



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ZİRKONYA VE TİTANYUM METAL ALT YAPILARA
YÜZEY ŞARTLANDIRMA AMACIYLA UYGULANAN
FARKLI LAZER SİSTEMLERİNİN PORSELEN
BAĞLANTI DAYANIMI ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

Dt. AYŞEGÜL GÖZE SAYGIN

UZMANLIK TEZİ

SİVAS-2015

**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ZİRKONYA VE TİTANYUM METAL ALT
YAPILARA YÜZEY ŞARTLANDIRMA AMACIYLA
UYGULANAN FARKLI LAZER SİSTEMLERİNİN
PORSELEN BAĞLANTI DAYANIMI ÜZERİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

TEZ DANIŐMANI

PROF.DR. ALİ KEMAL ÖZDEMİR

SİVAS-2015

ONAY SAYFASI

“Zirkonya ve Titanyum Metal Alt Yapılara Yüzey Şartlandırma Amacıyla Uygulanan Farklı Lazer Sistemlerinin Porselen Bağlantı Dayanımı Üzerine Etkilerinin İncelenmesi” adlı **Uzmanlık** Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi **Protetik Diş Tedavisi** Ana Bilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

İmza

Üye: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

Üye: Prof. Dr. N. Tülin POLAT.....

Üye: Doç.Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN.....

Bu tez, 26.03.2015 tarih ve 2015/1 sayılı Yönetim Kurulu Kararı ile belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Sami HİZMETLİ

Dış Hekimliği Fakültesi

Dekan Vekili

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

ÖZET

ZİRKONYA VE TİTANYUM METAL ALT YAPILARA YÜZEY ŞARTLANDIRMA AMACIYLA UYGULANAN FARKLI LAZER SİSTEMLERİNİN PORSELEN BAĞLANTI DAYANIMI ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Ayşegül GÖZE SAYGIN

Uzmanlık Tezi

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2015, 48 Sayfa

Çalışmamızın amacı; farklı lazer uygulamaları ile şartlandırılmış zirkonyum oksit ve titanyum metal alt yapılar ile porselenin bağlantı dayanımını incelemektir.

Toplamda 140 adet örnek, zirkonyum oksit ve titanyum oksit metal alt yapı, CAD/CAM cihazında ISO 11405 standardına uygun olarak çapı 7 mm., kalınlığı 3 mm. ebatlarında olmak üzere hazırlandı.

Örnekler, uygulanan yüzey işlemine göre 14 farklı gruba ayrıldı.(n=10) Lazer uygulamaları çalışma için belirlenen iki farklı çıkış gücünde uygulandı. Uygulanan yüzey işlemine göre; Kuşlama, Er-YAG (1,5 Watt ve 2,5 Watt), Nd-YAG (1,5 Watt ve 2,5 Watt), Ho-YAG (4 Watt ve 10 Watt) grupları oluşturuldu. Yüzey işlemleri uygulandıktan sonra ISO/TR 11405 standartlarına uygun olarak, çapı 5 mm. yüksekliği 3 mm. olacak şekilde düşük ısı porseleni (Ti-22 Kuraray-Noritake) üretici firma talimatlarına göre zirkonyum oksit ve titanyum oksit metal alt yapılara uygulandı ve sonrasında akrilik bloklara gömülen örnekler 24 saat boyunca $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ distile su içerisinde bekletildi (Nüve BM 302- Nüve Sanayii Malzemeleri İmalat ve Ticaret A.Ş Ankara/Türkiye). Makaslama testi Universal test cihazında (Lloyd instruments LF Plus segensworth Fareham/England) 0,5 mm/dak. kafa hızında yapıldı. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS (Statistical package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, ABD) bilgisayar paket programında 22.0 versiyonu kullanılarak (Kolmogorov-Simironov) Varyans Analizi, Tukey testi ve iki ortalamanın arasındaki farkın önemlilik testi ile değerlendirildi ($\alpha=0,05$). Yüzey analizi için, makaslama testinden sonra, her bir grup için bir örneğe SEM görüntüleme uygulandı.

Araştırmanın sonuçlarına göre, gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. En yüksek bağlantı değerleri; zirkonyum oksit alt yapı materyali için Kumlama grubunda elde edilirken, titanyum oksit örnekleri için en Kumlama+Nd-YAG grubunda elde edilmiştir. Sonuç olarak, lazer uygulaması, porselenin alt yapıya bağlantısını arttırmada etkili olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Zirkonya, Titanyum, Lazer şartlandırma, Er-YAG Lazer, Nd-YAG Lazer, Ho-YAG Lazer

ABSTRACT

INVESTIGATIONS OF EFFECTS OF DIFFERENT LASER APPLICATIONS ON SHEAR BOND STRENGTH OF PORCELAIN TO ZIRCONIA AND TITANIUM SUBSTRUCTURES

Ayşegül GÖZE SAYGIN

Expertise Thesis

Department Of Prosthodontics

Supervisor: Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

2015, 48 Pages

The aim of this study was to investigate the bond strength of low fusing porcelain to zirconium oxide and titanium substructures that was irradiated with different laser applications.

140 samples of zirconium dioxide and titanium substructure made by CAD/CAM device in accordance with the ISO 11405 standard diameter of 7 mm and thickness of 3 mm.

The samples were randomly divided into 14 groups according to the applied surface treatments. (n=10) According to surface treatments; Sandblasting, Er-YAG laser irradiated at 1,5 Watt or 2,5 Watt, Nd-YAG laser irradiated at 1,5 Watt or 2,5 Watt, Ho-YAG laser irradiated at 4 Watt or 10 Watt were created. After surface treatment low fusing porcelain which was prepared according to ISO/TR 11405 standards as mentioned (Ti-22 Kuraray-Noritake) was applied onto zirconium oxide and titanium substructures according to manufacturer's instructions and these samples which were embedded in acrylic resins were stored in distilled water at $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ for 24 h (BM 302 Core - Core Industrial Equipment Manufacturing and Trade Co. Ankara / Turkey). Later examples of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Cumhuriyet University Research Labs, Universal testing machine (Lloyd Instruments, Fareham LF Plus Segensworth / England), 0.5 mm / min. head speed was subjected to shear bond strength test. The statistical analysis of the data obtained from the SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, USA) using the computer package program version 22.0 (Kolmogorov-Smirnov) analysis of variance, Tukey tests and significance test of the difference between the two averages were used to compare the bond strength results ($\alpha=0,05$). SEM analysis were also performed for one specimen of each group after shear bonding strength test to evaluate the nature of the fracture surface.

According to results of this investigation, the difference between the groups was found statistically significant($p < 0.05$). Though the highest mean bond strength value in zirconium oxide substructures was obtained in Group Sandblasting, the highest mean bond strength value in titanium substructures was obtained Sandblasting + Nd-YAG Laser Treatment. As a consequence, laser application is an effective method of enhancing porcelain bonding to substructure.

Keywords: Zirconia, Titanium, Laser Treatment, Er-YAG Laser, Nd-YAG Laser, Ho-YAG Laser

TEŞEKKÜR

Üniversite hayatım ve uzmanlık eğitimim boyunca hakkını ödeyemeyeceğim, değerli hocam, danışmanım Sayın Prof. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR' e emeklerinden dolayı teşekkürü bir borç bilirim.

Eğitim süresince manevi desteklerini benden esirgemeyen, değerli bölüm hocalarım Prof.Dr. Giray BOLAYIR, Doç.Dr. Hakan DEMİR, Doç.Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN, Doç.Dr. Hakan AKIN, Doç.Dr. Koray SOYGUN, Yrd.Doç.Dr. Faik TUĞUT, Yrd.Doç.Dr. M.Emre COŞKUN ve Yrd.Doç.Dr. Oğuzhan GÖRLER hocalarıma teşekkür ederim.

Tez çalışmalarına yardımlarından ve gösterdiklerdikleri sabırdan dolayı, hep yanımda olduklarını hissettiren sevgili asistan arkadaşlarım Dt. Yasemen ÜNAL, Dt. Osman VAROL, Dt. M.Fehim ÇELENK, Dt. Melih ÜLGEY ve Dt. M.Çağatay ULUCAN'a ve bütün bölüm personeline teşekkür ederim.

Verilerin değerlendirilmesinde, bana zaman ayırıp yardımcı olan, saygı değer hocam Yrd. Doç.Dr. Ziyet ÇINAR'a teşekkürü bir borç bilirim.

Bugünlere gelmemde emeklerini benden esirgemeyen, bana doğru kararlar vermemde hep yardımcı olan sevgili annem Doç.Dr. İsmahan A. GÖZE ile sevgili babam Prof. Dr. Ö. Fahrettin GÖZE'ye ve kardeşlerim Murat GÖZE ve Ali Can GÖZE'ye sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Uzmanlık eğitimimin en başından itibaren varlığını ve desteğini benden esirgemeyen, çok sevgili biricik eşim Uzm. Dr. Hüseyin SAYGIN 'a sabrından ve gösterdiği sonsuz anlayıştan dolayı teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
SİMGELER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR DİZİNİ	xii
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Alaşımlar	3
2.1.2. Dental Alaşımların Sınıflandırılması	3
2.1.2.1. Soy Olmayan Alaşımlar	3
2.2. Titanyum Alaşımları	4
2.2.1. Titanyumun Fiziksel Yapısı	4
2.2.1.2. Saf Titanyum	4
2.2.1.2. Ti-6Al-4V	5
2.2.2. Titanyumun Mekanik Özellikleri	5
2.2.3. Titanyumun Biyolojik Özellikleri	5
2.2.4. Titanyumun Korozyon Direnci	5
2.2.5. Titanyumun Dental Alandaki Kullanımı	6
2.3. Dental Seramikler	6
2.3.1. Dental Seramiğin Yapısı	6
2.3.1.1. Feldspar	6
2.3.1.2. Kuartz	7
2.3.1.3. Kaolin	7
2.3.2. Dental Seramiğin Sınıflandırılması	7
2.4. Zirkonyum Oksit	8
2.4.1. Metal Alt yapı ile Veneer Porseleni Arasındaki Bağlantıyı Artırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri	9
2.4.1.1. Kumlama	9
2.4.1.2. Lazerle Pürüzlendirme	9

2.4.1.2.1. Nd-YAG Lazer	10
2.4.1.2.2. Er-YAG Lazer	10
2.4.1.2.3. Ho-YAG Lazer	10
2.5. Diş Hekimliğinde Sık Kullanılan Mekanik Test Yöntemleri	11
2.5.1. Makaslama Testi	11
2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu	12
3. MATERYAL – METOD	13
3.1. Zirkonya ve Titanyum Metal Alt Yapıların Hazırlanması	13
3.2. Örneklere Farklı Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	15
3.2.1. Örneklerin Kumlanması	15
3.2.2. Örneklere Nd-YAG Lazer Uygulanması	16
3.2.3. Örneklere Er-YAG Lazer Uygulanması	17
3.2.4. Örneklere Ho-YAG Lazer Uygulanması	17
3.3. Örneklere Porselen Uygulanması	18
3.4. Makaslama Bağlantı Dayanımı Testinin Uygulanması	21
3.5. SEM Analizlerinin Yapılması	23
3.6. İstatistiksel Yöntem	23
4.BULGULAR	24
4.1. Makaslama Bağlantı Değeri Bulguları	24
4.2. Makaslama Bağlantı Dayanımı Değerlerinin Analizi	24
4.3. Örneklerin SEM Görüntüleri	29
5. TARTIŞMA	35
6. SONUÇLAR	43
7. KAYNAKLAR	44
8. ÖZGEÇMİŞ	48

ŞEKİLLER DİZİNİ

- Şekil 2.1: Makaslama Testine Ait Şematik Görünüm
- Şekil 3.1: Zirkonya ve Titanyum Örneklerin Hazırlandığı Bloklar
- Şekil 3.2: Hazırlanan Titanyum Örnek Boyutları
- Şekil 3.3: Sinterizasyondan Sonra Zirkonya Örnek Boyutları
- Şekil 3.4: Mikrotek Kumlama Cihazı
- Şekil 3.5: Zirkonyum Örneğin Kumlanması
- Şekil 3.6: Kumlama Yapılmış Zirkonyum ve Titanyum Örnekler
- Şekil 3.7: Smarty Deka Lazer Floransa, İtalya
- Şekil 3.8: Nd-YAG Lazer İle Şartlandırılmış Zirkonyum-Titanyum Örnekler
- Şekil 3.9: Smarty Deka Lazer Floransa, İtalya
- Şekil 3.10: Er-YAG Lazer Uygulanmış Örnekler
- Şekil 3.11: Örneklerle Ho-YAG Lazer Uygulanması
- Şekil 3.12: Ti-22 Kuraray Noritake Porselen Kiti
- Şekil 3.13: Porselen Uygulaması İçin Kullanılan Düzenek
- Şekil 3.14: Örneklerle Porselen Uygulanması
- Şekil 3.15: Porselenin Pişirildiği Ayarlanabilir Fırın
- Şekil 3.16: Porselen Uygulanmış Zirkonya Ve Titanyum Metal Alt Yapılar
- Şekil 3.17: Makaslama Testi İçin Akrilik Bloğa Gömülen Örnek
- Şekil 3.18: Distile Su Banyosu
- Şekil 3.19: Universal test cihazı (Lloyd instruments LF Plus segensworth Fareham/England)
- Şekil 3.20: Makaslama Testinin Uygulanması
- Şekil 3.21: SEM Görüntülemenin Yapılması
- Şekil 4.1: Kumlama Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.2: E1 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.3: E2 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.4: N1 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.5: N2 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.6: H1 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.7: H2 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.8: Kumlama Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.9: E1 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.10: E2 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.11: N1 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.12: N2 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü
- Şekil 4.13: H1 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü

