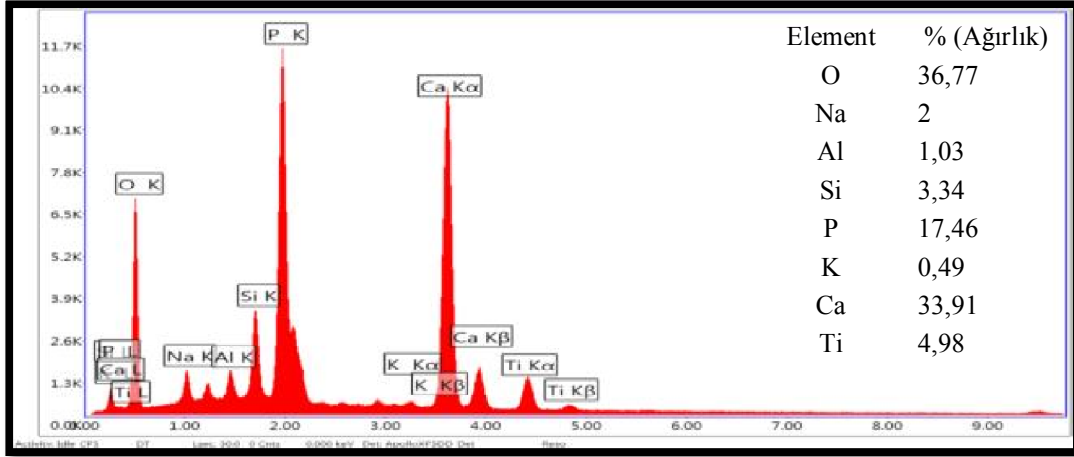


Şekil 66. 15 dk MAO uygulanan örnekten elde edilen EDS grafiği

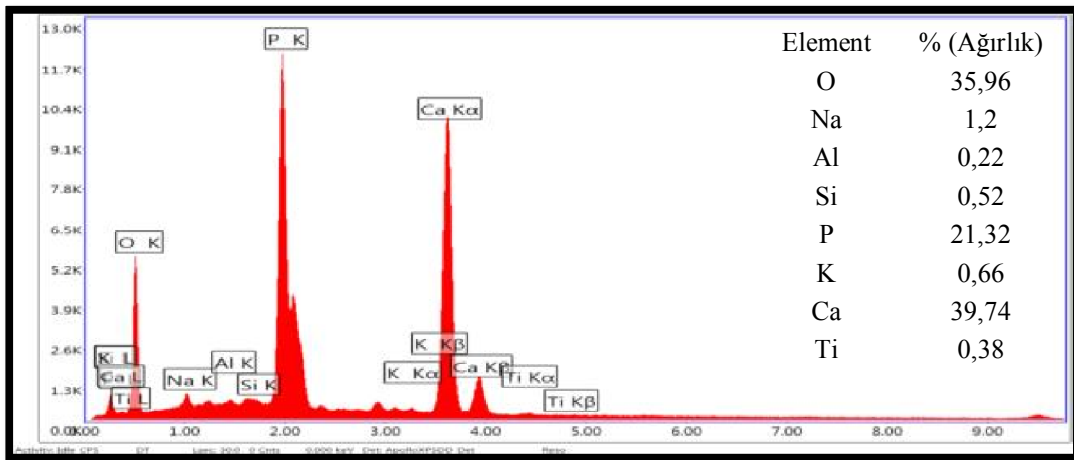


Şekil 67. 30 dk MAO uygulanan örnekten elde edilen EDS grafiği

HA kaplama uygulanan örnek yüzeylerinin EDS analizinde HA içeriğine bağlı olarak oksijenin yanı sıra yüksek miktarda kalsiyum ve fosfor varlığı görülmektedir. HA kaplama uygulanan grup ile 15 dk MAO sonrası HA kaplama uygulanan grup arasında benzer EDS sonuçları izlenmektedir (Şekil 68-69).



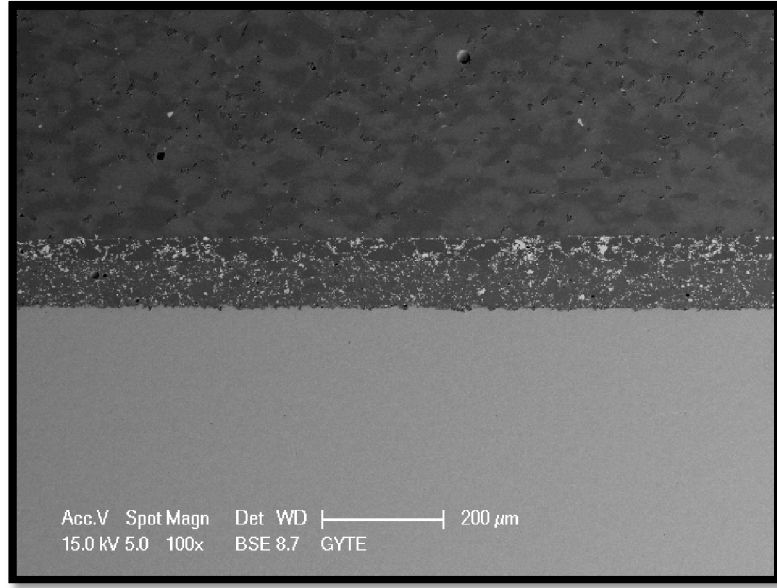
Şekil 68. HA kaplama işlemi uygulanan örnekten elde edilen EDS grafiği



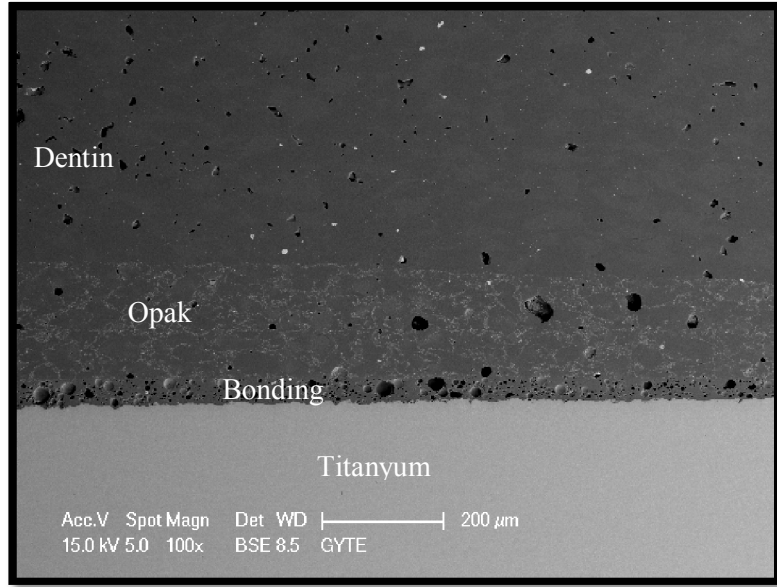
Şekil 69. 15 dk MAO + HA kaplama işlemi uygulanan örnekten elde edilen EDS grafiği

4.3.3. SEM Ara Yüzey Değerlendirilmesi Sonuçları

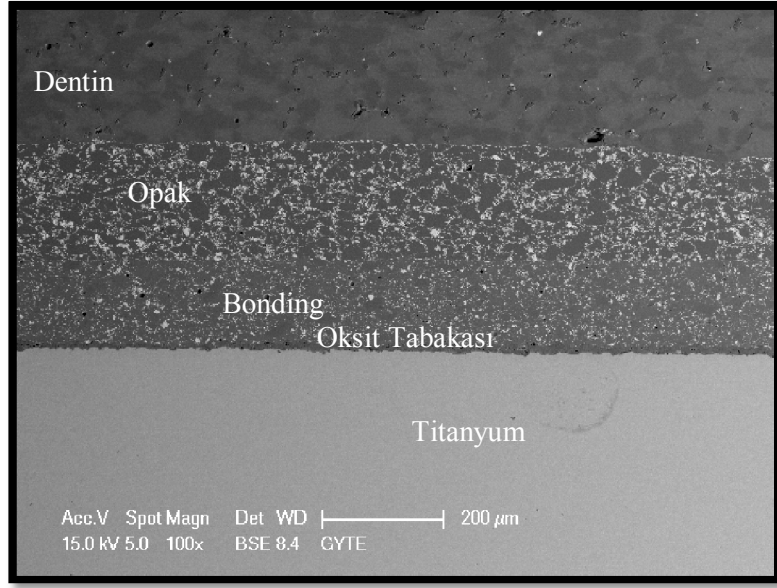
Yüzey işlemlerini takiben uygulanan porselen fırınlanmasından sonra hem Noritake hemde Vita Titankeramik gruplarından alınan birer örneğin ara yüzey kesitinden 100x büyütmede SEM görüntüleri elde edilmiştir (Şekil 70-81). Noritake grubu örneklerinde bonding, opak ve dentin katmanlarının daha homojen olduğu gözlenirken, Vita Titankeramik örneklerinde özellikle bonding katmanında hava kabarcıklı bir görüntü izlenmektedir. MAO uygulanan gruplarda kaplamanın alt yapıya oldukça iyi tutunduğu, kaplama kalınlığı, yüzey pürüzlülüğü ve porozite miktarının kaplama süresi ile doğru orantılı olarak arttığı görülmektedir. HA kaplama uygulanan örneklerde ara yüzey SEM görüntülerinde, HA katmanının inceliğinden dolayı net şekilde izlenmemekle beraber, özellikle Vita Titankeramik grubundaki, 15 dk MAO sonrası HA uygulanan örnek kesitinde oksit tabaka ile bonding tabaka arasında boşlukların varlığı görülmektedir (Şekil 81).



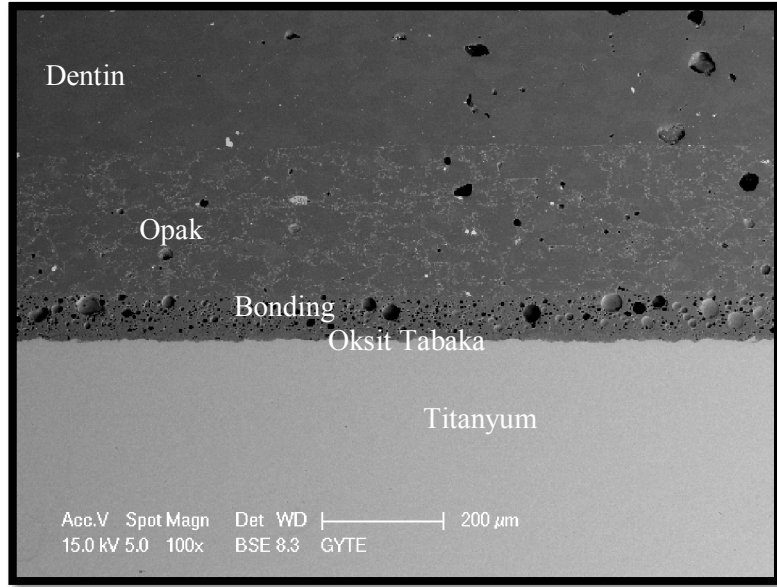
Şekil 70. NK grubu arayüz SEM görüntüsü



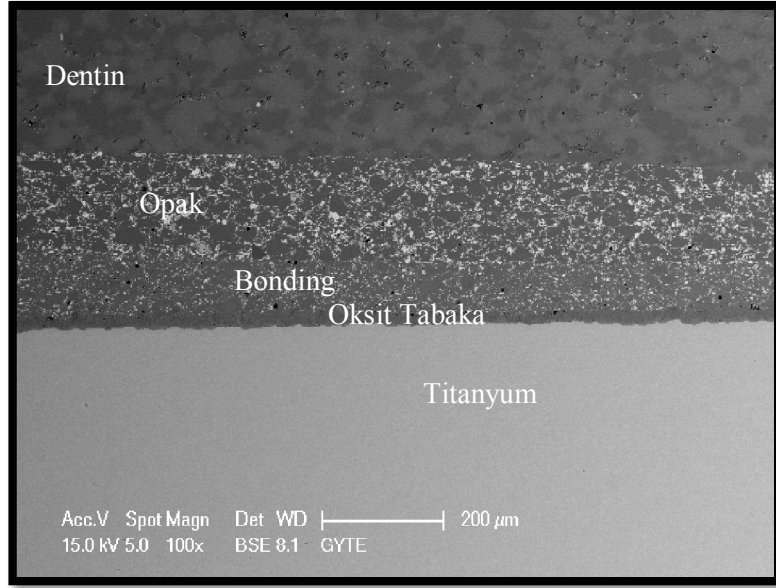
Şekil 71. VK grubu arayüz SEM görüntüsü



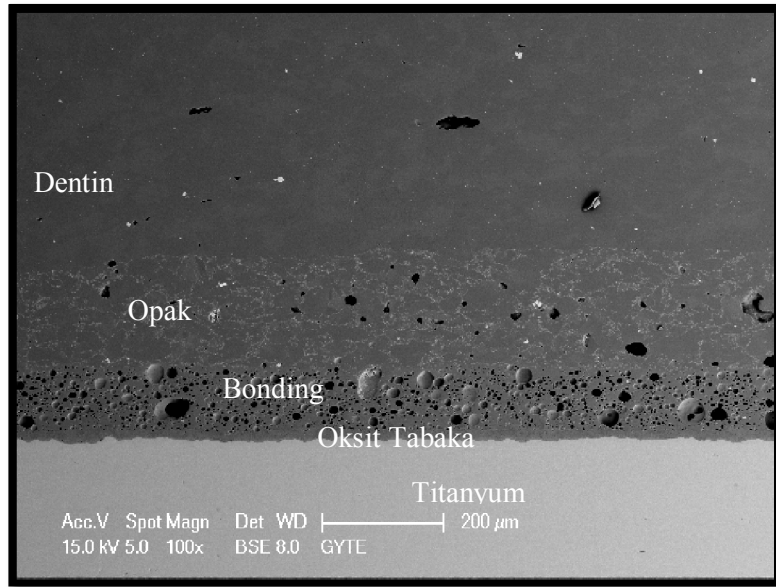
Şekil 72. N5M grubu arayüz SEM görüntüsü



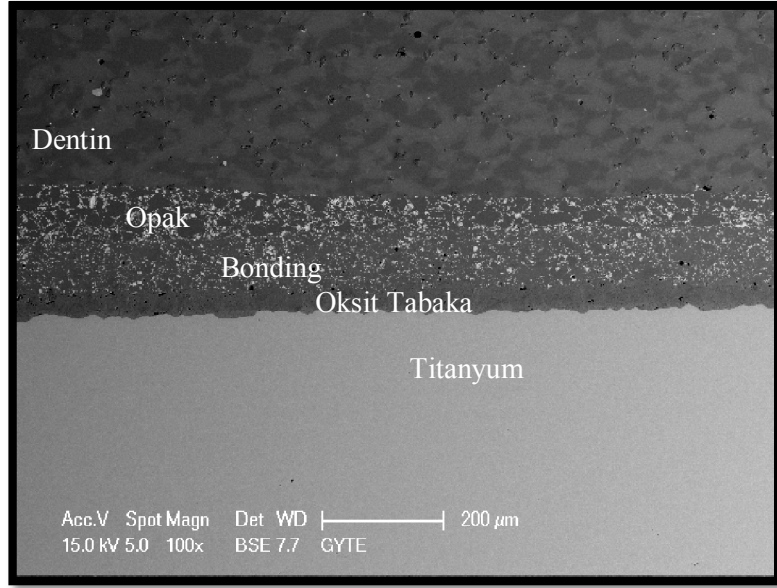
Şekil 73. V5M grubu arayüz SEM görüntüsü



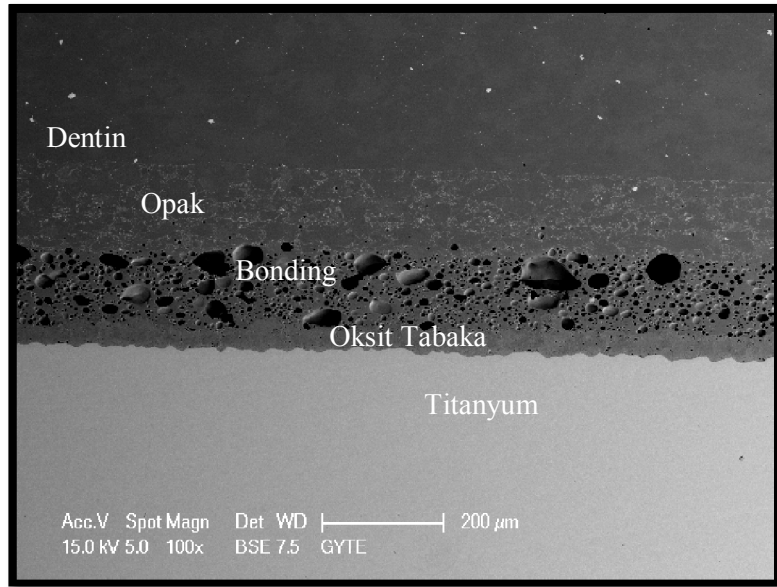
Şekil 74. N15M grubu arayüz SEM görüntüsü



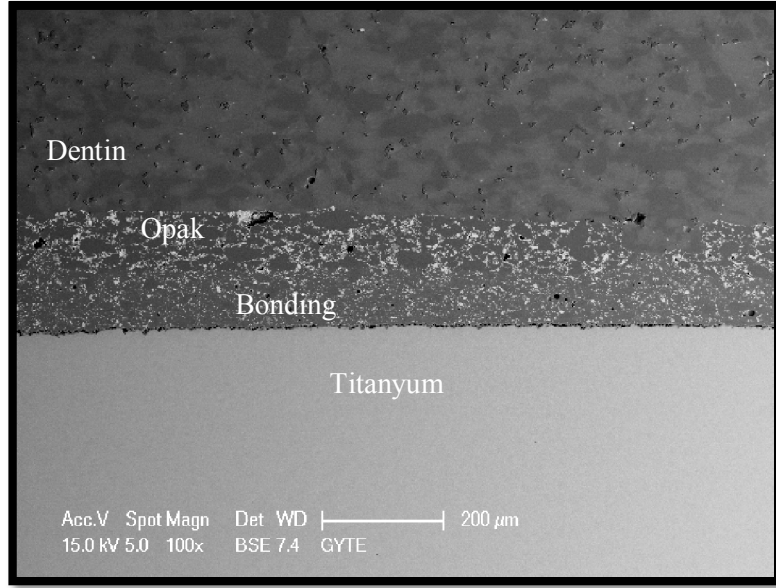
Şekil 75. V15M grubu arayüz SEM görüntüsü



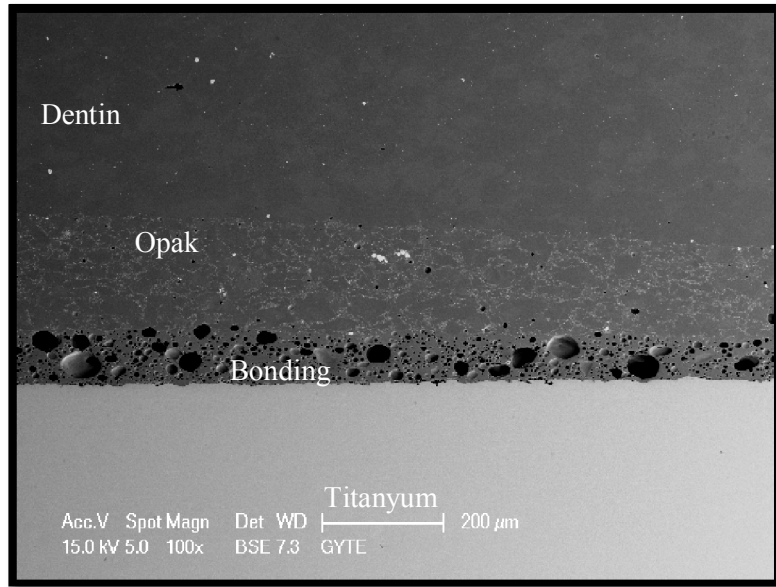
Şekil 76. N30M grubu arayüz SEM görüntüsü



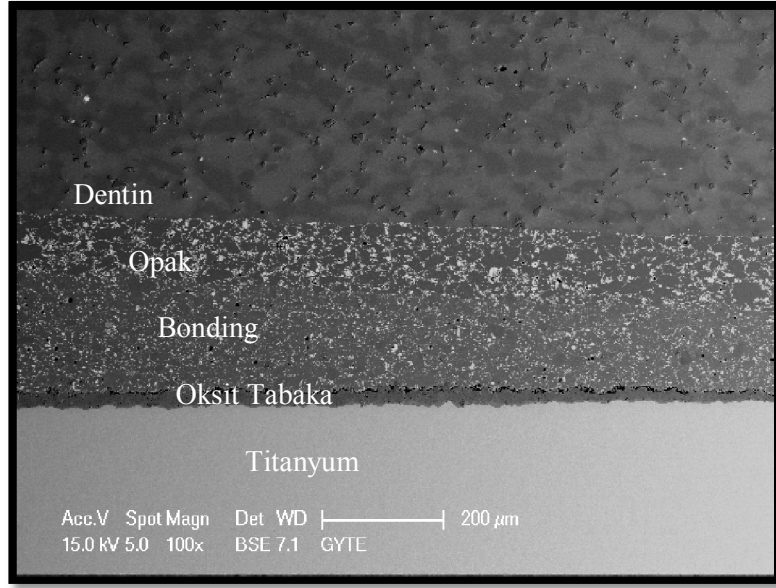
Şekil 77. V30M arayüz SEM görüntüsü



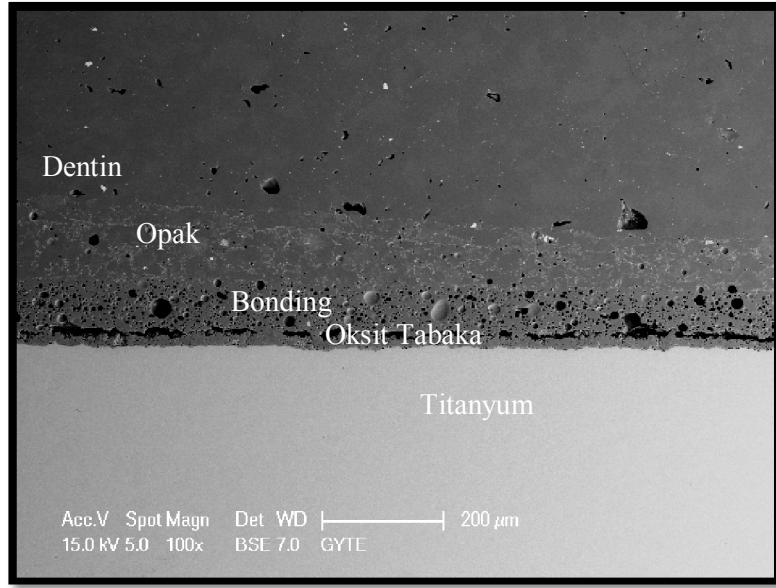
Şekil 78. NH grubu arayüz SEM görüntüsü



Şekil 79. VH grubu arayüz SEM görüntüsü



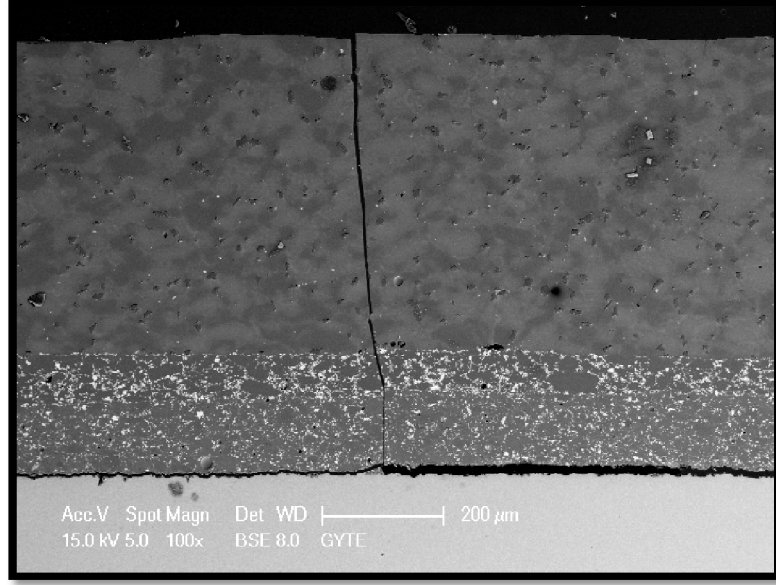
Şekil 80. N15MH grubu arayüz SEM görüntüsü