Şekil 4.14: H2 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü

ÇİZELGELER DİZİNİ

- Çizelge 2.1 Dental Alaşımların Sınıflandırılması
- Çizelge 2.2 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması
- Çizelge 2.3 Lazerlerin Karşılaştırılması ve Kullanım Alanları
- Çizelge 3.1 Çalışma İçin Oluşturulan Zirkonya ve Titanyum Gruplar
- Çizelge 3.2 Sinterizasyon Programı
- Çizelge 3.3 Ti-22 Kuraray-Noritake Veneer Porseleni Fırın Programı
- Çizelge 4.1 Titanyum Materyaline Ait Farklı Pürüzlendirme Şekillerine Göre Bağlantı Değerlerinin Karşılaştırılması
- Çizelge 4.2 Zirkonya Materyaline Ait Farklı Pürüzlendirme Şekillerine Göre Bağlantı Değerlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması
- Çizelge 4.3 Titanyum Materyaline Ait Farklı Değerlerde Uygulanan Farklı Lazerle Pürüzlendirme Yöntemlerinin Bağlantı Dayanım Değerlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması
- Çizelge 4.4 Zirkonya Materyaline Ait Farklı Değerlerde Uygulanan Farklı Lazerle Pürüzlendirme Yöntemlerinin Bağlantı Dayanım Değerlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması
- Çizelge 4.5 Farklı Değerlerdeki Farklı Lazer Uygulamalarının Titanyum ve Zirkonyum Materyali Üzerine Etkisinin Ortalama Maksimum Yük (N) Yönünden İstatistiksel Analiz Tablosu
- Çizelge 4.6 Farklı Değerlerdeki Farklı Lazer Uygulamalarının Titanyum ve Zirkonya Materyali Üzerine Etkisinin Ortalama Stres (MPa) Yönünden İstatistiksel Analiz Tablosu

SİMGELER DİZİNİ

%	Yüzde
°C	Santigrat derece
µm	Mikron
O	Atomik Oksijen
O ₂	Oksijen
X	Ortalama
S	Standart sapma
N	Newton
λ	Dalga Boyu
g/cm ³	Gram/Santimetreküp
α	Alfa
β	Beta
sn	Saniye
m J	Milijoule

KISALTMALAR DİZİNİ

MPa	Megapascal
GPa	Gigapascal
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
Al ₂ O ₃ 2SiO ₂ 2H ₂ O	Kaolen
SiO ₂	Silika
TiO ₂	Solid Oksit Tabakası
K ₂ OAl ₂ O ₂ 6SiO ₂	Potasyum Alümina Silikat
Na ₂ OAl ₂ O ₃ 6SiO ₂	Sodyum Alümina Silikat
Na ₂ O	Soda
K ₂ O	Potas
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
Zr	Zirkonyum
ZrSiO ₄	Zirkonyum Silikat
ZrO ₂	Zirkonyum oksit
t→m	Tetragonal-monoklinik faz transformasyon
ISO	International Organization for Standardization
Er-YAG	Erbiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet
Nd-YAG	Neodmiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet
Ho-YAG	Holmiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet
W	Watt
J	Joule
Hz	Hertz
P	Anlamlılık
±	Standart sapma
SPSS	Statistical Package for Social Science
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
Al	Alüminyum
V	Vanadyum
TZP	Tetragonal zirkonya polikristalleri
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonyum
Y-TZP	Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
Y ₂ O ₃	Yttrium Oksit
Atm.	Atmosfer

1. GİRİŞ

Protetik uygulamalarda, porselen materyalinin popülaritesi devam etmektedir. Porselenin estetik olarak üstün özellikleri onu tercih edilme sebebi yapmasına rağmen, kırılğan yapısı, protetik uygulamalarda metal alt yapılarla desteklenmesini gerektirir. Kaybolan diş dokusunu yenilerken; estetik, biyolojik ve fonksiyonel bütünlüğü sağlamak, dental uygulamaların esas amacıdır.

Hastaların; estetik taleplerinin artması ve konforunu sağlayan uygulamalara yönelmesi, hekimlerin estetik alt yapı materyallerine ve implant uygulamalarına olan ilgisini artırmıştır. Çalışmada, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan zirkonya alt yapı ile implantların temel hammadde olan ve kron, iskelet vb. protetik uygulamalarda da kullanılan titanyum alt yapı örneklerine farklı yüzey şartlandırma işlemi yapılarak porselen ile olan bağlantısı araştırılmıştır.

Titanyum esaslı materyaller; üstün biyo-uyumluluğu, yüksek korozyon direnci, düşük yoğunluğu ve düşük koroziv özellikleri nedeniyle yaygın olarak protetik tedavilerde kullanılmaktadır(1). Ancak titanyum, yüzeyinde oluşturduğu oksit tabakası ile porselen bağlantısını zayıflatabilir. Bu bağlantı probleminin üstesinden gelmek için düşük ısı porselenleri kullanılsa da, yeterli görülmemektedir.

Tam seramik restorasyonlarda görülen ortak başarısızlık, veneer porseleninin, güçlendirilmiş alt yapıdan tamamen ya da tabakalar halinde ayrılmasıdır. Bu da hem hekim hem de hasta için hem zaman hem de maliyet kaybı anlamına gelir.

Literatürde; titanyum alt yapı ile zirkonya alt yapı üzerine uygulanan porselenin bağlantı dayanımını arttırmak amacıyla ve metal yüzeyinin artıklardan uzaklaştırılması için farklı yüzey işlemleri uygulaması önerilmektedir. Yüzey şartlandırma işlemleri; yüzey geriliminin azaltılması, yüzey pürüzlülüğünün artırılması ve yüzey özelliklerinin değişmesi ile bağlantı dayanıklılığını arttırmaktadır.

Çalışmada ;

- Makaslama testi kullanılarak, CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanmış zirkonya ve titanyum esaslı alt yapı örneklerinin düşük ısı porseleni ile bağlantısı,
- Örneklere kumlama işlemine ilaveten iki farklı çıkış gücünde Er-YAG lazer, Nd-YAG lazer ve Ho-YAG lazer uygulamasının bağlantı dayanımına etkisi,

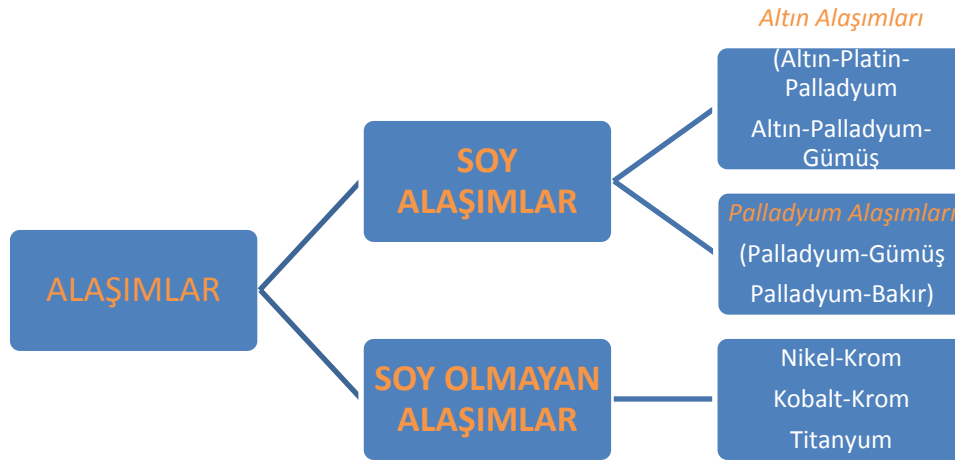
- Yüzey işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüğünün taramalı elektron mikroskopunda(SEM) incelemeleri yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Dental Alaşımlar

Protetik tedavilerde sabit ya da hareketli protezlerin yapımı için çeşitli metal alaşımları kullanılır. Saf metaller yumuşak yapıda olduklarından, dental protezler için yeterli fiziksel direnci gösteremezler. Ağız ortamında genellikle daha üstün fiziksel özelliklere sahip alaşımlar tercih edilir(2,3). Alaşımlar iki veya daha fazla metalin erimiş halde birbirleri içinde çözünmesi sonucu oluşurlar. Dental alaşımlar genellikle ikiden fazla element içerirler(4). Günümüzdeki dental alaşımlar major element olarak altın, palladyum, gümüş, nikel, kobalt ve titanyum içermektedir(2,3).

2.1.2.Dental Alaşımların Sınıflandırılması



Çizelge 2.1: Dental Alaşımların Sınıflandırılması

2.1.2.1. Soy Olmayan Alaşımlar

Temel olarak; nikel-krom alaşımları (Ni-Cr), kobalt-krom alaşımları (Co-Cr) ve titanyum alaşımları olarak üç gruba ayrılırlar(3). Soy olmayan metal alaşımlarının ekonomik olmaları dışında, soy alaşımlardan bazı üstün özellikleri de vardır. Elastiklik modülleri, sertlikleri ve deformasyona dirençleri yaklaşık olarak iki kat daha büyüktür(2). Porselenin kırılma riskini azalttığı için, bu özellikleri uzun köprülerde güvenle kullanılabilmesine olanak sağlar. Yoğunlukları (Ni:8,9g/cm³, Co:8,8g/cm³) soy alaşımlardan daha düşüktür(2). Erime ısısı yüksek olduğu için porselen pişirilmesi sırasında daha az

deformasyona uğrarlar(4). Bunların yanı sıra soy olmayan alaşımların bazı dezavantajları da vardır. Korozyona dayanıklılıkları daha az olduğu için biyo-uyumlulukla ilgili problemler görülmektedir. Daha yüksek döküm ısıları gerektirdiklerinden döküm büzülmesi ve kenar uyumu problemleri daha fazla olur. Restorasyon kenarlarının net olarak elde edilebilmesi, klinik olarak uyumlanması ve lehimlenmeleri daha zordur(5). Döküm işlemi soy alaşımlardan daha fazla teknik hassasiyet gerektirir.

2.2. Titanyum Alaşımları

İlk olarak 1790 yılında Reverend William Gregor tarafından, bundan 200 yıl önce izole edilerek tanımlanmıştır. Titanyum reaktif bir metaldir ve saf olarak elde edilmesi zordur. Titanyum düşük yoğunluğa (4,5 g/cm³) sahip, sert, korozyona dirençli ve biyolojik olarak uyumludur. Diş hekimliğinde özellikle implant uygulamalarında tercih edilmektedir(1).

Titanyum, düşük yoğunluk, yüksek direnç ve mükemmel biyo-uyumluluk gibi etkileyici özelliklere sahiptir. Sabit protezlerin yapımında kullanılan alaşımların galvanik etkilere sahip olması, titanyumun diş hekimliği açısından cazibesini daha da artırmaktadır(6).

2.2.1. Titanyumun Fiziksel Yapısı

Titanyum, düşük sıcaklıklarda sıkı paketli altıgen yapılı α fazında bulunan ve 885°C'nin üstünde body-centered cubic (BCC) yapısına (β fazına) dönüşen allotropik bir elementtir. Bu yapısal geçiş, titanyumun α , α' 'ya yakın, α/β ve β olmak üzere dört farklı faz kombinasyonunu ortaya çıkarmıştır(7). α -titanyum alaşımları, özellikle Commercially Pure Titanyum-(CpTi)' dan ve oda sıcaklığında sadece α -fazı bulunduran α fazlı alaşımlardan elde edilir. Bu alaşımlar, yüksek akma direncine sahiptir, dolayısıyla da yüksek ısı işlemlerden sonra soğuma esnasında mikro yapısında ve mekanik özelliklerinde önemli değişiklikler oluşmamaktadır(7).