Şekil 81. V15MH grubu arayüz SEM görüntüsü

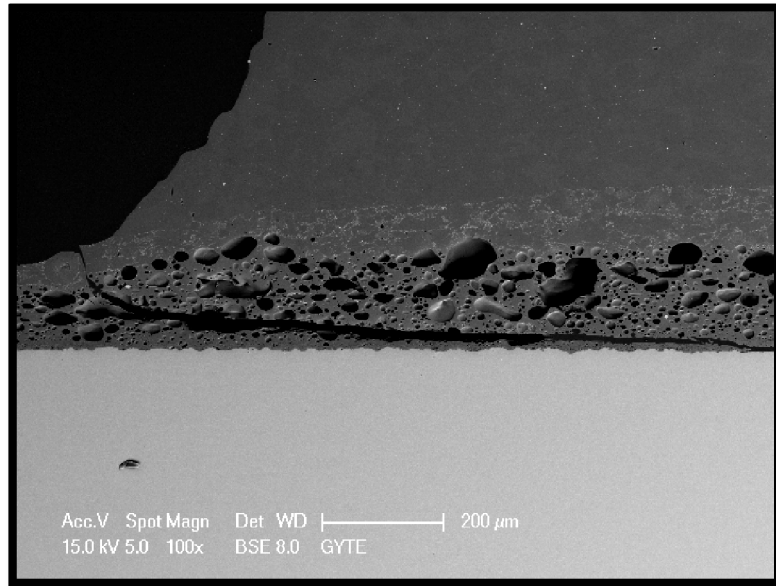
4.3.3. Kırık Hattı SEM Değerlendirilmesi Sonuçları

Yüzey işleminin sonrası porselen uygulanan örnek grubundan alınan ve 3 nokta eğme testi sonrası adeziv kırık gözlenen örneğin arayüz SEM görüntüsü aşağıdadır (Şekil 82).



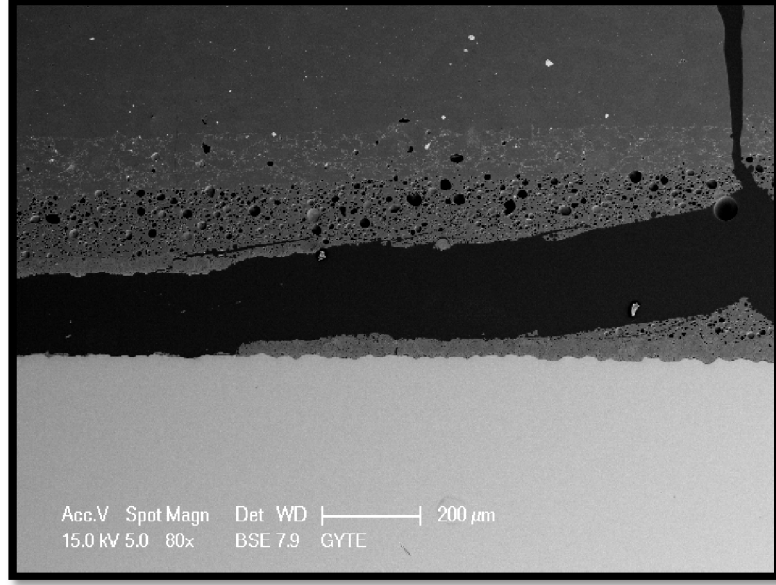
Şekil 82. Adeziv kırık gerçekleşen örneğin 100x büyütme arayüz SEM görüntüsü

Yüzey işleminin sonrası porselen uygulanan örnek grubundan alınan ve 3 nokta eğme testi sonrası koheziv kırık gözlenen örneğin arayüz SEM görüntüsü aşağıdadır (Şekil 83).



Şekil 83. Koheziv kırık gerçekleşen örneğin 100x büyütme arayüz SEM görüntüsü

Yüzey işlemleri sonrası porselen uygulanan örnek grubundan alınan ve 3 nokta eğme testi sonrası adeziv+koheziv kırık gözlenen örneğin arayüz SEM görüntüsü aşağıdadır (Şekil 84).



Şekil 84. Adeziv+koheziv kırık gerçekleşen örneğin 80x büyütme arayüz SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Titanyum alaşım yüzeyi üzerine uygulanan çeşitli kaplama tekniklerinin titanyum alaşım ile porselen arasındaki bağlantı kuvvetini arttıracığı yönünde kurulan çalışmanın hipotezi, çalışmada elde edilen in vitro test sonuçları doğrultusunda kabul edilmiştir.

Saf titanyum ve alaşımlarının mükemmel biyouyumluluk, korozyona karşı olan direnç, yüksek dayanıklılık, düşük yoğunluk ve uygun maliyet gibi özelliklerinden dolayı genel tıpta, kemik içi implant ve çeşitli protez uygulamalarında kullanımı son derece yaygındır (Lautenschlager ve Monaghan, 1993; Wang ve Fenton, 1996). Diş hekimliğinde ise titanyum ve alaşımları, kemik içi implant uygulamalarında, implant üstü materyallerin üretiminde, hareketli protez materyali olarak ve sabit protetik uygulamalarda alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Fakat titanyum ve alaşımlarının diş hekimliğinde özellikle sabit protez uygulamalarında rutin olarak kullanılabilmesi beraberinde bir takım sorunlar ve zorluklar getirmektedir. Sabit protetik tedavilerde titanyum ve alaşımlarının sağlıklı şekilde kullanılabilmesi için bu sorunların çözülmesi gerekmektedir (Troia ve ark., 2003).

Öncelikle titanyum-porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığının geleneksel metal-porselen sistemler ile karşılaştırıldığında, daha zayıf olduğu bildirilmiştir (Togaya ve ark., 1983; Williams ve Buchanan, 1985; Gilbert ve ark., 1994; Park ve ark., 2009; Lee ve ark., 2013). Bağlantı dayanıklılığının zayıf olması esas olarak iki faktöre bağlıdır. Bu faktörler; titanyum ile porselen arasındaki termal genleşme katsayısındaki uyumsuzluk (Adachi ve ark., 1990; Yılmaz ve Dincer, 1999; Bienias ve ark., 2009), ve oksit tabaka oluşumunu ve özelliğini etkileyen titanyumun oksijene karşı göstermiş olduğu yüksek afinitedir (Adachi ve ark., 1990; Hautaniemi ve ark., 1992; Oshida ve Hashem, 1993; Wang ve Fung, 1997). Termal genleşme katsayılarındaki uyumsuzluğun, metal-porselen bağlantı başarısını etkilediğini bildiren çeşitli çalışmalar mevcuttur (Hautaniemi ve ark., 1992; Wang ve ark., 1999; Yılmaz ve Dincer, 1999). Porselenin termal genleşme katsayısının metal alt yapının termal genleşme katsayısından daha düşük değerde ve aradaki farkın $1 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ den az olmasının bağlantı başarısı için uygun olduğu bildirilmiştir (Pang ve ark., 1995; Yılmaz ve Dincer, 1999). Saf titanyumun termal genleşme katsayısının $9,41 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ ($100\text{-}400 \text{ }^{\circ}\text{C}$) olduğu ve bu değerın geleneksel altın ve nikel krom alaşımlarından oldukça düşük olduğu rapor

edilmiştir (Togaya ve ark., 1983). Porselen fırınlanması esnasında metal alt tabaka ve porselen arasında belli bir gerilim oluşur. Bu gerilim materyaller arasındaki termal büzülme ve genişlemedeki farklarının bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır ve bağlantı dayanıklılığının zayıflaması ile sonuçlanır (Bagby ve ark., 1990).

Sıcaklığın artması sırasında titanyumun oksijene karşı gösterdiği yüksek afiniteden dolayı titanyum yüzeyinde aşırı oksit oluşumu gözlemlenir (Adachi ve ark., 1990; Oshida ve Hashem, 1993; White ve ark., 1996). Ara oksit tabakanın kalın olması, metal ile porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığını zayıflatmaktadır (Adachi ve ark., 1990; Kimura ve ark., 1990; Hautaniemi ve ark., 1992). Bu durum metal-porselen bağlantısında büyük probleme neden olur çünkü metal alt yapı ve porselen arasındaki fraktür çoğunlukla metal ile porselen arasındaki metal oksit tabakasında gözlemlenir (Hautaniemi ve ark., 1992; Kononen ve Kivilahti, 1994; Pang ve ark., 1995; White ve ark., 1996; Yılmaz ve Dincer, 1999). Kimura ve ark. (1990), 883 °C altında porselen fırımlandığında titanyum yüzeyinde minimum oksit tabakası oluştuğunu bildirmiştir. Adachi ve ark. (1990), yaptığı çalışmada düşük ısı porselenin fırınlanma sıcaklığı olan 750 °C de oksit tabaka kalınlığının saf titanyumda yaklaşık 32 nm, Ti6Al4V da 11 nm olduğunu, 1000 °C de hem saf titanyum hem de Ti6Al4V da 1 µm olduğunu tespit etmiştir.

Bu bağlamda, titanyum ve porselen bağlantısı dış hekimliği pratiğinde bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu sorunun çözülmesi için farklı yöntem ve tekniklerin geliştirilmesi ve bu konudaki araştırmaların artması, sorunun çözümüne direkt katkı sağlayacaktır.

Dış hekimliğinde titanyum ve alaşımları çeşitli teknikler ile üretilebilmektedir (Pang ve ark., 1995; Haag ve Nilner, 2010; İseri ve ark., 2011). Haag ve Nilner (2007), α -case yüzey tabaka oluşumundan dolayı döküm titanyumun bağlantı dayanıklılığının düşük olduğunu belirtmektedir. Pang ve ark. (1995), döküm ve frezelenmiş titanyum arasında porselenle bağlantı açısından fark olmadığını bildirmiştir. İnan ve ark. (2006) ise yaptıkları bir çalışmada, döküm ve frezelenmiş titanyumun porselen ile olan bağlantısında fark bulunmadığını bildirmişlerdir. İseri ve ark. (2011), iki farklı titanyum üzeri porselenin titanyum ile bağlantı dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında Triceram porselen kullanılan örneklerde döküm ve frezelenmiş titanyumun porselen ile olan bağlantı dayanıklılıklarında fark olmadığını, Vita Titankeramik porselen kullanılan

örneklerde ise frezelenmiş titanyum örneklerin döküm titanyuma göre oldukça düşük bağlantı değerleri verdiğini rapor etmişlerdir.

Titanyum alaşımları arasında Ti6Al4V alaşımı, yüksek sertliğin yanı sıra yüksek eğilme ve yorgunluk direnci gibi özelliklerinden dolayı en çok kullanılan titanyum alaşımıdır (Zavanelli ve ark., 2000; Troia ve ark., 2003). Ti6Al4V alaşım sistemi (Grade 5), ticari saf titanyum (Grade 2) ile karşılaştırıldığında daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir (Lautenschlager ve Monaghan, 1993). Literatürde porselen ile olan bağlantı açısından titanyum grade 5 alaşımının ticari saf titanyumla karşılaştırıldığı birçok çalışma bulunmaktadır (Garbelini ve ark., 2003; Suansuwan ve Swain, 2003; Troia ve ark., 2003; Bienias ve ark., 2009).

Planlanan bu in vitro çalışma öncesinde kurduğumuz hipotez doğrultusunda bir ön çalışma yapılmıştır. Döküm titanyumun üretim zorluğu, örnek boyutunun ve yüzey düzgünlüğünün istenilen düzeyde olmaması nedeni ile standardize örnekler elde edilemediği görülmüş ve bu aksaklıkların test sonuçlarına direkt etki ettiği tespit edilmiştir. Ayrıca günümüzde teknolojinin gelişmesi ile birlikte dijital diş hekimliğinin de gelişmesi, freze üretim metotlarındaki artış, standart prefabrikte bloklardan üretimi rutin hale getirmiştir. Yukarıda sayılan nedenler ve literatür incelemesi sonrası çalışmamızdaki test örnekleri titanyum alaşımından (Ti6Al4V) freze yöntemi ile üretilmiştir.

Günümüzde porselen üretici firmaları mevcut sorunların önüne geçebilmek amacıyla hem termal genleşme katsayıları titanyum ve alaşımlarına yakın hem de fırınlanma sıcaklık değerleri 800 °C altında olup, kontrolsüz oksit tabaka oluşumunu önlemeye yardımcı olan titanyum için özel porselenler üretmektedirler. Literatür incelemesinde titanyum yüzeyi ve porselen arasındaki bağlantı dirençlerinin incelendiği çalışmalarda en sık tercih edilen titanyum porselenlerinin Vita Titankeramik (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) (Lee ve ark., 2004; Troia ve ark., 2008; Park ve ark., 2009), Duceratin (Ducera Dental, Rosbach, Germany) (Yan ve ark., 2007; Zhang ve ark., 2007; Ho ve ark., 2009), Triceram (Dentaurum, Ispringen, Germany) (Garbelini ve ark., 2003; Bienias ve ark., 2009; Kim ve Cho, 2009) ve Noritake Ti-22 (Noritake, Nagoya, Japan) (Al Hussaini ve Al Wazzan, 2005; Li ve ark., 2010; Wang ve ark., 2010) porselenleri olduğu belirlenmiştir.

Birden fazla titanyum porselenlerinin kullanıldığı bazı çalışmalarda Vita Titankeramik porseleni kullanılan gruplarda (Garbelini ve ark., 2003; Elsaka ve ark., 2010), bazı çalışmalarda ise Noritake Ti-22 porseleni kullanılan gruplarda (Acar ve ark., 2007; Papadopoulos ve Spyropoulos, 2009) elde edilen bağlantı değerlerinin diğer porselen gruplarına göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda da ilgili literatürlerde en sık tercih edilen titanyum porselenlerinden olan Vita Titankeramik ve Noritake Ti-22 test örnekleri üzeri porselen kaplanmasında tercih edilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğünün porselenin bağlanacağı metal alt yapı yüzey alanını arttırarak, metal ile porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığını etkilediği ve yeterli bağlantının elde edilmesi için yüzey pürüzlülüğünün gerekli olduğu daha önceki çalışmalarda gözlemlenmiştir (Reyes ve ark., 2001; Fischer, 2002; Nergiz ve ark., 2004; Al Hussaini ve Al Wazzan, 2005; Bienias ve ark., 2009). Yüzey pürüzlülüğü sağlamak için sıklıkla uygulanan yüzey işlemlerinden bir tanesi alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama işlemidir. Al_2O_3 ile yüzey pürüzlendirilerek yüzey gerilimi azaltılır ve bağlantı yüzey alanı arttırılır (Kern ve Thompson, 1994; Kern ve Wegner, 1998). Wang ve ark. (2010), titanyum yüzeylerinin alümina partikülleri ile kumlanmasının yüzey pürüzlülüğü ve titanyum-porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığını arttırdığını rapor etmiştir. Lee ve ark. (2013), ise titanyum alaşımı üzerine yaptığı çalışmada, en yüksek yüzey pürüzlülüğü ve bağlantı dayanıklılığının kumlama yapılan örneklerde elde edildiğini bildirmiştir. Bazı çalışmalarda kumlama sonrası yapılan yüzey analizinde, titanyum yüzeyinde alümina partiküllerine rastlanmıştır (Derand ve Hero, 1992; Lautenschlager ve Monaghan, 1993; Wang ve ark., 2010). Lautenschlager ve Monaghan (1993), titanyum yüzeyindeki alümina partikül varlığının bağlantı üzerine olumsuz etkisi olduğunu belirtmişlerdir. Wang ve ark. (2010), ise titanyum yüzeyine gömülü olan alümina partiküllerinin gevşek bir şekilde yüzeye tutunduğu durumlarda bağlantıyı olumsuz etkileyeceği, sıkı bir şekilde tutunduğunda ise kilitleme etkisi göstererek bağlantıyı arttıracığını öne sürmüştür. Kumlama sonrası yapılan ultrasonik temizliğin bileşime zarar vermeden zayıf tutunmuş alümina partiküllerini temizleyerek bağlantıyı arttırdığı rapor edilmiştir (Kern ve Thompson, 1993). Wang ve ark. (2010), titanyum yüzeyinin kumlama sonrası buhar ile temizlenmesinin yüzeydeki yağ ve bunun gibi çeşitli artıkları temizlediği, kumlama sonrası buharla temizlik yapılan örneklerin bağlantı değerlerinin oldukça arttığını belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda kumlama sonrası porselen üretici firma önerileri doğrultusunda Vita Titankeramik uygulanacak örnekler buhar ile temizlenirken, Noritake TI-22 uygulanacak örnekler kumlama sonrası 15 dk süre aseton ile ultrasonik banyoda temizlendi.

Porselen uygulaması öncesi bonding ajanların kullanımının arayüz tabakası kontrolünde önemli olduğu ve titanyum ile porselen arasındaki bağlantıyı önemli derecede arttırdığı bildirilmiştir (Gilbert ve ark., 1994; Haag ve Nilner, 2010). Atsü ve Berksun (2000), yaptığı çalışma sonucunda bonding ajanı ve bonding porseleni uygulamasının metal ile porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığına olumlu etkisi olduğunu göstermiştir. Kimura ve ark. (1990), yaptığı çalışmada opak porselen ve bonding ajan kullanımının oksit tabaka kalınlığını azalttığını ve böylece metal-porselen bağlantı dayanıklılığını arttırdığını bildirmiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan Noritake TI-22 ve Vita Titankeramik düşük ısı porselenlerinin kullanımını önerdikleri bonding porselenleri üretici firma talimatlarına uygun olarak tüm test örnek gruplarında kullanılmıştır.

Titanyum ile porselen arasındaki bağlantının güçlendirilmesine yönelik titanyuma uygulanan yüzey işlemlerinden bir tanesi de titanyum ve alaşımların başka bir ara tabaka ile kaplanmasıdır. Wang ve Fung (1997), Elsaka ve ark. (2010), titanyum yüzeyinin krom, Wang ve ark. (1998), Oshida ve ark. (1997), Si_3N_4 ve TiN , Zhang ve ark. (2007), ZrSiO ile kaplanmasının bağlantı dayanıklılığını arttırdığını rapor etmişlerdir. Bu kapsamda değerlendirilebilecek kaplama türlerinden birisi de son zamanlarda geliştirilen Mikro Ark Oksidasyon (MAO) tekniğidir. MAO tekniği genel olarak Al, Mg gibi metaller ile bu metallerin alaşımlarına uygulanabilmektedir (Yerokhin ve ark., 1999; Yerokhin ve ark., 2003; Ma ve ark., 2004). MAO, titanyum ve alaşımları üzerine de mükemmel bir şekilde yapışan ve pürüzlü bir oksit tabakası oluşturmada kullanılabilir (Yerokhin ve ark., 1999; Song ve ark., 2004; Wei ve ark., 2007; Chen ve ark., 2009; Wei ve Zhou, 2009; Zhang ve ark., 2010). Bu çalışma kapsamında alt yapı malzemesi olarak kullanılacak titanyum alaşımı üzerine MAO yöntemiyle oksit tabakası oluşturmaya yönelik bazı araştırmalar literatürde rapor edilmiştir (Yerokhin ve ark., 1999; Liu ve ark., 2005; Shin ve ark., 2006; Yang ve ark., 2009). Daha önceki in-vivo ve in-vitro çalışmalar titanyum üzerine MAO ile oluşturulan oksit tabakasının osteoblastik hücreler için uygun bir ortam oluşturduğuna

da net bir şekilde dikkat çekmiştir (Deng ve ark., 2010). Yapılan bir güncel araştırmada titanyum üzerine MAO yapılan oksit kaplama ile kron-köprü tedavilerinde kullanılan alt yapı metalinin üstündeki seramiğe çok iyi bir bağlantı direncine sahip olduğu rapor edilmiştir (Wang ve ark., 2009).

Ara tabakanın biyouyumlu bir malzemedan oluşması ve hem titanyum alt yapı hem de porselen ile güçlü bağlantı kurması gerekmektedir (Wang ve ark., 1999). Kemik dokusunun inorganik yapısını oluşturan kalsiyum fosfat esaslı Hidroksiapatit (HA), tıp ve diş hekimliğinde kullanılan biyoseramik bir malzemedir. HA ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$), mükemmel biyouyumluluğu sayesinde yapay kemik olarak çeşitli protezlerin yapımında, çatlak ve kırık kemiklerin onarımında ve metalik biyomalzemelerin kaplanmasında etkin olarak kullanılmaktadır (Pasinli ve Aksoy, 2010). Metal yüzeyine HA kaplama uygulaması ile HA' in mükemmel biyouyumluluğu ve biyoaktifliği ile metalin sahip olduğu mekanik özellikler birleştirilerek kimyasal bağlanma yolu ile kemik/implant sabitlemesi elde edilmektedir (Ward ve ark., 1996; Pasinli ve Aksoy, 2010).

Bu tez çalışmasında, titanyum alaşım yüzeyinde oluşan oksit tabakanın gözenekli ve pürüzlü bir yapıya sahip olmasından ve titanyuma çok iyi bağlantısından dolayı MAO tekniği, titanyum yüzeyi ile üzerine uygulanacak porselen arasında bağlantı özelliklerini geliştirmesi ve yüksek biyouyumluluk avantajından dolayı HA kaplama işlemi tercih edilmiştir.