Farklı titanyum alaşımları arasında diş hekimliği alanında en çok ilgiyi, saf titanyum ile Ti-6Al-4V alaşımı çekmiştir(1,6).

2.2.1.1. Saf Titanyum (Commercially Pure Titanyum-CpTi)

Saf titanyum oksijen ve demir içeriğine göre dört farklı şekilde bulunmaktadır. CpTi, % 0,18-0,40 oranında oksijen içermektedir. Oksijen, solüsyonda metalin tek fazda kalmasını sağlamaktadır. Zayıf fiziksel özelliği sebebiyle kullanımı sınırlıdır.

2.2.1.2. Ti-6Al-4V

Titanyuma az miktarlarda alüminyum ve vanadyum ilave edildiğinde alaşımanın direnci arttırılmaktadır. Alüminyum, α - stabiliteörü olarak görev yaparken, vanadyum β - stabilizasyonunda rol oynamaktadır. α - β dönüşümünün ortaya çıktığı sıcaklıkta bu elementlerin titanyuma ilave edilmesiyle dönüşüm baskılanmış olur ve bu şekilde oda sıcaklığında hem α - hem de β - formları oluşmuş olur. Ti-6Al-4V, α ve β grenlerinin iki fazlı yapısına sahiptir. Kolay ulaşılabilirliği, çalışma şartlarının uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özelliklere sahip olmalarından dolayı bu alaşımlar, farklı titanyum alaşımları arasında hala en yaygın olarak kullanılan biyo-materyallerdir(1,6).

2.2.2. Titanyumun Mekanik Özellikleri

Titanyum alaşımların mekanik özellikleri alaşımanın bileşimi, fazların dağılımı ve termomekanik sürece doğrudan bağlıdır. Titanyum, birçok metal ile alaşımlanabilmektedir. Bu şekilde direncin arttırılması, akma direncinin yükseltilmesi ve dökülebilirlik gibi özelliklerin iyileştirilmesi amaçlanmaktadır(8). Titanyumun alüminyum ve vanadyum ile alaşımlanması, mekanik özelliklerini yükseltmektedir. α -fazı göreceli olarak daha yumuşak ve fleksibl iken, β -fazı daha sert ve güçlüdür. α - ve β -fazlarının oranlarının değiştirilmesiyle mekanik özellikler de büyük ölçüde değiştirilebilmektedir(6,7).

Titanyum alaşımlarının elastiklik değerleri, elastisitesi 17-28 GPa olan kemiğe yakındır ve bu durum titanyum alaşımların daha uygun dental implant materyali olmasını açıklamaktadır(9).

2.2.3. Titanyumun Biyolojik Özellikleri

Titanyum ve alaşımlarının diş hekimliği uygulamalarında tercih edilmelerinin en önemli nedeni, biyolojik uyum özellikleridir. Titanyum ve alaşımlarının biyo-uyum özellikleri, üstün korozyon direncinden kaynaklanmaktadır. Korozyon direnci ise yüzeyde oluşan ve materyali elektrokimyasal ataklara karşı koruyan pasif oksit tabakasının bir sonucudur(1). Yapılan in vitro çalışmalar titanyumun mutajenik ve toksik olmadığını göstermektedir(10).

2.2.4. Titanyumun Korozyon Direnci

Korozyon, metallerin ortam ile kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyonu sonucu materyal özelliklerinin olumsuz yönde etkilenmesidir. Korozyon, hem protezlerin bozulması hem de protezlerden potansiyel olarak toksik veya alerjik parçaların salınması anlamında ciddi

problem oluşturmaktadır. Korozyon direnci, metalik biyo-materyallerin en önemli özelliklerindedir(1,11). Hem saf titanyum, hem de Ti-6Al-4V, korozyona karşı direnci yüksek materyaller olarak yüksek bir ilgiye sahiptir. Titanyumun yüksek korozyon direnci, yüzeyde oluşan yaklaşık 10 nm kalınlığındaki solid oksit tabakasına (TiO₂) bağlıdır. Bu oksit tabakası, titanyumu asit ataklarına, kimyasal ve termal etkilere karşı korumaktadır. Biyolojik ortamdaki korozyon çalışmaları, titanyumun mükemmel korozyon direncini teyit etmiştir(1,11).

2.2.5. Titanyumun Dental Alandaki Kullanımı

Titanyum, diş hekimliğinde dental implant materyali olarak, yüzey kaplamasında ve daha yeni olarak da sabit, parsiyel, total protezlerde, ortodontik tellerde ve endodontik döner aletlerde kullanılmaktadır(7).

2.3. Dental Seramikler

Dental seramikler, doğal dentisyonu taklit edebilen üstün estetik özellikleri olan restoratif materyallerdir. Seramiklerin renk, ışık geçirgenliği ve doğala en yakın görünüm gibi özelliklerine eşdeğer hiçbir materyal henüz geliştirilememiştir. Geleneksel seramiğin yapısı temel olarak, camsı fazı sağlayan feldspar (% 70-80 oranında), doldurucu görevi yapan silika (SiO₂) yapısındaki kuartz (% 10-30 oranında) ve porselen hamuruna elastikiyet veren kaolinden (% 0-3 oranında) oluşmaktadır. Materyalin ışık geçirgenliğinin, kimyasal stabilitesinin, yüksek baskı direnci ve termal genleşme katsayılarının diş dokusuna yakın olması, bununla birlikte biyo-uyumlu oluşu olumlu özellikleridir(12).

2.3.1. Dental Seramiğin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan porselen, dört oksijen (O) atomunun merkezde yer alan bir silisyum (Si⁴⁺) ile kimyasal bağlar yaparak oluşturduğu silisyum tetrahedron (SiO₄) yapısında bir birleşim olup, felspar, kuartz ve kaolin olmak üzere 3 ana maddeden meydana gelmiştir.

2.3.1.1. Feldspar (%70-80)

Potasyum alüminyum silikat (K₂OAl₂O₂6SiO₂) ve sodyum alümina silikat'ın (Na₂O₂Al₂O₂6SiO₂) karışımı olan feldspar, dental porselenlere saydamlığını veren ve ana yapıyı oluşturan maddedir. Birleştirici özelliği vardır ve kitlenin bütünlüğünü sağlar.

2.3.1.2.Kuartz (%10-30)

Silika yapısında olan kuartz (Si_2O), porselenin içeriğindeki diğer maddelere oranla daha yüksek erime derecesine (yaklaşık 1700°C) sahiptir, doldurucu olarak görev yapar. Kuartz, porselenin pişirilmesi sırasında değişime uğramaz, fırınlama işlemi sırasında oluşan büzülme önler, yüksek sıcaklıklarda kitleyi stabilize eder, diş formunun ve detayların kaybolmasını engeller ve termal genişleme katsayısını kontrol ederek porselenin dayanıklılığını artırır(12).

2.3.1.3.Kaolin (%0-3)

Bir alüminyum silikat hidrat ($\text{Al}_2\text{O}_3.2\text{SiO}_2.2\text{H}_2\text{O}$) olan kaolinin erime derecesi 1300°C 'dir. Yapıya %1-5 oranında katılan kaolin, kitleyi bir arada tutarak porselenin modelajını kolaylaştırmakta ve diğer elemanların yapıya bağlanmasına yardımcı olmaktadır.

2.3.2.Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

DENTAL SERAMİKLER		
<u>CAM SERAMİKLER</u>	<u>ALÜMİNA ESASLI SERAMİKLER</u>	<u>ZİRKONYA ESASLI SERAMİKLER</u>
1.Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler * IPS Empress * Optimal Pressable Ceramic/OptecOPC * IPS ProCAD	* In-Ceram Alumina	*Lava System *Cercon System *DC Zirconia System
2.Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramikler * IPS Empress 2 * IPS e.max Press	* In-Ceram Spinell * In-Ceram Zirconia	*Denzir System *Celay System *Cerec In Lab System
3.Feldspatik Seramikler * Vitablocks Mark II * Vita TriLuxe Bloc * Vitablocks Esthetic Line	* Synthoceram * Procera All Ceram	*Everest System *Zeno Tec System *Zirkonzahn System

Çizelge 2.2.: Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Literatürde farklı sınıflamalar vardır. Conrad ve ark. yaptığı sınıflamaya göre alt yapı materyalleri Çizelge 2.2'de gösterildiği gibi, 3 ana gruba ayrılabilir(13).

2.4. Zirkonyum Oksit

Zirkonyum (Zr), atom numarası 40, atomik ağırlığı 91,22 g/mol olan ve periyodik tabloda metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Doğada serbest olarak bulunmamakta, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit(ZrO_2) olarak bulunmaktadır.

Zirkonyum, hekzagonal formda bir yapı göstermektedir. Isı değişikliğine ve korozyona karşı oldukça dirençlidir. ZrO_2 kristali tane çapının küçük olması, dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması, yüksek kırılma direnci göstermesi ve elastikiyet modülünün az olması nedeniyle son yıllarda diş hekimliğinde oldukça popüler bir hale gelmiştir(14).

Zirkonya ilk defa 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından tanımlanmıştır. Mekanik özellikleri metale benzerken rengi diş rengine benzer(15). Zirkonya, paslanmaz çeliğe benzer mekanik özelliklere sahiptir. Bükme dayanımı değeri 900-1200 MPa' dır. Kırılma dayanımı ise 9–10 MPa olarak bulunmuştur. Y-TZP'nin elastik modülü yaklaşık 200 MPa'dır. Vicker's sertliği ise dental alaşımların 4–5 katıdır(16).

Zirkonyumun pek çok bileşiği biyomedikal kullanımlar için denenmiş, ancak sadece zirkonya-yttrium seramiklerin biyomedikal açıdan kullanıma uygun olduğu görülmüştür. Stabilizatör ilave edilen zirkonyum, 1000°C'nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer. Sıcaklık oda ısısına düşürüldüğünde yapı, kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini alır. Böylece yarı stabil zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia) halini alır(14,17).

Dental uygulamalarda kullanılan 3 çeşit zirkonyum içeren seramik sistemi mevcuttur. Bunlar; stabil olmayan saf zirkonyum, parsiyel stabil zirkonyum (PSZ) ve tam stabilize zirkonyumdur.

Zirkonya, 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP), stabilizatör olarak yaklaşık %2-3 mol Y_2O_3 kullanılarak elde edilmektedir. Bunlar, diş hekimliği seramikleri arasında en iyi mekanik özelliklere sahip seramiklerdir. Başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur(8).

Üstün mekanik ve estetik özelliklerine rağmen alt yapı materyalinden tabakalar şeklinde ayrılması klinik olarak başarısızlık olarak değerlendirilmektedir(18). Kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlarına karşı alerjik reaksiyon geliştiren hastalarda, bu materyallere alternatif olarak zirkonya kullanılabileceği önerilmiştir(19). Materyalle ilgili olarak hiçbir lokal veya sistemik reaksiyon bildirilmemiştir. Dahası zirkonyumun hücresele seviyede

mutasyon oluşturmadığı rapor edilmiştir. Son yıllarda yapılan çalışmalar zirkonyum oksitin, titanyuma benzer şekilde dokuda diğer restoratif materyallerden daha az reaksiyon oluşturduğunu gösterirken, Y-TZP yüzeyinde, titanyuma göre daha az bakteri tutulumu olduğunu rapor etmişlerdir(20).

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerden beklenen önemli bir özellik de; ağız ortamında kimyasal stabilitelerinin iyi olmasıdır. Zirkonyum esaslı seramiklerin asidik ve alkali ortamlarda çözünürlüğü, önerilen sınırların altında bulunduğundan, kimyasal stabilite açısından ağız ortamında güvenle kullanılabilir bir materyaldir.

Bununla birlikte zirkonyanın termal iletkenliği azdır, böylece termal hassasiyet ve pulpa irritasyonları daha azdır(21).

Polimorf yapıdaki zirkonyanın 3 allotropu vardır(14);

1- Monoklinik faz; 1170 °C' a kadar stabildir.

2- Tetragonal faz ; 1170- 2370 °C' a kadar stabildir.

3- Kübik faz :2680°C' a kadar stabildir. Bu sıcaklıktan sonra erimeye başlar.

MONOKLİNİK FAZ ↔ TETRAGONAL FAZ ↔ KÜBİK FAZ

2.4.1.Metal Alt yapı ile Veneer Porseleni Arasındaki Bağlantıyı Arttırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri

1. Kumlama (Sandblasting)
2. Aşındırma (Grinding)
3. Asitle Pürüzlendirme(Etching)
4. Lazerle Pürüzlendirme

2.4.1.1.Kumlama

Kumlama; materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi, mikro retatif yapıların ve yüzey alanlarının artırılması için uygulanan bir işlemdir. Genellikle 50–250 µm'lik alüminyum oksit (Al₂O₃) tozları kullanılarak, 4–6 atm. basınç altında, kumlama cihazında gerçekleştirilen bu işlem sonucunda mekanik retansiyon için çentikler oluşturulmaktadır. İşlem sırasında meydana gelen yüzey kusurlarının derinliği sıkıştırıcı yüzey tabakasının kalınlığını geçmemekte ve bu durum materyalin direncini arttırmaktadır(22).