Literatürde bağlantı dayanıklılığını ölçmek için çeşitli test yöntemleri tanımlanmıştır. Bunlar makaslama testi (shear test), eğilme testi (flexure test), torsiyon testi (torsion test), gerilim bağlanma testi (tensile test), ve çekme testi (pull-through test) olarak sınıflandırılabilir (Lenz ve ark., 1995; Hammad ve Talic, 1996; Fischer, 2002). Üç nokta eğme bağlantı testi sırasında gerçekleşen gerilmenin kron köprü restorasyonlarında görülen gerilme tiplerinden biri olması, tespit edilen bağlantı değerlerinin, farklı elastik modülüne sahip materyallerin bağlantı değerleri ile kıyaslanabilmesi, ve stres dağılımının sonlu elemanlar analizi ile incelenebilmesine olanak tanınması bu test yönteminin avantajlarından (Edwards ve ark., 1983; Lenz ve ark., 1995; Lenz ve Kessel, 1998). Anusavice ve ark. (1980), sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmada metal ile porselen arasındaki bağlantıyı ölçen birçok metot arasından uygun metodun üç nokta eğme bağlantı testi

olduğunu belirtmişlerdir. Son zamanlarda, Uluslararası Standartlar Teşkilâtı, ISO (International Organization for Standardization) metal ile porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığını ölçmek için 3 nokta eğme bağlantı testini (three point flexure bond test) önermektedir (Lenz ve ark., 1995; Fischer, 2002). Diş hekimliğindeki metal porselen sistemleri için önerilen bu test yönteminin detaylı açıklaması ISO 9693-1:2012 standardı kapsamında bulunmaktadır (ISO 9693-1:2012). Bu tez çalışmasında, kullanılan test yöntemi ve tekniği, örneklerin bağlantı dayanıklılıklarının ölçülmesi için üretilen test düzeneği, ISO standardında belirtildiği şekilde yapılmıştır.

Yapılan bu in vitro çalışmada elde edilen test verileri Noritake Ti-22 porselen uygulanan grupta titanyum üzerine uygulanan tüm yüzey işlemlerinin, NK grubuna ($27,12 \pm 7,16$ MPa) göre N5M ($39,25 \pm 4,34$ MPa), N15M ($43,57 \pm 4,91$ MPa), N30M ($44,42 \pm 7,47$ MPa), NH ($41,80 \pm 7,07$ MPa), N15MH ($40,62 \pm 6,25$ MPa) gruplarında, titanyum yüzeyi ile porselen arasındaki bağlantıyı anlamlı şekilde arttırdığını gösterdi.

Benzer şekilde Li ve ark. (2010), MAO' nun titanyum porselen bağlantısına olan etkisini araştırdıkları çalışmada Noritake Ti-22 tercih edilmiş ve kontrol grubu değeri 33,28 MPa, MAO uygulanan grupta ise bağlantı değeri 46,46 MPa bulunmuştur. Papadopoulos ve Spyropoulos (2009), titanyum üzerine seramik kaplamanın etkinliğini araştırdıkları çalışmada, Noritake Ti-22 kullanılan grupta bağlantı değerini 28-29 MPa olarak rapor etmiştir. Bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar ilgili literatürdeki çalışmalar ile benzer bağlantı değeri sonuçları vermiştir.

Vita Titankeramik porselen uygulanan test örneklerinde, VK grubuna ($29,55 \pm 5,54$ MPa) göre V30M ($45,48 \pm 4,59$ MPa) grubu haricinde geri kalan tüm gruplardaki bağlantı dayanıklılık değerlerinde, (V5M ($30,08 \pm 4,66$ MPa), V15M ($35,88 \pm 4,84$ MPa), VH ($31,99 \pm 3,71$ MPa)) artış göstermesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı, yine V15MH ($27,87 \pm 4,88$) test grubunda ise bağlantı dayanıklılık değeri kontrol grubuna göre düşük bulundu ancak bu değer de kontrol grubuna göre anlamlı farklılık oluşturmadı.

Troia ve ark. (2003), titanyum porseleni olarak Vita Titankeramik kullandıkları çalışmalarında Ti6Al4V ile porselen arasındaki ortalama bağlantı değerini 25,6 MPa olarak rapor etmişlerdir. Suansuwana ve Swain (2003), titanyum alaşımı ile Vita Titankeramik porseleni arasındaki ortalama bağlantı değerini ise 27,8 MPa olarak bulmuşlardır. Garbelini ve ark. (2003), ise üç farklı titanyum porseleninin alt yapı

titanyum metali ile bağlantısını incelediği çalışmasında, Ti6Al4V ile Vita Titankeramik kullanılan grupta ortalama bağlantı değeri 27.2 MPa olarak elde edilmiştir.

Elsaka ve ark. (2010), frezelenmiş titanyuma krom nitrat solüsyonu uyguladıkları çalışmada, kontrol grubundaki Vita Titankeramik ile olan bağlantı değeri 21,09 MPa elde edilirken solüsyon uygulamadaki değişkenliğe bağlı olarak bu değer 38,87 MPa' a kadar çıkmıştır. Bienias ve ark. (2009), ise titanyum porseleni olarak Triceram tercih edilen çalışmada yüzey kaplama işlemi uygulanmayan Ti6Al4V ile porselen arasındaki ortalama bağlantı değeri 28,24 MPa, SiO₂ ve SiO₂-TiO₂ kaplamanın etkinliğine bağlı olarak bu değer 36,09 MPa' a kadar çıktığını rapor etmişlerdir. Benzer şekilde frezelenmiş Ti6Al4V ve Vita Titankeramik porseleni kullandığımız grupta MAO kaplama işlemi uygulama süresine bağlı olarak bağlantı dayanıklılık değeri 45,48 MPa' a kadar çıkmıştır. Bu sonuçlar, MAO kaplama tekniğinin krom nitrat solüsyonuna ve SiO₂ ve SiO₂-TiO₂ kaplama işlemine göre daha başarılı bağlantı dayanıklılığı sağladığını göstermektedir.

Test örneklerinde kaplama süresi arttıkça titanyum yüzeyi üzerindeki oksit tabakanın kalınlığı ile beraber yüzey pürüzlülüğünün de arttığı görüldü. Yüzey pürüzlülük değerleri açısından bakıldığında küçükten büyüğe doğru test verileri kumlama-50 µm (1,49 µm), kumlama-110 µm (1,56 µm), 5 dk MAO (2,66 µm), HA (2,78 µm), 15 dk MAO (3,01 µm), 15 dk MAO+HA (3,02 µm), 30 dk MAO (3,83 µm) şeklinde sıralandı ve tüm kaplama grupları ile kumlama yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar ortaya çıktı. 30 dk MAO grubu, kaplama yapılan gruplar ve kumlama grupları ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksek test değerleri verdi. Li ve ark. (2010), MAO' nun titanyum porselen bağlantısına olan etkisini araştırdıkları çalışmalarında 3 dk süre ile MAO uygulaması sonucundaki yüzey pürüzlülüğü değerini 1,00 µm bulmuşlardır. Kaplama uygulama süresi ile doğru orantılı olarak yüzey pürüzlülük değerindeki artışa bağlı olarak MAO uygulama süresinin 3 dk ile sınırlı kaldığı bu çalışma ve elde edilen sonuç, bizim çalışmamızı doğrulamaktadır.

Bu tez çalışmasındaki kontrol grubundaki pürüzlülük değerine benzer sonuçlar birçok çalışmada da gözlenmektedir. Acar ve ark., (2007), yaptığı çalışmada 50 µm kumlama uygulanan grupta 1,32 µm, 125 µm kumlama uygulanan grupta ise 1,53 µm' luk yüzey pürüzlülüğü değeri elde etmiştir. Inan ve ark (2006), frezelenmiş titanyum yüzeyine 125 µm kumlama uygulanan grupta ortalama yüzey pürüzlülük değerinin 1,78

µm olarak rapor etmişlerdir. Benzer şekilde Lee ve ark. (2004), titanyum yüzeyine 110 µm kumlama işlemi uyguladığı kontrol grubunda yüzey pürüzlülüğü değerini 1,57 µm olarak elde ederken, altın kaplama uyguladığı grupta pürüzlülük değerini 1,85 µm olarak rapor etmişlerdir.

Titanyum yüzeyine kumlama işlemi yapılan kontrol gruplarındaki yüzey pürüzlülüğü değerini Li ve ark. (2010), 0,99 µm, Park ve ark. (2009), 0,71 µm, Guo ve ark. (2008), ise 0,86 µm bulmuşlardır. Bu çalışmalarda çıkan sonuçların bu tez çalışmasında çıkan yüzey pürüzlülük değerlerinden farklılık göstermesi, kullanılan Al₂O₃ partikül büyüklüğündeki ve uygulama prosedüründeki farklılıklardan dolayı kaynaklandığı düşünülmektedir.

MAO ile kaplanan test örnekleri içerisinde, Noritake Ti-22 porselen grubunda, 5-15-30 dk'lık gruplardaki elde edilen test verileri kontrol grubu ile karşılaştırıldığında bağlantı dayanıklılık değerleri anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Test verileri 5 dk'dan 30 dk'ya doğru bir artış göstermiş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Metallerin yüzeylerinin çeşitli metotlar ile kaplanmasının metallerin fiziksel özelliklerinin gelişmesine katkıda bulunacağı daha önceki çalışmalarda belirtilmiştir (Wang ve Fung, 1997; Park ve ark., 2009). Metal yüzeyinin kaplanması ile aynı zamanda oksitlenmeye karşı direnç sağlanmasının yanında, metallerin üzerindeki oksit tabaka kalınlığının kontrol edilebilmesi ve oluşan oksit tabakasını belli bir kalınlıkta standardize edilebilmesi önemli bir avantaj olarak daha önceki çalışmalarda rapor edilmiştir (Li ve ark., 2010). MAO tekniği kullanılarak metal yüzeyinin kaplanması ile kalın, sert, ve metal yüzeyine iyi yapışan bir yüzey tabakası sağlanacağı rapor edilmiştir (Yerokhin ve ark., 2003). Bu bağlamda titanyum yüzeyinin kaplanması sonucu titanyum ile porselen arasındaki bağlantı dayanıklılık değerlerindeki artış, titanyumun oksijene olan afinitesi nedeni ile gerek fırınlama, gerek fırınlama prosedürü öncesinde yüzeyinde oluşan ve kontrol edilemeyen oksit tabakasının, yapılan kaplama uygulaması ile kontrol altına alınmasına bağlanabilir. Yapılan kaplama ile titanyum ile oksijenin teması kontrol altına alınmış ve kaplanan tabakanın kontrolsüz oksitlenmeye karşı bir bariyer görevi üstlendiği düşünülmektedir.

Yüzey ıslanabilirliğinin metal yüzeyi ile porselen arasındaki etkileşimine olan etkisi bilinmektedir. Li ve ark. (2010) yaptığı çalışmada, yüzey temas açısının hidrofobisitenin sayısal bir göstergesi olduğundan yola çıkarak, titanyum kontrol

grubunun hidrofobik olduğunu gözlemlerken, MAO uygulanan titanyum yüzeylerinin son derece hidrofilik olduğunu rapor etmişlerdir. Bu tez çalışmasında da bu durumun MAO uygulanan gruplarda her iki tip porselenin de titanyum ile bağlantı değerlerinin yüksek olmasına katkısı olduğu düşünülmektedir.

İlave olarak, çalışmamızda daha önce de üzerinde durulduğu gibi, yüzey alanının ve mikro mekanik kilitleme noktalarının artışı porselen ile titanyum yüzeyi arasındaki bağlantıyı kuvvetlendireceği ilgili literatürlerde birçok kez rapor edilmiştir (Bienias ve ark., 2009). Benzer şekilde Wagner ve ark. (1993), bağlantı dayanıklılığı ile yüzey pürüzlülüğü arasında direk ilişki olduğunu, artan pürüzlülüğün bağlantı dayanıklılığını da arttıracakını bildirmiştir. Titanyum test örnek yüzeyleri üzerine uygulanan MAO ile kaplama prosedürü sonrasında oluşan standart kalınlıktaki oksidasyon tabaka yüzeyi aynı zamanda pürüzlü bir özellik göstermektedir. Bu pürüzlü yüzey porselen ile olan bağlantı yüzey alanını ve mikro mekanik bağlantı sağlanan nokta sayısını arttırmaktadır. Bu değerlendirmemiz test örnekleri üzerinden aldığımız SEM görüntülerine ilaveten yapılan yüzey pürüzlülük ölçümleri ile de desteklenmiştir. Dolayısı ile elde edilen test verileri ve önceki literatür bulguları ışığında, titanyum test örneklerinin porselen ile bağlantı dayanıklılık değerlerindeki bu artış, titanyum yüzeyine uygulanan kaplama prosedürü sonrası artan yüzey pürüzlülük değerlerine de bağlanabilir. Li ve ark. (2010), yapmış oldukları çalışmalarında MAO ile kaplama için hazırlamış oldukları solüsyonun içerisinde Si bulunduğunu, buna bağlı olarak kaplama sonrası yapılan EDS analizinde de kaplama yüzeyi üzerinde Si bulunduğunu belirtmişlerdir. Kaplama yüzeyi üzerinde yer alan Si' un porselen ile bağlantıda etkili olacağı yorumunu yapmışlardır. MAO için hazırlanan solüsyonlar farklılık gösterebilmektedir. Çalışmamızda kullanılan solüsyon NaAlO₂ (sodyum alüminat), KOH (potasyum hidroksit) ve saf su bileşiminden oluşan çözeltide gerçekleştirilmiştir. Yapılan EDS analiz sonuçlarına göre de Si varlığına rastlanmamıştır ancak ileride değişik solüsyonların MAO ile kaplama tekniğinde porselen metal bağlantısına etkilerinin incelendiği başka bir çalışma planlanabileceğini düşünmekteyiz.

Noritake Ti-22 porselen grubunda, HA ve 15dk MAO+HA ile kaplama yöntemlerinde de bağlantı dayanıklılık değerleri kontrol grubuna göre anlamlı şekilde artış göstermiştir. Titanyum yüzeyi üzerinde yapılan bu kaplama işlemi de, oksit tabakasının kontrol altına alınması ve yüzey pürüzlülüğünün arttırılması nedeni ile her

iki kaplama tekniğinde porselen ile bağlantıda olumlu bir etki göstermiştir. Test verileri açısından, NH ile N15MH grupları arasında istatistiksel bir fark görülmemiştir. Ancak N15MH grubundaki bağlantı dayanıklılık değerleri NH uygulanan gruba göre daha düşüktür. Bu fark, HA' in MAO kaplanmış oksit tabakası üzerine, ara yüz SEM görüntülerinde de değerlendirildiği gibi, uniform, düzgün bir temas sağlayamamasına bağlanabilir. İlgili SEM görüntüleri incelendiğinde MAO tabakası üzerinde HA uygulanmasında ara yüzeydeki boşluklar net bir şekilde gözlemlenebilmektedir. Bu boşlukların bağlantı değerlerini etkilediğini düşünmekteyiz.

Vita Titankeramik porselen grubunda, V30M grubundaki test verileri VK grubuna göre anlamlı şekilde yüksek bulundu. Yüksek bağlantı dayanıklılığı değerleri daha önce de belirtildiği ve tartışıldığı gibi kaplama sonrası oluşan yüzey pürüzlülüğü ile ilişkilendirilebilir. Profilometre sonuçları bu yorumumuzu desteklemektedir. Diğer test gruplarında da kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, 15 dk MAO+HA grubu haricinde, bağlantı dayanıklılık değerleri artış gösterdi ancak bu artış anlamlı değildi. 15 dk MAO+HA grubunda ise bağlantı değerinin kontrol grubuna göre düştüğü gözlemlendi ancak kontrol grubu ile anlamlı farklılık oluşturmadı. Yüzey pürüzlülük değeri kontrol grubuna göre anlamlı olarak artmasına rağmen bağlantı değerlerindeki bu düşüş, yine Noritake Ti-22 porselen grubunda kullanılan HA tabakası ile MAO tekniği ile oluşturulan oksit tabakası arasında oluşan bağlantının uniform ve düzgün olmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir, ilgili SEM görüntüleri görüşümüzü desteklemektedir.

Vita Titankeramik ile Noritake Ti-22 porselen grupları karşılaştırıldığında titanyum yüzeyinin 15 dk MAO+HA ile kombine kaplandığı gruplarda ve sadece HA kaplama uygulanan gruplarda Noritake Ti-22 porselen uygulanan test örnekleri bağlantı dayanıklılık değerleri açısından daha yüksek sonuçlar verdi ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Porselen grupları arasındaki bu farklılık kaplama materyali üzerine uygulanan porselen bonding ajanının uygulama tekniğindeki farklılığa, kimyasal yapısına ve viskozitesine bağlanabilir. Alınan kesit SEM görüntülerinde de dikkati çektiği şekilde Vita Titankeramik porselen uygulanan test örneklerinde porselen bonding uygulaması sonrası yoğun hava kabarcıkları olduğu görülmektedir. Bu hava kabarcıklı yapının mikromekanik bağlantıda zayıflamaya neden olabileceğini düşünmekteyiz. Porselen bonding ajanlarının kimyasal yapısının özel olması ve firma tarafından verilmemesi nedeni ile bonding ajanlarının kimyasal yapısının bağlantıya

etkisi üzerinde yorum yapılamamıştır. Benzer şekilde daha önce yapılan çalışmalarda da bonding ajanlarının kimyasal yapısına erişilemediği, bu nedenle etki mekanizması hakkında yorum yapılamadığı rapor edilmiştir (Atsu ve Berksun, 2000; Bondioli ve Bottino, 2004).

Her iki titanyum üzeri porselen grubunda da HA ve 15dk MAO+HA kaplanan gruplarda bağlantı dayanıklılık değerlerinin MAO ile kaplama yapılan gruplar kadar yüksek olmaması veya düşük olması yüzeyden alınan yüksek büyütme SEM görüntülerinde fark edilen mikro çatlak oluşumlarına da bağlanabileceğini düşünmekteyiz. Bu mikro çatlak içeren yapılar yüzeyden daha kolay ayrılma eğilimi gösterecektir.

Noritake Ti-22 ve Vita Titankeramik porselen uygulanan test örnekleri kendi aralarında karşılaştırıldıklarında, titanyum ve porselen arasındaki bağlantı dayanıklılık değerlerinde Noritake Ti-22 porselen uygulanan örnekler 30 dk MAO ve kontrol grubu haricinde yüksek sonuçlar verdi. Bu iki grupta Vita Titankeramik grubu yüksek test verileri vermesine rağmen farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Bu farklılığın porselen bonding uygulaması sonrasında Vita Titankeramik porselen uygulanan örneklerde oluşan ve yukarıda da üzerinde durulan poröz yapının yanı sıra, fırınlama prosedüründeki değişikliklerle açıklanabileceğini düşünmekteyiz (Park ve ark., 2009; Elsaka ve ark., 2010).

Yapılan çalışmalarda meydana gelen fraktürün genellikle metal alt yapı ile porselen arasında gerçekleştiği bildirilmiştir (Hautaniemi ve ark., 1992; Kononen ve Kivilahti, 1994; Atsu ve Berksun, 2000; Suansuwan ve Swain, 2003; Al Hussaini ve Al Wazzan, 2005; Bienias ve ark., 2009). Bazı çalışmalarda ise metal alt yapı yüzeyi üzerinde porselen kalıntılarının ve oksit tabakanın varlığı gözlemlenmiştir (Fischer, 2002; Garbelini ve ark., 2003; Troia ve ark., 2003; Al Hussaini ve Al Wazzan, 2005; Bienias ve ark., 2009). Bu durum bağlantı başarısızlığının hem adeziv hem de koheziv olduğunu göstermektedir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da meydana gelen fraktürlerden 34 tanesi adeziv, 34 tanesi koheziv, 52 tanesi de adeziv + koheziv özellik göstermiştir.

5 dk' dan itibaren 30 dk' ya kadar MAO tekniği ile kaplama kalınlığı artmaktadır, ancak bu artış titanyum porselen bağlantısını olumsuz etkileyecek yönde olmamıştır. Kaplama kalınlığının artması ara yüzeydeki termal genleşme katsayısı farkı

nedeni ile oluşan gerilimin artmasına neden olacaktır. Bu sayede kalınlaşan kaplama tabakasının bir süre sonra porselen ile olan bağlantıda olumsuz bir etki göstereceği öngörülebilir (Atsu ve Berksun, 2000; Li ve ark., 2010). Bu bağlamda kritik kaplama süresinin tespiti için ek çalışmalar yapılabileceğini düşünmekteyiz.

Probster ve ark. (1996), termal siklus uygulamasının metal ve porselen arasında tekrarlayan streslere neden olduğunu ve bağlantıyı zayıflattığını bildirmiştir. Troia ve ark. (2003), termal siklus uygulamasının dental porselenin ticari saf titanyum ile Ti6Al4V alaşımına bağlantı dayanıklılığı üzerine etkisini incelediği çalışmada termal siklusun porselen ve titanyum arasındaki bağlantıyı etkilemediğini bildirmişlerdir. Titanyum alt yapının porselen ile bağlantısında erken dönem başarı yüzey kaplama işlemlerinin etkisini araştırdığımız çalışmamızda termal siklus uygulaması yapılmamıştır ve çalışmanın limitasyonları arasında sayılabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in-vitro tez çalışmasının sınırları dâhilinde elde edilen sonuçlar ve öneriler şu şekildedir;

1. Bu tez çalışmasında gruplardan elde edilen ortalama bağlantı dayanıklılık değerlerinin tümü ISO 9693-1:2012 standardında metal porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığı için kabul edilebilir minimum değer olarak gösterilen 25 MPa' dan yüksek bulundu.

2. Titanyum alaşımı üzerine uygulanan kaplama prosedürü her iki teknikte de (MAO ve HA) titanyum porselen bağlantı dayanıklılığı açısından olumlu sonuçlar verdi ve dayanıklılık değerlerini arttırdı.

3. MAO tekniği ile kaplamanın her iki titanyum üzeri porselen grubunda yüksek bağlantı dayanıklılığı değerleri verdiği gözlemlendi. En yüksek titanyum porselen bağlantı dayanıklılık değerleri 30 dk MAO ile kaplama yapılan test örneklerinde elde edildi.

4. Her iki titanyum üzeri porselen grubunda da, titanyum porselen bağlantı dayanıklılık değerleri MAO tekniği ile kaplama süresine paralel olarak arttı.

5. HA kaplama tekniği titanyum porselen bağlantısında olumlu etki gösterdi ancak ara yüzey bağlantısında MAO ile kıyaslandığında düzgün ve uniform bir bağlantı sağlanamadı.

6. HA ve MAO kaplama tekniğinin kombine kullanılması tek başına kaplama uygulanan örnekler kadar yüksek bağlantı dayanıklılık değerleri vermedi. Noritake Ti22 porselen uygulanan grupta kombine kullanım diğer kaplama teknikleri ile kıyaslanabilir değerlere ulaştı.

7. Titanyum üzeri uygulanan porselen seçimi, metal üzeri bir kaplama prosedürü uygulanacaksa bağlantı dayanıklılık değerlerini etkilemektedir.