2.4.1.2. Lazerle Pürüzlendirme

Lazer ışığı; tek renkli olması (monokromatik), doğrusal olması (collimated) ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması (koherans) özellikleriyle diğer ışıklardan ayrılır. Bu özelliklerin sonucu olarak lazer ışığı, güçlü ve kontrol edilebilir bir ışıktır. Tek renkli olması sayesinde hedeflenen dokulara etki ederken, çevre doku tahribatı en az seviyede olmakta ve böylece tıpta ve diş hekimliğinde kullanılması mümkün olmaktadır. Buna lazerin doku seçici özelliği denir.

Dental uygulamalarda kullanılan lazerler şu şekilde sınıflandırılabilir:

1. Yumuşak Doku Lazerleri (CO₂, Nd-YAG, Argon, Diyod, Ho-YAG)
2. Sert Doku Lazerleri (Er-YAG, Er:YAGG Lazerler)

2.4.1.2.1. Nd-YAG Lazer

Nd:YAG lazerlerde aktif madde; Neodmiyum ile kaplanmış Yittriyum-Alüminyum-Garnet kristalidir. Lazer sistemleri arasında en derine penetre olabilen lazerler olduklarından alttaki kemik ve pulpada istenmeyen yan etkilere sebep olabilirler(23). Nd-YAG lazerlerde bir fiberoptik iletim sistemi kullanılır ve ıslak dokulara CO₂ lazerlerden daha kolay penetre olurlar. Mineralize dokular üzerinde kullanımına yönelik çalışmalar devam etmektedir.

2.4.1.2.2. Er-YAG Lazer

Er-YAG lazer; erbiyum (Er +3) iyonları ile katkılandırılmış YAG (Yttrium, Alüminyum, Garnet) ana kristallerinden oluşmaktadır. YAG içinde olduğunda erbiyum iyonları 2940 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirir. Serbest pulsed modda çalışır ve eklemli kollarla veya şeffaf uç ile iletilir(24).

Erbiyum iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG ana kristalinin içine de katkılandırılabilir. Bu yolla üretilen lazer erbiyum, krom YSGG (Er,Cr:YSGG) lazeri olarak bilinir.

2.4.1.2.3. Holmiyum YAG (Ho-YAG Lazer)

Holmiyum lazer son dönemlerde yaygın olarak üroloji alanında kullanılmakla beraber, fiber iletkenlerle uyumlu dalga boyları Ho:YAG (2100 nm) lazerlerin cerrahide kullanımını yaygınlaştırmıştır. Çoğunlukla 2100 nm dalga boyunda, 350 saniye atım ile kullanılır. Sudaki absorpsiyonu çok iyi özellikte olduğundan dolayı yumuşak dokuda mükemmel kesim yapılabilir. Daha büyük bir avantajı da hem katı hem de esnek endoskoplarla minimal invaziv cerrahi imkânı sunmasıdır.

Diş hekimliğinde apikal rezeksiyon ve lezyonların tedavisinde, periodontolojide enfeksiyonlu kemik rezeksiyonunda, kök kanalı genişletilmesinde, porselen laminate uygulamalarından oluşan dişeti kanamalarının hızlı şekilde durdurulmasında, TME'in artroskopik cerrahisinde kullanılır.

LAZER TİPİ	DALGA BOYU	DALGA ŞEKLİ	UYGULAMALAR
Nd-YAG	1.064 nm	Nabızsal	Yumuşak doku insizyonu / ablasyonu, başlangıç çürük lezyonların temizlenmesi
Er-YAG	2.94 nm	Nabızsal	Çürük temizlenmesi, Mine ve dentinde kavite hazırlanması
Ho-YAG	2.1 nm	Nabızsal	Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu

Çizelge 2.3: Lazerlerin Karşılaştırılması ve Kullanım Alanları

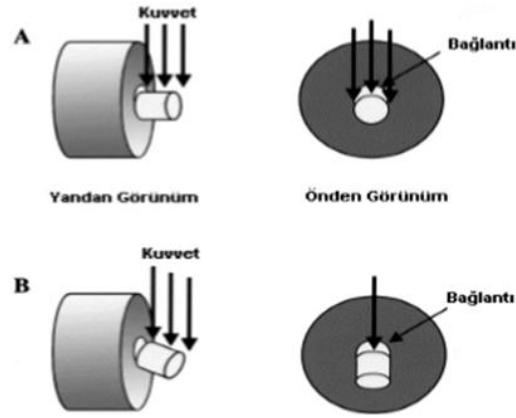
2.5. DİŞ HEKİMLİĞİNDE SIK KULLANILAN MEKANİK TEST YÖNTEMLERİ

1. Burma testi
2. Makaslama Testi
3. Mikro Makaslama Testi
4. Çekme Testi (Tensile Test)
5. Mikro Çekme Testi
6. Eğme Testleri
7. Üç Nokta Eğme Testi
8. Dört Nokta Eğme Testi
9. Biyoaksial Eğme Testi

2.5.1. Makaslama Testi

Günümüze kadar yapılmış olan materyallerle ilgili çalışmalarda, genellikle klinik başarıyı etkileyecek mekaniksel laboratuvar testleri üzerinde durulmuştur. Farklı tam seramik sistemlerde, alt yapı materyali ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantı direncinin araştırılmasında kullanılan en temel testlerden biri makaslama bağlantı kuvveti testidir. Makaslama bağlantı kuvveti testi, bir adhesiv yardımı ile birbirine bağlanan iki materyalin arasındaki ayrılma gerçekleşene kadar kesme kuvvetinin uygulanması şeklinde tanımlanır. Bu test oldukça basit, uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınabilen bir testtir.

Bağlanma testlerinde yük uygulama hızı genellikle 0,5 mm/dak. olarak tercih edilmektedir. Bağlantı direnci, uygulanan yükün birim alana bölünmesi ile pound/inch², kg/cm², N/mm² (MPa) olarak ifade edilebilir(25).



Şekil 2.1: Makaslama Testine Ait Şematik Görünüm

2.6. Taramalı Elektron Misroskobu (Scanning Electron Microscopy)

Taramalı elektron mikroskobunda temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir prosedüre göre hazırlanması gerekmektedir. Daha sonra kontrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Örnekler kakodilat buffer solusyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur. Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise o kadar karanlık olur. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir(22).

3.MATERYAL – METOD

Çalışma örneklerinin hazırlanması, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Bölümü'nde; Ho-YAG lazer uygulaması Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Üroloji A.D.'da ve SEM yüzey analizi ise Malatya İnönü Üniversitesi'nde (Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Merkezi) yapılmıştır.

Çalışmada, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak elde edilen ISO 11405 standartlarına göre hazırlanan sinterize edilmiş zirkonyum örnekler ve titanyum örnekler yüzey şartlandırma amacıyla, Kumlama, kumlama ile birlikte farklı değerlerde Er-YAG, Nd-YAG ve Ho-YAG lazer ile pürüzlendirme yapılmıştır.

KULLANILAN YÜZEY PÜRÜZLENDİRME İŞLEMLERİ VE DEĞERLERİ							
	KUMLAMA (K)	KUMLAMA+ER-YAG (E)		KUMLAMA+ND-YAG (N)		KUMLAMA+HO-YAG (H)	
		1,5W 150Mj 10 HZ (E1)	2,5W 250Mj 10 HZ (E2)	1,5W 150Mj 10 HZ(N1)	2,5W 250Mj 10 HZ(N2)	4W 0,5 J 8 HZ (H1)	10 W 1J 10HZ (H2)
		ZİRKONYA	10	10	10	10	10
TİTANYUM	10	10	10	10	10	10	10

Çizelge 3.1. Çalışma İçin Oluşturulan Zirkonyum Oksit ve Titanyum Gruplar

3.1. Zirkonya ve Titanyum Esaslı Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmada; zirkonya örnekler, Noritake Alliance Ring Zirkonyum bloklardan elde edilen örnekler %25 sinterizasyon hacim kaybı göz önünde tutularak, titanyum esaslı alt yapı örnekleri ise CopraTi-5 titanyum bloktan, 3mm yüksekliğinde, 7 mm çapında CAD/CAM cihazı ile kazınmıştır. Çalışmada oluşturulan 14 ayrı gruba 10'ar örnek alınarak toplamda 140 örnek elde edilmiştir.

Çalışma sonucu elde edilen sinterlenmemiş zirkonya örnekler sinterizasyon işlemine tabi tutuldu. Üretici firmanın belirttiği ve sıklıkla sinterizasyon işlemi için tercih

edilen P1 programında sıcaklık ilk 2 saat sonunda 1100°C ye, 3. saat sonunda 1400°C ye ulaşmakta ve takip eden 2 saat boyunca bu sıcaklıkta sabit bekletildi.

Beklenen bu 2 saatin sonunda ise basamaksız olarak doğal soğumaya bırakılmakta, doğal soğuma ise ortalama olarak 5 saat sürmektedir. Sonuç olarak program toplamda ortalama 9 saat sürmektedir.

Geçen Süre	Fırının Sıcaklığı
2. Saat	0-1100 °C
3. Saat	1400 °C
4. Saat	1400°C
5. Saat	1400°C
Doğal Soğutma (Ortalama 5 Saat)	Doğal Soğutma

Çizelge 3.2.: Sinterizasyon Programı



Şekil 3.1. Zirkonya ve Titanyum Örneklerin Hazırlanmış Bloklar



Şekil 3.2. Hazırlanan Titanyum Örnek Boyutları

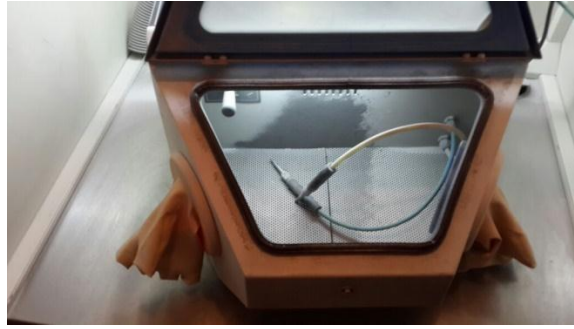


Şekil 3.3. Sinterizasyondan Sonra Zirkonya Örnek Boyutları

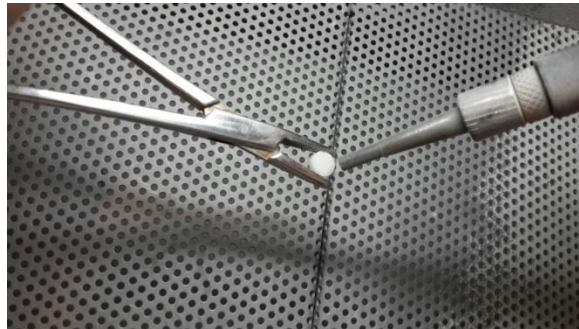
3.2. ÖRNEKLERE FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN UYGULANMASI

3.2.1. Örneklerin Kumlanması

CAD/CAM teknolojisi ile boyutsal anlamda standardize edilen örnekler Mikrotek Kumlama cihazında, firma önerilerine uyularak, 20 saniye süreyle 4 bar basınç altında, 125 nm büyüklüğündeki AL_2O_3 tanecikleri ile aynı mesafeden kumlandı.



Şekil 3.4. Mikrotek Kumlama Cihazı



Şekil 3.5. Zirkonyum Örneğin Kumlanması



Şekil 3.6. Kumlama Yapılmış Zirkonyave Titanyum Örnekler

3.2.2.Örneklere Nd-YAG Lazer Uygulanması

Kumlama işleminden sonra zirkonya ve titanyum gruplarına ait 10'ar adet örneğe, çalışma için belirlediğimiz iki farklı değerde Nd-YAG lazer (Smarty A-10 Deka-Lazer Floransa, İtalya) uygulaması yapılmıştır. Atım enerjisi 150 mJ, tekrarlanma hızı 10Hz, çıkış gücü 1,5 W ve atım enerjisi 250 mJ, tekrarlanma hızı 10 Hz, çıkış gücü 2,5 W olmak üzere hem zirkonya hem de titanyum alt yapı olmak üzere toplamda 40 örnek Nd-YAG lazerin fiberoptik ucu örneğe temas ettirilerek 20 saniye süreyle pürüzlendirilmiştir.



Şekil 3.7. Smarty Deka Lazer Floransa,İtalya



Şekil 3.8. Nd-YAG Lazer İle Şartlandırılmış Zirkonya ve Titanyum Esaslı Örnekler

3.2.3.Örneklere Er-YAG lazer uygulanması

Kumlanmış zirkonya ve titanyum metal alt yapılara Er-YAG (Smarty A-10 Deka-Lazer Floransa, İtalya) lazer uygulaması, çalışma için belirlenen iki farklı değerde yapılmıştır. Atım enerjisi 150 mJ, tekrarlanma hızı 10Hz, çıkış gücü 1,5 W ve atım enerjisi 250 mJ, tekrarlanma hızı 10 Hz, çıkış gücü 2,5 W olmak üzere hem zirkonya hem de titanyum esaslı alt yapı olmak üzere toplamda 40 örnek Er-YAG lazer örneğe temas ettirilerek, su eşliğinde 20 saniye süreyle pürüzlendirildi.



Şekil 3.9.Smarty Deka Lazer Floransa,İtalya



Şekil 3.10. Er-YAG Lazer Uygulanmış Örnekler

3.2.4.Örneklere Ho-YAG Lazer Uygulanması

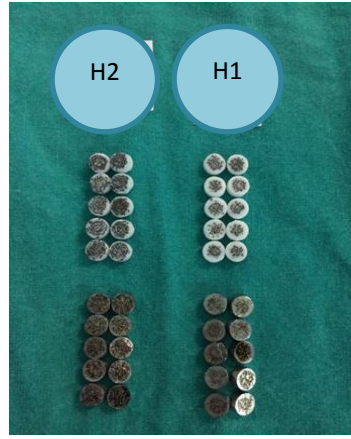
Lazer uygulaması Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Üroloji A.D.'nda yapılmıştır. Çalışma için belirlenen atım enerjisi 100 mJ, tekrarlanma hızı 10Hz, çıkış gücü 1 W ve atım enerjisi 0,5 J, tekrarlanma hızı 8 Hz, çıkış gücü 4 W olmak üzere hem zirkonya hem de titanyum esaslı alt yapı örnekleri olmak üzere toplamda 40 örnek Ho-YAG lazer ile pürüzlendirildi. $\lambda=2,090$ nm dalga boyunda 365 μ m fiber optik uç ile örneklere temas etmek suretiyle 20 saniye süreyle uygulandı.



A



B



C

Şekil 3.11. Örneklere Ho-YAG Lazer Uygulanması

a.StoneLight Ho-YAG Lazer Cihazı

b.Örneklerin Ho-YAG Lazer İle Pürüzlendirilmesi

c. Ho-YAG Lazer İle Pürüzlendirilen Örnekler

3.3. Örneklere Porselen Uygulaması

İlk olarak zirkonya ve titanyum diskleri ve üzerine uygulanacak veneer seramiği taklit edilecek kalıp hazırlanmıştır. Daha sonra zirkonyum oksit ve titanyum esaslı metal alt yapılar alt yapı parçasında hazırlanan yuvalara yerleştirilerek, üstüne porselen uygulaması için hazırlanan kapak yerleştirilmiştir. Her alt gruptaki alt yapılar üzerine, ISO/TR 11405 standartlarına uygun olarak çapı 5 mm, yüksekliği 3mm olacak şekilde veneer porselen uygulanmıştır. Porselen uygulaması tamamlandıktan sonra örnekler pişirmek üzere fırına metal kalpla birlikte yerleştirilmiştir. Pişirme işlemi programlanabilen vakumlu porselen fırınında gerçekleştirilmiştir.

Titanyum örnekler, porselen bağlanmadan önce oksidasyon programına ayarlanan fırına yerleştirilmiştir. Oksidasyon için başlangıç ısı 500°C, maksimum sıcaklık ise 800°C olarak ayarlanarak yüksek ısıda 3 dakika beklenmiştir.

Ti-22 Kuraray-Noritake veneer porselen için üretici firmanın önerdiği fırınlama programı doğrultusunda fırın ısısının ön kurutma sıcaklığı olan 500 °C ye ulaşması ve bu sıcaklıkta 5 dakika bekleme süresinin ardından, her bir dakikada ısı artışı 50°C olacak şekilde, fırının maksimum pişirme düzeyi olan 770°C sıcaklığa çıkması şeklindedir.

Porselen 770°C sıcaklığa ulaşan fırında bekletilmeden soğuma aşamasına geçirilmiştir. İlk aşamada tabla bir miktar aşağı inip bu seviyede 4 dakika bekletildikten sonra ikinci aşamada tamamen aşağı indirilip oda ısısında soğumaya bırakılmıştır.

	Düşük Isı (°C)	Isı Artışı (°C/dk)	Vakum Bırakma Isısı(°C)	Maksimum Sıcaklık(°C)	Vakum Seviyesi(cm/Hg)
Bonding Porseleni	500	50	790	800	72
Opak	500	50	770	780	72
Body Porseleni	500	40	760	770	72

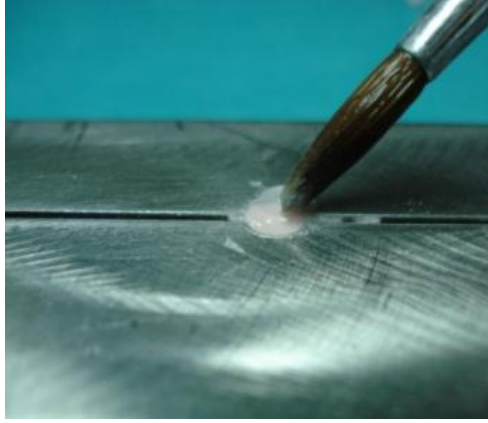
Çizelge 3.3. Ti-22 Kuraray-Noritake Veneer Porseleni Fırın Programı



Şekil 3.12 .Ti-22 Kuraray Noritake Porselen Kiti



Şekil 3.13. Porselen Uygulaması İçin Kullanılan Düzenek



Şekil 3.14. Örneklere Porselen Uygulanması



Şekil 3.15. Porselenin Pişirildiği Ayarlanabilir Fırın



Şekil 3.16. Porselen Uygulanmış Zirkonya Ve Titanyum Metal Alt Yapılar

3.4. MAKASLAMA BAĞLANTI DAYANIMI TESTİNİN UYGULANMASI

Çalışma için hazırlanan porselen uygulanmış zirkonya ve titanyum alt yapı örnekler, çapı 14 mm, yüksekliği 12 mm olarak hazırlanan alüminyum kalıplarda akrilik rezin içine gömülmüştür. Test öncesi bütün örnekler 24 saat süreyle, $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de distile su içerisinde bekletilmiştir (Nüve BM 302-Nüve Sanayii malzemeleri imalat ve ticaret A.Ş. Ankara/TÜRKİYE).

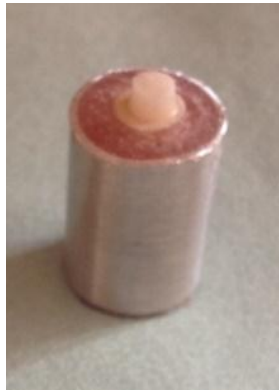
Distile su banyosudan çıkarılan örnekler Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, Universal test cihazında (Lloyd instruments LF Plus Segensworth Fareham/England) 0,5 mm/dak. kafa hızında makaslama bağlantı testi işlemine tabi tutulmuştur. Kesme işlemini yapacak bıçak ucu, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtildiği şekilde 1 mm. kalınlığında ve künt olacak şekilde hazırlanmıştır. Bıçak ucu, örneklerle alt yapı ve üst yapı materyalinin birleştiği yere 90° lik açı yapacak şekilde konumlandırılmıştır.

Kuvvetler Newton(N) olarak ölçülerek, birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, aşağıdaki formül kullanılarak Newton(N) değerleri Megapascal (MPa) değerine çevrilmiştir.

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

$$\text{Alan} = (\pi \times r^2) \text{ (mm}^2\text{)}$$

$$r = \text{Bağlanma yüzeyinin yarıçapı}$$



Şekil 3.17. Makaslama Testi İçin Akrilik Bloğa Gömülen Örnek



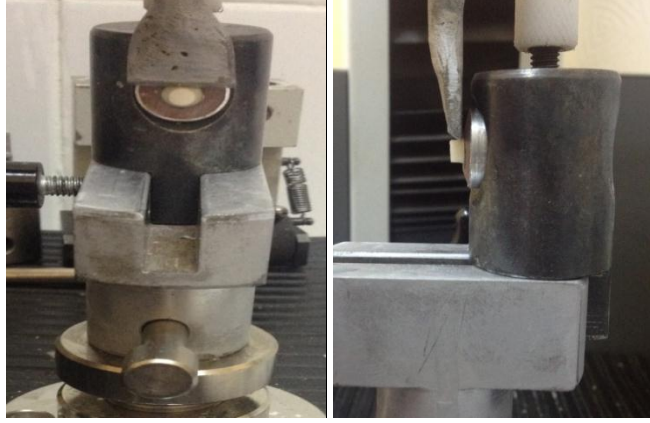
Şekil 3.18. a. Distile Su Banyosu

b. Distile Su Banyosu Programı



Şekil 3.19. Universal test cihazı

(Lloyd instruments LF Plus segensworth Fareham/England)



Şekil 3.20. Makaslama Testinin Uygulanması

3.5. SEM Analizlerinin Yapılması

Örneklerin SEM analizleri için EVO 40 SEM cihazı ile görüntüler alınmıştır. Her bir grup için bir örnek alınarak iki farklı büyütmeye görüntüler elde edilmiştir.



A



B

ŞEKİL 3.21. A. Örnek Kaplama Cihazı

B. SEM Görüntüleme

3.6. İSTATİSTİKSEL YÖNTEM

Çalışmada elde edilen veriler SPSS (ver:22.0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımları yerine getirildiğinden (Kolmogorov-Smirnov) Varyans analizi, Tukey Testi ve iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi kullanılmıştır. Verilerimiz tablolarda Aritmetik Ortalama \pm Standart Sapma şeklinde belirtilip yanılma düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

4.BULGULAR

4.1.Makaslama Bağlantı Değeri Bulguları

Çalışmada yapmış olduğumuz makaslama testinde, 14 deney grubunun her birinde 10 adet olmak üzere toplam 140 örnekte zirkonyum oksit ve titanyum alt yapı örnekleri ile veneer seramikleri arasındaki bağlantı kuvvetleri incelenmiştir.

Çalışma için hazırlanan, farklı yüzey işlemleri uygulanan zirkonyum oksit ve titanyum alt yapı örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı testi bulguları için, (Kolmogorov- Smirnov) Varyans analizi, Tukey Testi ve iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi kullanılmıştır.

4.2. Makaslama Bağlantı Dayanımı Değerlerinin Analizi

Makaslama bağlanma dayanımına ait verilerin ortalama ve standart sapma sonuçları çizelgelerde verilmiştir. Materyal ayrımı yapmadan, genel olarak ele alındığında elde edilen en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerinin Kuşlama + Nd-YAG (54,84±9,47 MPa) grubuna ait olduğu görülmüştür. En düşük makaslama bağlantı değeri ise Kuşlama + Ho-YAG grubunda (41,20±8,07 MPa) elde edilmiştir.

Çizelge 4.1. Titanyum Esaslı Alt Yapı Materyaline Ait Farklı Pürüzlendirme Şekillerine Göre Bağlantı Değerlerinin Karşılaştırılması

	Ortalama Maksimum Yük(N)	Ortalama Değer (Mpa)
KUŞLAMA (SB)	343,55±69,57	48,60±9,84
KUŞLAMA+ Er-YAG(E)	336,98±61,29	47,40±6,60
KUŞLAMA+ Nd-YAG(N)	387,66±66,97	54,84±9,47
KUŞLAMA+ Ho-YAG(H)	291,25±57,07	41,20±8,07
SONUÇ	F=7,82 p=0,001*	F=7,88 p=0,001*

*p<0,05 Önemli

Titanyum materyaline ait gruplarda yapılan pürüzlendirme yöntemlerine ait güç değerleri karşılaştırıldığında fark önemli bulunmuştur. (p<0,05)

Gruplara ait değerler ikili olarak karşılaştırıldığında Er-YAG/Nd-YAG, Nd-YAG /Ho-YAG arasındaki fark önemli bulunurken (p<0,05), diğer gruplar arası fark önemsiz bulunmuştur.

Titanyum materyaline ait gruplarda yapılan yüzey pürüzlendirme işlemlerine ilişkin stres değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur ($p<0,05$).

Gruplara ait değerler ikişerli karşılaştırıldığında Er-YAG / Nd-YAG, Nd-YAG/Ho-YAG arasındaki fark önemli bulunurken ($p<0,05$) diğer gruplar arası fark önemsiz bulunmuştur.