8. Titanyum üzeri porselen uygulamasında kullanılan bonding ajanının oluşturduğu katmanın poröz özellik göstermemesi porselen metal bağlantısı açısından olumlu bir etki gösterecektir.

9. Kaplama tekniklerinden 30 dk MAO tekniği ile metal yüzeyinin kaplanmasının titanyum porselen bağlantısı açısından daha başarılı sonuçlar vereceği söylenebilir.

KAYNAKLAR

- Acar A, Inan O, Halkaci S. Effects of airborne-particle abrasion, sodium hydroxide anodization, and electrical discharge machining on porcelain adherence to cast commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;82(1):267-274.
- Adachi M, Mackert JR, Jr., Parry EE, Fairhurst CW. Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V alloy. *J Dent Res.* 1990;69(6):1230-1235.
- Akın E. Diş hekimliğinde porselenin günümüze kadar geçirdiği aşamalar. Akın E. Editör, Diş hekimliğinde porselen, 3. baskı, İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi. 1999; 11-30.
- Al Hussaini I, Al Wazzan KA. Effect of surface treatment on bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):350-356.
- Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand.* 1989;47(5):279-286.
- Anusavice KJ. Dental Ceramics. In: Anusavice KJ, editor. *Phillips' Science of Dental Materials.* 11th Ed., St. Louis, WB Saunders Company. 2003; 655-719.
- Anusavice KJ, Dehoff PH, Fairhurst CW. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. *J Dent Res.* 1980;59(3):608-613.
- 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.
- Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW, Jr. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1990;63(1):21-25.
- Baydaş S. Diş hekimliğinde porselen. Baydaş S. Editör, Kron-köprü protezleri'nde, 1. Baskı, Ankara, Özyurt matbaacılık. 2005; 202-206.
- Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont.* 1997;10(6):541-546.
- Bienias J, Surowska B, Stoch A, Matraszek H, Walczak M. The influence of SiO₂ and SiO₂-TiO₂ intermediate coatings on bond strength of titanium and Ti6Al4V alloy to dental porcelain. *Dent Mater.* 2009;25(9):1128-1135.
- Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33(6):415-426.
- Boeckler AF, Lee H, Stadler A, Setz JM. Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: a three-year follow up. *J Prosthet Dent.* 2009;102(5):290-297.

- Bondioli IR, Bottino MA. Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures. *J Prosthet Dent.* 2004;91(6):541-547.
- Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod.* 1998;20(1):79-92.
- Cai Z, Bunce N, Nunn ME, Okabe T. Porcelain adherence to dental cast CP titanium: effects of surface modifications. *Biomaterials.* 2001;22(9):979-986.
- Cai Z, Nakajima H, Woldu M, Berglund A, Bergman M, Okabe T. In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. *Biomaterials.* 1999;20(2):183-190.
- Chen GJ, Wang Z, Bai H, Li JM, Cai H. A preliminary study on investigating the attachment of soft tissue onto micro-arc oxidized titanium alloy implants. *Biomed Mater.* 2009;4(1):015017.
- Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2002;5(2):97-102.
- Craig RG. Ceramic-metal systems. In: Craig RG, Powers JM, editors. *Restorative dental materials.* 11th Ed., St Louis, Mosby Year Book Inc. 2002; 550-592.
- Deng F, Zhang W, Zhang P, Liu C, Ling J. Improvement in the morphology of micro-arc oxidised titanium surfaces: A new process to increase osteoblast response. *Mater Sci Eng C.* 2010;30(1):141-147.
- Denry I. Ceramics. In: Craig RG, Powers JM, editors. *Restorative dental materials,* 11th Ed., St Louis; Mosby Year Book Inc. 2002:550-574.
- Derand T, Hero H. Bond strength of porcelain on cast vs. wrought titanium. *Scand J Dent Res.* 1992;100(3):184-188.
- Edwards MR, Jacobsen PH, Williams GJ. The three-point beam test for the evaluation of dental porcelain. *J Dent Res.* 1983;62(10):1086-1088.
- Elsaka SE, Hamouda IM, Elewady YA, Abouelatta OB, Swain MV. Influence of chromium interlayer on the adhesion of porcelain to machined titanium as determined by the strain energy release rate. *J Dent.* 2010;38(8):648-654.
- Fischer J. Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy. *Biomaterials.* 2002;23(5):1303-1311.
- Garbelini WJ, Henriques GE, Troia Junior M, 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.

- Gilbert JL, Covey DA, Lautenschlager EP. Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium. *Dent Mater.* 1994;10(2):134-140.
- Goldstein J, Newbury DE, Joy DC, Lyman CE, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael JR. *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis*, 3rd Ed., Springer. 2003.
- Guo L, Liu X, He Z, Gao J, Yang J, Guo T. Effect of SnO_x film on the bonding of titanium–porcelain. *J Sol-Gel Sci Technol.* 2008;47(3):239-242.
- Günyüz M. *Titanyum ve Alaşımlarının Mikro Ark Yöntemiyle Kaplanması*. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Yüksek Lisans Tezi, 2007; 7-44.
- Haag P, Nilner K. Questions and answers on titanium-ceramic dental restorative systems: a literature study. *Quintessence Int.* 2007;38(1):e5-13.
- Haag P, Nilner K. Bonding between titanium and dental porcelain: A systematic review. *Acta Odontol Scand.* 2010;68(3):154-164.
- Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1996;75(6):602-608.
- Hautaniemi JA, Herø H, Juhanoja JT. On the bonding of porcelain on titanium. *J Mater Sci Mater Med.* 1992;3(3):186-191.
- Ho W-F, Chiang T-Y, Wu S-C, Hsu H-C. Evaluation of low-fusing porcelain bonded to dental cast Ti–Cr alloys. *J Alloys Compd.* 2009;474(1–2):505-509.
- Inan O, Acar A, Halkaci S. Effects of sandblasting and electrical discharge machining on porcelain adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;78(2):393-400.
- Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J.* 2011;30(3):274-280.
- ISO 9693-1:2012 (Dentistry - Compatibility testing - Part 1: Metal-ceramic systems)
- Jaworek A, Sobczyk AT. Electro spraying route to nanotechnology: An overview. *J Electrostat.* 2008;66(3–4):197-219.
- Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 1998;42(4):613-627.
- Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dent Mater.* 1993;9(3):155-161.
- Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5):453-461.

- Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14(1):64-71.
- 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.
- Kimura H, Horng CJ, Okazaki M, Takahashi J. Oxidation effects on porcelain-titanium interface reactions and bond strength. *Dent Mater J.* 1990;9(1):91-99.
- Koike M, Cai Z, Fujii H, Brezner M, Okabe T. Corrosion behavior of cast titanium with reduced surface reaction layer made by a face-coating method. *Biomaterials.* 2003;24(25):4541-4549.
- Koike M, Fujii H. In vitro assessment of corrosive properties of titanium as a biomaterial. *J Oral Rehabil.* 2001;28(6):540-548.
- Kononen M, Kivilahti J. Bonding of low-fusing dental porcelain to commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res.* 1994;28(9):1027-1035.
- Kononen M, Kivilahti J. Fusing of dental ceramics to titanium. *J Dent Res.* 2001;80(3):848-854.
- Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993;43(3):245-253.
- Lee BA, Kim OS, Vang MS, Park YJ. Effect of surface treatment on bond strength of Ti-10Ta-10Nb to low-fusing porcelain. *J Prosthet Dent.* 2013;109(2):95-105.
- Lee KM, Cai Z, Griggs JA, Guiatas L, Lee DJ, Okabe T. SEM/EDS evaluation of porcelain adherence to gold-coated cast titanium. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;68(2):165-173.
- Lenz J, Kessel S. Thermal stresses in metal-ceramic specimens for the ISO crack initiation test (three-point flexure bond test). *Dent Mater.* 1998;14(4):277-280.
- 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.
- Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont.* 1994;7(5):440-447.
- Li J-X, Zhang Y-M, Han Y, Zhao Y-M. Effects of micro-arc oxidation on bond strength of titanium to porcelain. *Surf. Coat. Technol.* 2010;204(8):1252-1258.
- Liu F, Wang F, Shimizu T, Igarashi K, Zhao L. Formation of hydroxyapatite on Ti-6Al-4V alloy by microarc oxidation and hydrothermal treatment. *Surf. Coat. Technol.* 2005;199(2-3):220-224.
- Lyman CE, Newbury DE, Goldstein J, Williams DB, Romig JR, Armstrong J, Echlin P, Fiori C, Joy DC, Lifshin E, Peters KR. Scanning Electron Microscopy, X-Ray

- Microanalysis, and Analytical Electron Microscopy, 1st Ed., New York, Plenum Press. 1990.
- Ma Y, Nie X, Northwood DO, Hu H. Corrosion and erosion properties of silicate and phosphate coatings on magnesium. *Thin Solid Films*. 2004;469–470(0):472-477.
- McCracken M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *J Prosthodont*. 1999;8(1):40-43.
- Nayır E. Porselen ve metal-porselen bağlantısı. Nayır E, Editör, *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi'nde*. 7. Baskı, İstanbul, İ.Ü. Diş Hek Fak Yayınları. 1999; 64-70.
- Naylor WP. Introduction to Metal-Ceramic Technology. In: Naylor WP, editor. *Casting alloys for bonding to dental porcelain*. 2nd Ed., Chicago, Quintessence Publishing Co, Inc. 2009; 27-43.
- Nergiz I, Schmage P, Herrmann W, Ozcan M. Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125(1):42-50.
- Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Sci Eng A*. 1998;243(1–2):231-236.
- O'Brien W. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd Ed., Canada: Quintessence Publishing Co Inc. 2002:110-224.
- Oosthuizen S. Titanium: the innovators metal. Historical case studies tracing titanium process and product innovation. *J S Afr Inst Min Metall*. 2011;111:781-786.
- Orlovskii VP, Komlev VS, Barinov SM. Hydroxyapatite and Hydroxyapatite-Based Ceramics. *Inorg Mater*. 2002;38(10):973-984.
- Oshida Y, Fung LW, Isikbay SC. Titanium-porcelain system. Part II: Bond strength of fired porcelain on nitrided pure titanium. *Biomed Mater Eng*. 1997;7(1):13-34.
- Oshida Y, Hashem A. Titanium-porcelain system. Part I: Oxidation kinetics of nitrided pure titanium, simulated to porcelain firing process. *Biomed Mater Eng*. 1993;3(4):185-198.
- Özkara İM, Baydoğan M. Mikro ark oksidasyon işleminde voltaj uygulama süresinin 2024 kalite alüminyum alaşımının morfolojik özelliklerine ve aşınma direncine etkisi. *5.Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu, Karabük*, 2009; 1604.
- Pang IC, Gilbert JL, Chai J, Lautenschlager EP. Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium-copper alloy. *J Prosthet Dent*. 1995;73(1):17-25.
- Papadopoulos TD, Spyropoulos 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.
- Pasinli A, Aksoy RS. Hydroxyapatite For Artificial Bone Applications. *Electron J Biotechnol.* 2010;1(1):41-51.
- Pohler OE. Unalloyed titanium for implants in bone surgery. *Injury, Int. J. Care Injured.* 2000;31(4):7-13.
- Probster L, Maiwald U, Weber H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *Eur J Oral Sci.* 1996;104(3):313-319.
- Reyes MJ, Oshida Y, Andres CJ, Barco T, Hovijitra S, Brown D. Titanium-porcelain system. Part III: effects of surface modification on bond strengths. *Biomed Mater Eng.* 2001;11(2):117-136.
- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(3):297-307.
- Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern N. A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1995;73(5):457-463.
- Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. All ceramic restorations. In: Shillingburg, HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, 3rd. Ed., Canada; Quintessence Publishing Co Inc. 1997:433-454.
- Shin Y-K, Chae W-S, Song Y-W, Sung Y-M. Formation of titania photocatalyst films by microarc oxidation of Ti and Ti–6Al–4V alloys. *Electrochem Comm.* 2006;8(3):465-470.
- Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 1988;46(4):247-253.
- Song W-H, Jun Y-K, Han Y, Hong S-H. Biomimetic apatite coatings on micro-arc oxidized titania. *Biomaterials.* 2004;25(17):3341-3349.
- Spivak GV, Saporin GV, Bykov MV. Scanning electron microscopy. *Phys Usp.* 1970;12(6):756.
- Suansuwan N, Swain MV. Adhesion of porcelain to titanium and a titanium alloy. *J Dent.* 2003;31(7):509-518.
- Suchanek W, Yoshimura M. Processing and properties of hydroxyapatite-based biomaterials for use as hard tissue replacement implants. *J Mater Res.* 1998;13(1):94-117.