Çizelge 4.2. Zirkonyum Oksit Materyaline Ait Farklı Pürüzlendirme Şekillerine Göre Bağlantı Değerlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması

	Ortalama Maksimum Yük(N)	Ortalama Değer (Mpa)
KUMLAMA (SB)	346,00±61,72	48,02±10,18
KUMLAMA+ Er-YAG (E)	261,13±67,60	36,99±9,56
KUMLAMA+ Nd-YAG(N)	322,44±71,09	45,61±10,05
KUMLAMA+ Ho-YAG(H)	235,54±46,72	33,03±6,67
SONUÇ	F=10,64 p=0,001*	F=9,80 p=0,001*

* $p<0,05$ Önemli

Zirkonyum oksit materyaline ait gruplar arasında yapılan pürüzlendirme yöntemlerine ait güç değerleri karşılaştırıldığında fark önemli bulunmuştur. ($p<0,05$)

Gruplara ait değerler ikili olarak karşılaştırıldığında Kumlama /Kumlama+Er-YAG, Kumlama/ Kumlama + Ho-YAG, Kumlama+ Er-YAG/ Kumlama+ Nd-YAG, Kumlama+ Nd-YAG/Kumlama+ Ho-YAG arasındaki fark önemli bulunurken ($p<0,05$), diğer gruplar arası fark önemsiz bulunmuştur.

Zirkonyum oksit materyaline ait gruplar arasında yapılan yüzey pürüzlendirme işlemlerine ilişkin stres değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur. ($p<0,05$)

Gruplara ait değerler ikişerli karşılaştırıldığında Kumlama/ Kumlama+Er-YAG, Kumlama+Kumlama+Ho-YAG, Kumlama+Er-YAG/Kumlama+Nd-YAG, Kumlama+ Nd-YAG/ Kumlama+Ho-YAG arasındaki fark önemli bulunurken ($p<0,05$) diğer gruplar arası fark önemsiz bulunmuştur

Çizelge 4.3. Titanyum Esaslı Alt Yapı Materyaline Ait Farklı Değerlerde Uygulanan Farklı Lazerle Pürüzlendirme Yöntemlerinin Bağlantı Dayanım Değerlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması

	Ortalama Maksimum Yük (N)	Ortalama Stres Değeri (Mpa)
KUMLAMA(SB)	343,55±69,57	48,60±9,84
Kumlama + Er-YAG (E1) (1,5W-150mJ-10Hz)	328,78±64,95	46,51±9,18
Kumlama + Er-YAG(E2) (2,5W-250mJ-10Hz)	345,17±59,69	48,30±8,36
Kumlama + Nd-YAG(N1) (1,5W-150mJ-10Hz)	376,98±63,65	53,33±9,00
Kumlama + Nd-YAG(N2) (2,5W-250mJ-10Hz)	398,34±71,85	56,35±10,16
Kumlama + Ho-YAG(H1) (4 W- 0,5 J – 8 Hz)	287,24±60,39	40,63±8,54
Kumlama + Ho-YAG (H2) (10 W- 1 J – 10 Hz)	295,26±56,51	41,77±7,99
SONUÇ	F=3,95 P=0,002*	F=3,95 P=0,002*

Titanyum materyaline ait gruplarda, pürüzlendirme yöntemlerine ait farklı değer uygulamaları arasındaki fark önemli bulunmuştur ($p<0,05$).

Gruplara ait ölçümler ikişerli karşılaştırıldığında H1 ile N1, H1 ile N2, H2 ile N2 grupları arasında fark önemli bulunurken, diğer gruplar arasındaki fark önemsiz bulunmuştur.

Titanyum materyaline ait gruplarda pürüzlendirme yöntemlerine ait farklı değer uygulamaları stresi arasındaki fark önemli bulunmuştur($p<0,05$).

Gruplara ait ölçümler ikişerli karşılaştırıldığında H1 ile N1, H1 ile N2, H2 ile N2 grubu arasındaki fark önemli bulunurken, diğer gruplar arası fark önemsiz bulunmuştur.

Çizelge 4.4. Zirkonyum Oksit Materyaline Ait Farklı Değerlerde Uygulanan Farklı Lazerle Pürüzlendirme Yöntemlerinin Bağlantı Dayanım Değerlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması

	Ortalama Maksimum Yük(N)	Ortalama Stres Değeri (Mpa)
KUMLAMA(SB)	346,00±61,72	48,02±10,18
Kumlama + Er-YAG (E1) (1,5W-150mJ-10Hz)	237,54±36,80	33,62±5,23
Kumlama + Er-YAG(E2) (2,5W-250mJ-10HZ)	285,24±83,84	40,35±11,86
Kumlama + Nd-YAG(N1) (1,5W-150mJ-10Hz)	328,55±70,63	46,47±,9,98
Kumlama + Nd-YAG(N2) (2,5W-250mJ-10Hz)	316,34±74,82	44,75±10,58
Kumlama + Ho-YAG(H1) (4 W- 0,5 J – 8 Hz)	263,48±32,55	37,27±4,60
Kumlama + Ho-YAG (H2) (10 W- 1 J – 10 Hz)	207,60±42,59	28,80±5,75
SONUÇ	F=6,95 p=0,001*	F=6,55 p=0,001*

Zirkonyum oksit grubunda, pürüzlendirme yöntemlerine ait farklı değer uygulamaları arasındaki fark önemli bulunmuştur ($p<0,05$).

Gruplara ait ölçümler ikişerli karşılaştırıldığında K ile E1, K ile H1, E1 ile N1, H2 ile N1, H2 ile N2 grupları arasında fark önemli bulunurken, diğer gruplar arasındaki fark önemsiz bulunmuştur.

Zirkonyum oksit grubu pürüzlendirme yöntemlerine ait farklı değer uygulamaları stresi arasındaki fark önemli bulunmuştur($p<0,05$).

Gruplara ait ölçümler ikişerli karşılaştırıldığında grubu arasındaki fark önemli K ile E1, K ile H1, E1 ile N1, H2 ile N1, H2 ile N2 grupları arasındaki fark bulunurken, diğer gruplar arası fark önemsiz bulunmuştur.

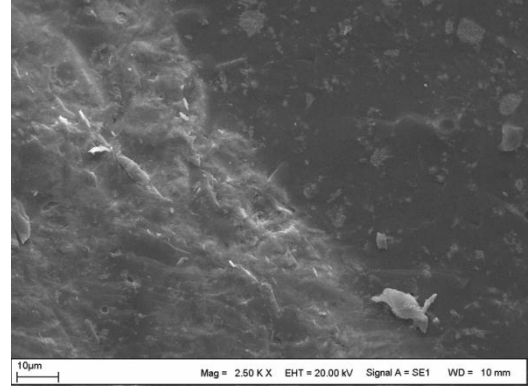
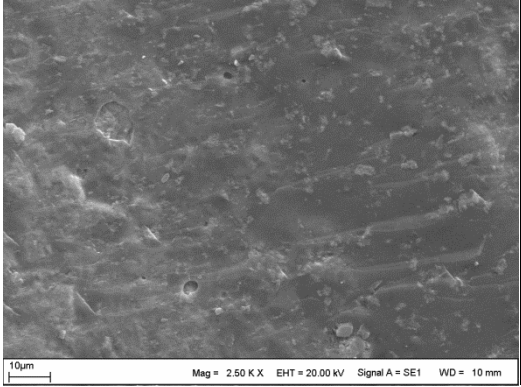
Çizelge 4.5. Farklı Değerlerdeki Farklı Lazer Uygulamalarının Titanyum ve Zirkonyum Oksit Materyali Üzerine Etkisinin Ortalama Maksimum Yük (N) Yönünden İstatistiksel Analiz Tablosu

	TİTANYUM	ZİRKONYUM OKSİT	SONUÇ
KUMLAMA(SB)	343,55±69,57	346,00±61,72	t= 0,08 p=0,935
Kumlama + Er-YAG (E1) (1,5W-150mJ-10Hz)	328,78±64,95	237,54±36,80	t= 3,86 p=0,001*
Kumlama + Er-YAG(E2) (2,5W-250mJ-10Hz)	345,17±59,69	285,24±83,84	t=1,84 p=0,082
Kumlama + Nd-YAG(N1) (1,5W-150mJ-10Hz)	376,98±63,65	268,07±84,09	t= 3,60 p=0,001*
Kumlama + Nd-YAG(N2) (2,5W-250mJ-10Hz)	398,34±71,85	261,97±81,38	t=4,48 p=0,001*
Kumlama + Ho-YAG(H1) (4 W- 0,5 J – 8 Hz)	287,24±60,39	263,48±32,55	t=1,09 p=0,288
Kumlama + Ho-YAG (H2) (10 W- 1 J – 10 Hz)	295,26±56,51	207,60±42,59	t=3,91 p=0,001*

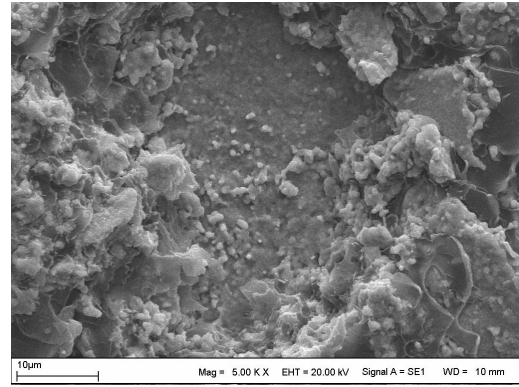
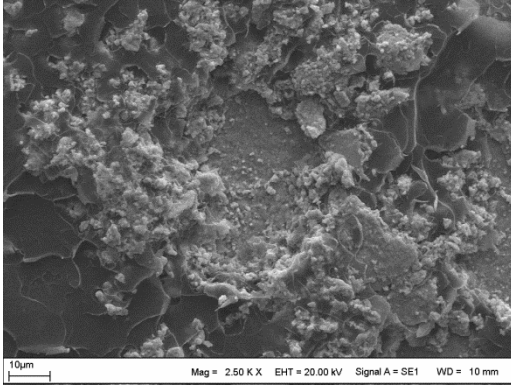
Çizelge 4.6. Farklı Değerlerdeki Farklı Lazer Uygulamalarının Titanyum ve Zirkonyum Oksit Materyali Üzerine Etkisinin Ortalama Stres (MPa) Yönünden İstatistiksel Analiz Tablosu

	TİTANYUM	ZİRKONYUM OKSİT	SONUÇ
KUMLAMA(SB)	48,60±9,84	48,02±10,18	t=0,12 p=0,899
Kumlama + Er-YAG (E1) (1,5W-150Mj-10HZ)	46,51±9,18	33,62±5,23	t=3,85 p=0,001*
Kumlama + Er-YAG(E2) (2,5W-250Mj-10HZ)	48,30±8,36	40,35±11,86	t=1,73 p=0,100
Kumlama + Nd-YAG(N1) (1,5W-150Mj-10HZ)	53,33±9,00	37,64±12,04	t=3,63 p=0,001*
Kumlama + Nd-YAG(N2) (2,5W-250Mj-10HZ)	56,35±10,16	36,77±11,64	t=4,51 p=0,001*
Kumlama + Ho-YAG(H1) (4 W- 0,5 J – 8 HZ)	40,63±8,54	37,27±4,60	t=1,09 p=0,288
Kumlama + Ho-YAG (H2) (10 W- 1 J – 10 HZ)	41,77±7,99	28,80±5,75	t=4,16 p=0,001*

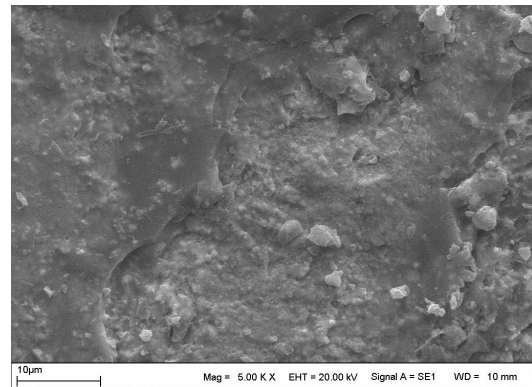
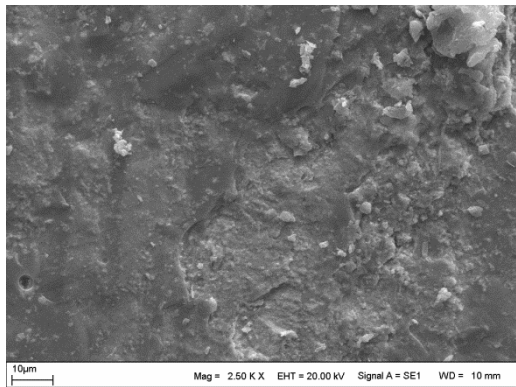
4.2. Örneklerin SEM Görüntüleri



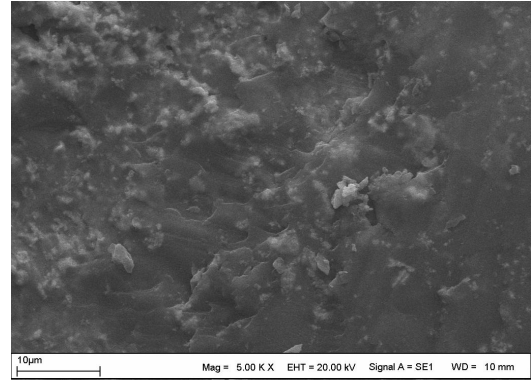
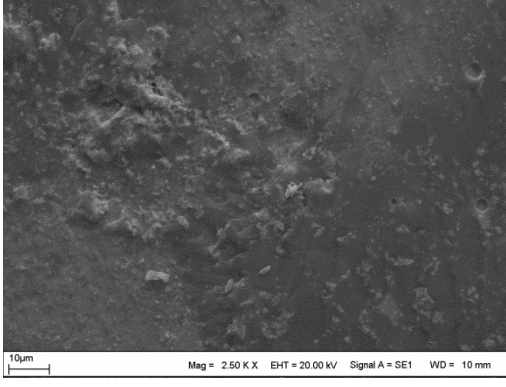
Şekil 4.1. Kumlama Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmeye SEM Görüntüsü



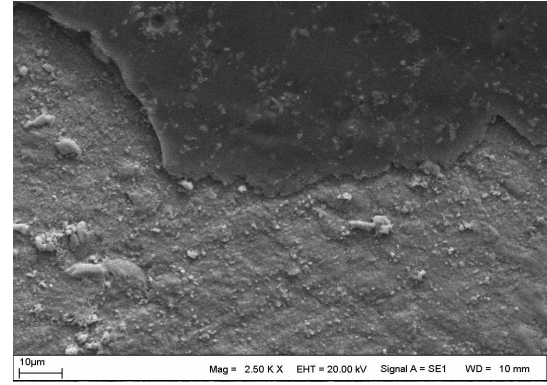
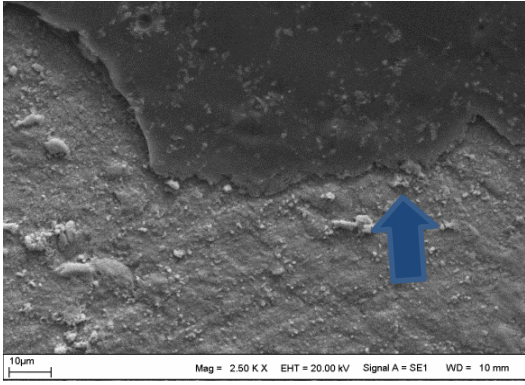
Şekil 4.2. E1 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmeye SEM Görüntüsü



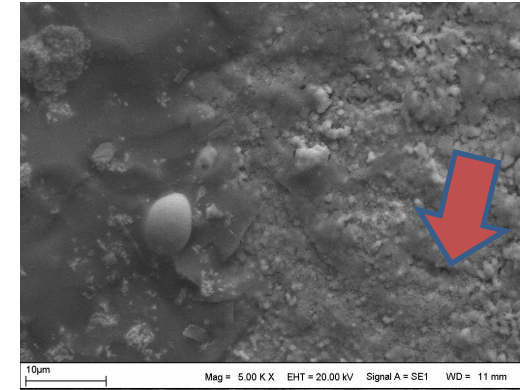
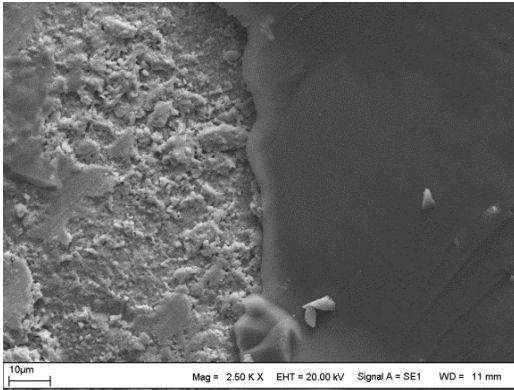
Şekil 4.3. E2 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmeye SEM Görüntüsü



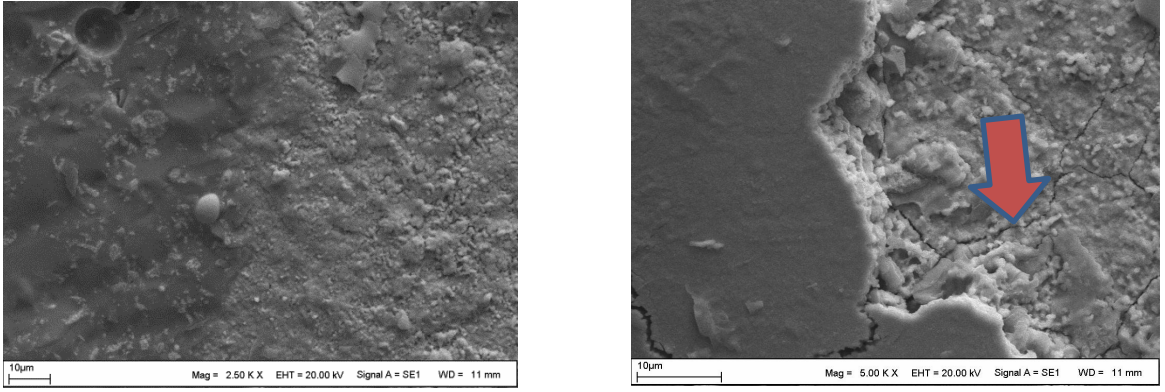
Şekil 4.4. N1 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmde SEM Görüntüsü



Şekil 4.5. N2 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmde SEM Görüntüsü

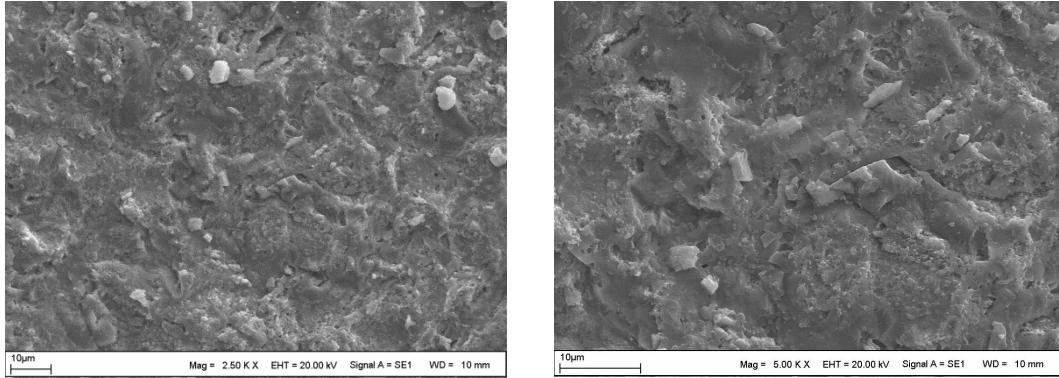


Şekil 4.6. H1 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmde SEM Görüntüsü

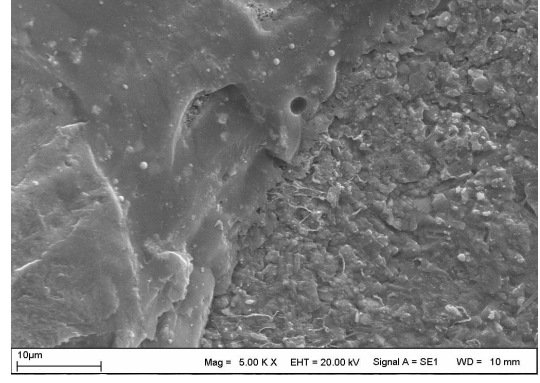
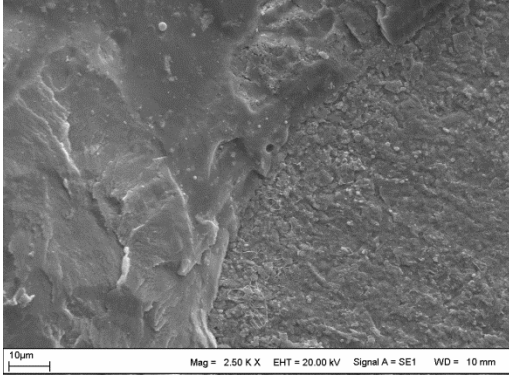


Şekil 4.7. H2 Grubu Zirkonya Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmde SEM Görüntüsü

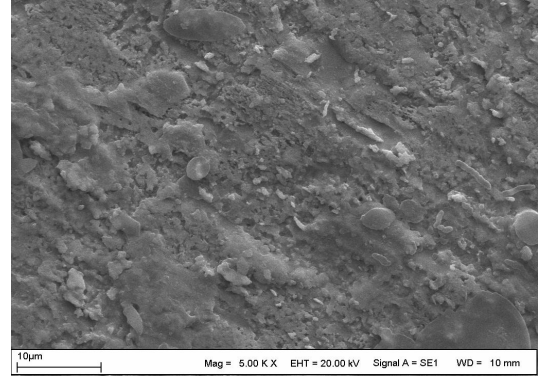
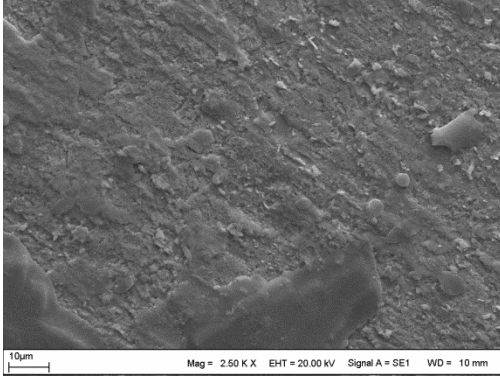
Zirkonyum oksit materyaline ait SEM görüntüleri incelendiği zaman kumlama grubunda pürüzlülüğün fazla olmadığı görülmektedir. Lazer uygulanan yüzeylerin analizi, lazer ile yüzey pürüzlendirme işleminin yüzey morfolojisinde belirgin farklılıklar yarattığını göstermektedir. Çalışmada en zayıf bağlantının gözlemlendiği Er-YAG ve Ho-YAG grubuna ait görüntülerin en düzensiz yüzeyler olduğu görülmektedir. Ho-YAG lazer uygulanan zirkonyum oksit yüzeylerde çatlaklar ve kırıklar meydana getirdiği görülmüştür.