- Sundararajan G, Rama Krishna L. Mechanisms underlying the formation of thick alumina coatings through the MAO coating technology. *Surf. Coat. Technol.* 2003;167(2-3):269-277.
- Tekin KC, Çakmak E, Malayoğlu U. Plazma Elektrolitik Oksitlenme Yöntemiyle Hafif Metallerin Kaplanması. *Mühendis ve Makine.* 2008;49(582):3-9.
- Thian ES, Li X, Huang J, Edirisinghe MJ, Bonfield W, Best SM. Electrospray deposition of nanohydroxyapatite coatings: A strategy to mimic bone apatite mineral. *Thin Solid Films.* 2011;519(7):2328-2331.
- Togaya T, Suzuki M, Tsutsumi S, Ida K. An application of pure titanium to the metal porcelain system. *Dent Mater J.* 1983;2(2):210-219.
- Troia MG, Jr., Henriques GE, Mesquita MF, Fragoso WS. The effect of surface modifications on titanium to enable titanium-porcelain bonding. *Dent Mater.* 2008;24(1):28-33.
- Troia MG, Jr., Henriques GE, Nobilo MA, Mesquita MF. The effect of thermal cycling on the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium-aluminium-vanadium alloy. *Dent Mater.* 2003;19(8):790-796.
- Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. 3.Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları. 2010; 586-588.
- Uzun İH, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri. *Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg.* 2010;20(2):213-220.
- Ünsal MK, Üşümez A. Sabit Protezin Temelleri. Ünsal K, Üşümez A, Editörler, Metal-Seramik Restorasyonlar (çeviri), 3. Baskı, İstanbul, Quintessence Yayıncılık Ltd.Şti. 2010; 455-457.
- Wagner WC, Asgar K, Bigelow WC, Flinn RA. Effect of interfacial variables on metal-porcelain bonding. *J Biomed Mater Res.* 1993;27(4):531-537.
- Wang C, Zhang D, Jiang Y. Growth process and wear resistance for ceramic coatings formed on Al-Cu-Mg alloy by micro-arc oxidation. *Appl Surf Sci.* 2006;253(2):674-678.
- Wang CS, Chen KK, Tajima K, Nagamatsu Y, Kakigawa H, Kozono Y. Effects of sandblasting media and steam cleaning on bond strength of titanium-porcelain. *Dent Mater J.* 2010;29(4):381-391.
- Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996;27(6):401-408.
- Wang RR, Fung KK. Oxidation behavior of surface-modified titanium for titanium-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1997;77(4):423-434.
- Wang RR, Meyers E, Katz JL. Scanning acoustic microscopy study of titanium-ceramic interface of dental restorations. *J Biomed Mater Res.* 1998;42(4):508-516.

- Wang RR, Welsch GE, Monteiro O. Silicon nitride coating on titanium to enable titanium-ceramic bonding. *J Biomed Mater Res.* 1999;46(2):262-270.
- Wang YM, Guo LX, Ouyang JH, Zhou Y, Jia DC. Interface adhesion properties of functional coatings on titanium alloy formed by microarc oxidation method. *Appl Surf Sci.* 2009;255(15):6875-6880.
- Ward LP, Strafford KN, Wilks TP, Subramanian C. The role of refractory element based coatings on the tribological and biological behaviour of orthopaedic implants. *J Mater Process Tech.* 1996;56(1-4):364-374.
- Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):351-363.
- Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):499-512.
- Wei D, Zhou Y. Characteristic and biocompatibility of the TiO₂-based coatings containing amorphous calcium phosphate before and after heat treatment. *Appl. Sur. Sci.* 2009;255(12):6232-6239.
- Wei D, Zhou Y, Wang Y, Jia D. Characteristic of microarc oxidized coatings on titanium alloy formed in electrolytes containing chelate complex and nano-HA. *Appl. Sur. Sci.* 2007;253(11):5045-5050.
- White SN, Ho L, Caputo AA, Goo E. Strength of porcelain fused to titanium beams. *J Prosthet Dent.* 1996;75(6):640-648.
- Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater.* 1999;15(2):79-86.
- Williams DF. Titanium and titanium alloys. CRC Press, Inc. . *Biocompatibility of Clinical Implant Materials.* 1981;(1):9-44.
- Williams JM, Buchanan RA. Ion implantation of surgical Ti6Al4V alloy. *Mater Sci Eng.* 1985;69(1):237-246.
- Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent.* 2006;96(1):47-52.
- Yan M, Kao C-T, Ye J-S, Huang T-H, Ding S-J. Effect of preoxidation of titanium on the titanium-ceramic bonding. *Surf. Coat. Technol.* 2007;202(2):288-293.
- Yang X, Yu S, Li W. Preparation of bioceramic films containing hydroxyapatites on Ti-6Al-4V alloy surfaces by the micro-arc oxidation technique. *Mater Res Bull.* 2009;44(4):947-949.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri. *Gazi Üniv Diş Hek Derg.* 2005;22(1):41-48.

- Yerokhin AL, Nie X, Leyland A, Matthews A. Characterisation of oxide films produced by plasma electrolytic oxidation of a Ti-6Al-4V alloy. *Surf. Coat. Technol.* 2000;130(2-3):195-206.
- Yerokhin AL, Nie X, Leyland A, Matthews A, Dowey SJ. Plasma electrolysis for surface engineering. *Surf. Coat. Technol.* 1999;122(2-3):73-93.
- Yerokhin AL, Snizhko LO, Gurevina NL, Leyland A, Pilkington A, Matthews A. Discharge Characterization in Plasma Electrolytic Oxidation of Aluminium. *J Phys Appl Phys.* 2003;36(17):2110-2120.
- Yilmaz H, Dincer C. Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. *J Dent.* 1999;27(3):215-222.
- 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.
- 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; 355-488.
- Zavanelli RA, Pessanha Henriques GE, Ferreira I, De Almeida Rollo JM. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J Prosthet Dent.* 2000;84(3):274-279.
- Zhang H, Guo TW, Song ZX, Wang XJ, Xu KW. The effect of ZrSiN diffusion barrier on the bonding strength of titanium porcelain. *Surf. Coat. Technol.* 2007;201(9-11):5637-5640.
- Zhang Y, Matykina E, Skeldon P, Thompson GE. Calcium and titanium release in simulated body fluid from plasma electrolytically oxidized titanium. *J Mater Sci Mater Med.* 2010;21(1):81-88.

EKLER

Ek 1. Tez Çalışmasının Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na desteklendiğini gösterir belge



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI



Sayı : 13271625-604.01.01/604
Konu : Proje Kararları

11/04/2013

Sn:Doç.Dr.Çağrı URAL
Öğretim Üyesi

Bilimsel Araştırma Proje Komisyonunun 26.03.2013 tarih ve 2013/58-75 no.lu kararı ekte gönderilmiştir.

Gereğini bilgilerinize rica ederim.


Prof.Dr.Selim ARICI
Dekan

EK:
1-BAP Komisyon Kararı

ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ
FAKÜLTESİ
Telefon : 4576030
e-posta : dentistry@mu.edu.tr

Ayrıntılı bilgi için irtibat : 3050

Faks : 4576032
Elektronik Ağ :

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ KOMİSYON KARARLARI

KARAR TARİHİ	TOPLANTI SAYISI	KARAR NO
16.03.2013	6	2013/ 58 - 75

KARAR NO : 2013 yılı için teklif edilen 1904 kodlu Lisansüstü Tezleri Destekleme Programı
013/59 Projelerinin seçimi görüşüldü. Buna göre;

e) Dış Hekimliği Fakültesi Öğretim Üyelerinden;

- 1- Doç.Dr.Çağrı URAL'ın PYO.DIS.1904.13.001 kodlu "Titanyum Alaşım Yüzeyinin Farklı Kaplama Teknikleri ile Kaplanmasıyla Titanyum-Porselen Bağlantısına Etkisinin İncelenmesi" konulu projesinin 13.740,00.-TL ödenek ile desteklenmesinin uygun olduğuna mevcudun oybirliği ile karar verilmiştir.
- 2- Yrd.Doç.Dr.Müge LÜTFİOĞLU'nun PYO.DIS.1904.13.002 kodlu "Obezitenin Sağlıklı ve Hastalıklı Periodontal Dokular Üzerine Etkisinin İncelenmesi" konulu projesinin 9.687,00.-TL ödenek ile desteklenmesinin uygun olduğuna mevcudun oybirliği ile karar verilmiştir.
- 3- Prof.Dr.N.Umur SAKALLIOĞLU'nun PYO.DIS.1904.13.003 kodlu "Lazer biyostimülasyonunun diabetli ve sağlıklı kronik periodontitis hastalarında periodontal tedaviye etkisinin incelenmesi" konulu projesinde mevcut olan "Elisa Kitlerin toplam 8 adet olacak şekilde kabulüne" ve projenin revize edilerek 6.934,80.-TL ödenek ile desteklenmesinin uygun olduğuna mevcudun oybirliği ile karar verilmiştir.
- 4- Doç.Dr.Nilüfer ÖZKAN'ın PYO.DIS.1904.13.004 kodlu "Hasarlı Sinir Dokusu ve Kırık İyileşmesinde Uygulanan NGF ve LLL Tedavisinin Etkilerinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi" konulu projesinin 14.249,00.-TL ödenek ile desteklenmesinin uygun olduğuna mevcudun oybirliği ile karar verilmiştir.
- 5- Yrd.Doç.Dr.İsmail ŞENER'in PYO.DIS.1904.13.005 kodlu "Mandibula angulus kırıklarının fiksasyonunda uygulanan modifiye miniplak sistemlerin stabilitesinin biyomekanik olarak incelenmesi." konulu projesinin 8.137,00.-TL ödenek ile desteklenmesinin uygun olduğuna mevcudun oybirliği ile karar verilmiştir.
- 6- Yrd.Doç.Dr.İlker KESKİNER'in PYO.DIS.1904.13.006 kodlu "Dişeti Büyümelerinin Farklı Gingivektomi Yöntemleri ile Tedavilerinde Oluşan Isı ve İyileşmenin Değerlendirilmesi" konulu projesinin 5.280,00.-TL ödenek ile desteklenmesinin uygun olduğuna mevcudun oybirliği ile karar verilmiştir.



ASLI GİBİDİR

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Muhammed Ali ASLAN

Doğum Yeri: Üsküdar, İstanbul

Doğum Tarihi: 24.05.1987

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):

1993-2001: Deniz İş İlköğretim Okulu

2001-2004: Özel Gaye Fen Lisesi

2004-2010: Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi (Lisans ve Y.Lisans)

2010-2013: Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı (Doktora)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

2012-2013: Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı (Öğr.Gör.)

E-posta: maliaslan@yahoo.com