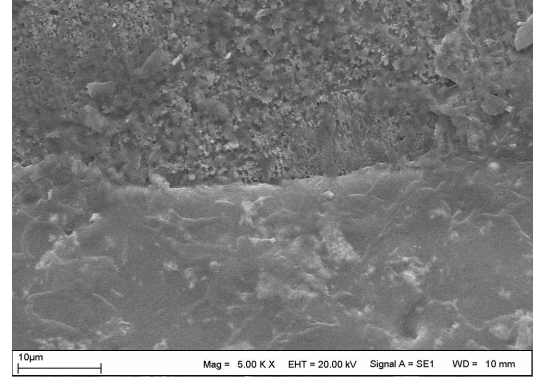
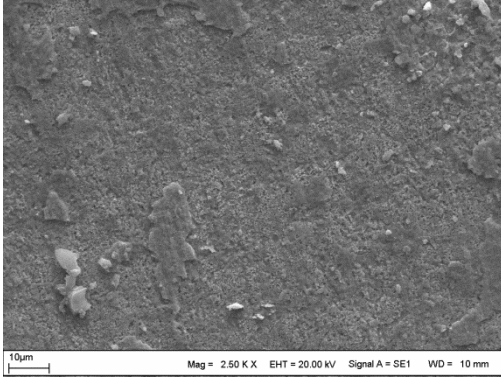
Şekil 4.8. Kumlama Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmde SEM Görüntüsü



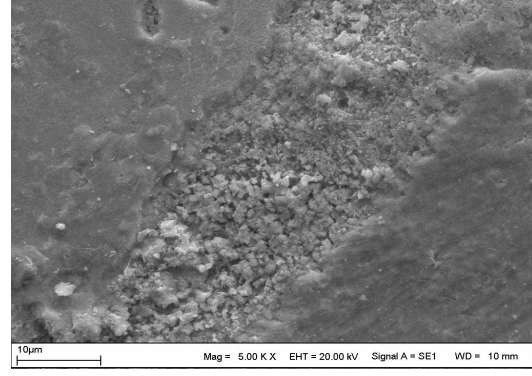
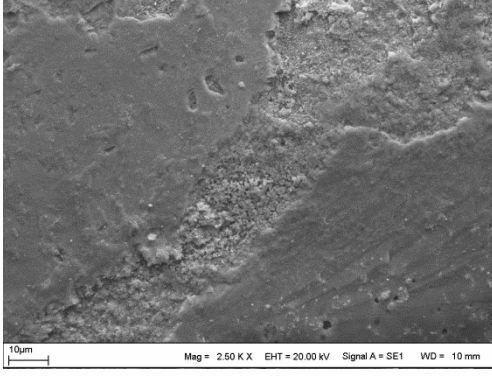
Şekil 4.9. E1 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmde SEM Görüntüsü



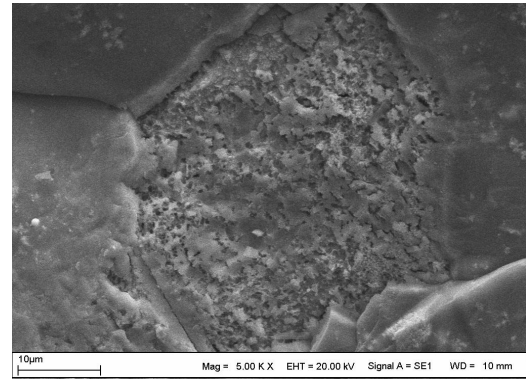
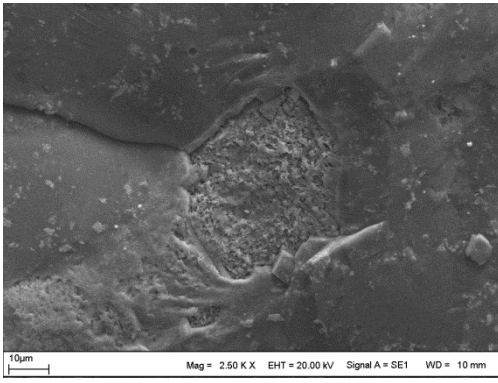
Şekil 4.10. E2 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmde SEM Görüntüsü



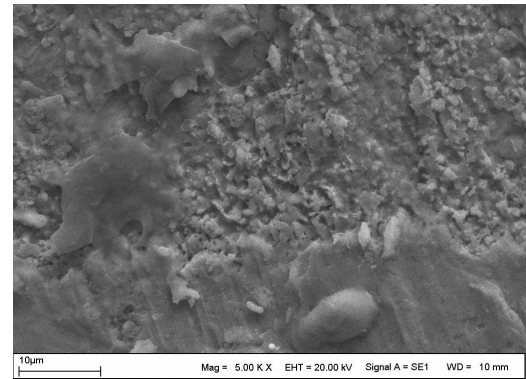
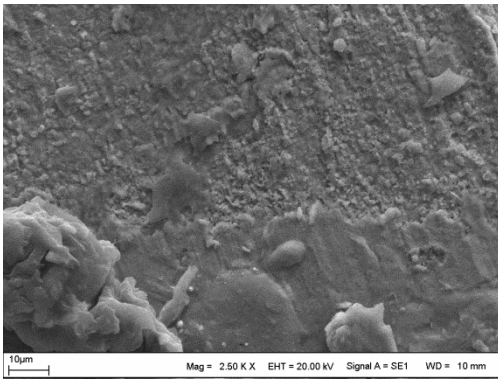
Şekil 4.11. N1 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmde SEM Görüntüsü



Şekil 4.12. N2 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü



Şekil 4.13. H1 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü



Şekil 4.14. H2 Grubu Titanyum Materyaline Ait 2.500 ve 5.000 Büyütmede SEM Görüntüsü

Titanyum alt yapı materyaline ait SEM görüntülerinde, belirgin yüzey pürüzlenmesi Nd-YAG lazer ile Ho-YAG grubunda görülmüştür. Yüksek çıkış gücünde Ho-YAG lazer

titanyum yüzeyinde derin çukurcuklar oluşturmuştur. Lazerlerin çıkış gücündeki artış materyalde daha derin aşındırmalara sebep olmuştur.

5.TARTIŞMA

Günümüzde sıklıkla kullanılan metal- seramik sistemlerin estetik olarak beklentiyi tam olarak karşılamaması, metal alerjisine yol açabilmesi ve alt yapı metalinin korozyona uğraması protetik tedavilerde yeni materyal arayışına sebep olmuştur.

Doğal dişlerin görünümünü en iyi şekilde taklit edebilmesi sebebiyle tam seramik sistemler estetik beklentileri karşılayabilmektedir. Tam seramik sistemler, estetik, biyo-uyumluluk ve renk stabilitesi gibi avantajlarına rağmen, kırılma ve düşük dayanıklılık gibi dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle zirkonyum esaslı seramiklerle desteklenmesi, tam seramik sistemlerin güvenilirliğini artırmıştır(18). Ancak zirkonyum oksit alt yapı materyallerinin protetik tedavilerde kullanımını kısıtlayan, sıklıkla, porselenin alt yapıdan tabakalar şeklinde ayrılması (delaminasyon) olayıdır. Zirkonyum oksit alt yapı tam seramik sistemlerinin, materyale bağlı komplikasyonlarının, metal destekli porselen restorasyonlardan fazla olduğu birçok çalışma ile desteklenmiştir(26).

Tan ve arkadaşları, metal destekli porselen restorasyonların en az 5 yıllık kullanım periyodu sonrasındaki başarı oranlarını ve meydana gelen komplikasyonları inceledikleri çalışmalarında, 10 yılda oluşabileceği ön görülen materyal komplikasyon oranını %3,2 olarak raporlamışlardır. Bir diğer retrospektif çalışmada, 20 yıl takip periyodu sonucunda metal alt yapı ve üst yapı porselenindeki kırılma birlikte değerlendirilmiş, başarısızlık oranı %18,1 olarak bildirilmiştir (2, 12, 27).

Titanyum materyalinin, mükemmel biyo-uyumluluk, yüksek korozyon direnci ve üstün mekanik özelliklerine rağmen, yüksek fırınlama sıcaklığında yüzeyinde meydana gelen oksit tabakasının porselenle olan bağlantısı zayıflattığı bilinmektedir. Bu amaçla düşük ısı porselenleri kullanılsa bile, bu yeterli olmamakta ve farklı yüzey işlemleri ile bağlantıyı kuvvetlendirme üzerine çalışmalar devam etmektedir. Asitle pürüzlendirme ve kumlama uygulamalarının oksit tabakasını ortadan kaldırarak porselen bağlantısını kuvvetlendirdiği bildirilmiştir (18).

Zirkonyum oksit alt yapı tam seramik restorasyonlar, göstermiş oldukları üstün estetik özellikler ile ön grup dental tedavilerde kullanılırken, üstün mekanik özellikleri ile 3-4 üyeli arka grup dental restorasyonlarda da tercih edilir. Ancak bütün bu üstün özelliklerine rağmen, alt yapı materyalinin üst yapı porseleninden ayrılması, klinik anlamda başarısızlık nedeni olarak gösterilmektedir(28).

Son yıllarda alt yapı ile porselen bağlantısını artırmaya yönelik çalışmalarda sıklıkla lazerle pürüzlendirme üzerine çalışmalar yapılmaktadır. Çalışmada zirkonyum oksit ve titanyum metal alt yapılar kumlama ile pürüzlendirmeye ilaveten Er-YAG, Nd-

YAG ve Ho-YAG lazer uygulaması yapılmıştır. Makaslama testi verilerine göre, hem zirkonyum oksit hem de titanyum örneklerde en iyi bağlantı değerleri Kumlama ile Kumlama + Nd-YAG uygulanan grupta elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan Er-YAG ve Ho-YAG lazer arasında istatistiksel fark gözlenmezken, bu lazerlerin bağlantıyı diğer gruplara göre zayıflattığı görülmüştür.

Literatürde lazerle pürüzlendirme üzerine yapılmış birçok çalışma mevcuttur. Er-YAG lazerin yüzey şartlandırma amacıyla araştırıldığı çalışmalar, lazerin bağlantı dayanımı üzerine etkisi olduğunu doğrulamaktadır.

Lin ve arkadaşları (29), Er-YAG lazerin zirkonya ile rezin arasındaki bağlantıya olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, kontrol grubu, kumlama grubu ve lazer grubu oluşturmuş, Er-YAG lazeri 100, 200, 300 mJ değerlerinde ve farklı ışınlama sürelerinde (5 sn, 10 s, 15 sn) gerçekleştirmişlerdir. Makaslama testini, porselen bağladığı örneklerle yapay yaşlandırma işlemi uyguladıktan sonra yapmışlardır. Lin ve arkadaşlarının yaptığı bu çalışma neticesinde, Er-YAG lazerin bağlantıyı arttırmadığını, ancak yüksek enerji seviyelerinde uygulanan lazerle pürüzlendirmenin zirkonya seramik yüzeyinde bozulmalara ve hatta kırıklara sebep olabildiğini rapor etmişlerdir. Çalışma sonuçları, Lin ve arkadaşlarının çalışması ile benzer parametrelere sahip olduğundan dolayı paralellik göstermektedir. Yapılan yüzey analizine benzer şekilde, çalışmada yüksek değerlerde lazer uygulamasının alt yapı materyalinin yüzey morfolojisini bozarak çatlamalara sebep olduğunu görüşünü desteklemektedir.

Cavalcanti ve arkadaşları, farklı enerjilerde Er-YAG lazer ve kumlama ile şartlandırmanın, yüzey pürüzlülüğü ve morfolojisi üzerine etkisini inceledikleri çalışmada (30), iki farklı zirkonya mateyali kullanarak, Er-YAG lazeri 200,400 ve 600 mJ olarak uygulamışlardır. Yüksek enerjilerde uygulanan lazerin (400 ve 600 mJ) materyal yüzeyinde deformasyonlara sebep olabildiği, yüzey şartlandırma amacıyla kullanımının uygun olmadığı sonucuna varmışlardır. 200 mJ lazer uygulamasının yüzey şartlandırmasını sağlaması bakımından daha uygun olabileceğini ortaya koymuşlardır. Cavaltanti ve arkadaşlarının yaptığı araştırma, çalışma bulgularımızın sonuçları ile benzer sonuçlar içermektedir.

Cavaltanti ve arkadaşlarının yaptığı farklı bir çalışma (31), farklı yüzey şartlandırma işlemlerinin zirkonya seramik ile rezinin bağlantısını araştırmayı hedeflemiştir. Dentinden oluşturulan silindirleri, farklı yüzey şartlandırma işlemi yapılan zirkonya seramiklere, Bis-GMA esaslı ve MDP esaslı iki farklı rezin ile bağlamışlardır. Er-YAG lazerin uygulanmasından önce yüzeyde absorpsiyonu arttırmak amacıyla grafit tozu

kullanılmıştır. Mikro-makaslama testi uyguladıkları bu çalışma sonucu, en yüksek bağlantı dayanım değerini 53 µm alüminyum oksit partikülleri ile pürüzlendirilen zirkonya grubunda elde etmişlerdir. Cavaltanti ve arkadaşlarının yaptığı çalışma, çalışmada kullanılan üst yapı materyali ve bonding ajanının farklı olmasına rağmen çalışma ile benzer nitelikte sonuçlar taşımaktadır. Lazer absorpsiyonunu arttırmak amacıyla grafit tozunun kullanımına rağmen, Kumlama grubunda yüksek bağlantı değerinin elde edilmesi, alüminyum taneciklerinin boyutsal farkı ve kullanılan bonding ajanının özelliğinden kaynaklanabileceği şeklinde yorumlanabilir.

Foxton ve arkadaşları (32), kumlama ve lazerle şartlandırmadan sonra, alüminyum oksit ve zirkonya seramiklere rezinin bağlantısını araştırdıkları çalışmada, kontrol, kumlama ve lazer olmak (Er-YAG, 200 mJ) üzere üç grup oluşturmuştur. İki farklı rezin siman kullandıkları çalışmada, yapay yaşlandırma işlemi uygulamışlar ve 1 mm/dak. kafa hızında mikro-makaslama testi yapmışlardır. Çalışma verilerine göre, zirkonya örneklerde kumlama ve lazer uygulamasının bağlantıyı her iki rezinde de azalttığı sonucuna varmışlardır. En uygun bağlantının herhangi bir ilave işlem gerektirmeyen, fosfat monomer içeren geleneksel dual-cure rezin siman ile sağlantını belirtmişlerdir. Foxton ve arkadaşlarının çalışmasında, çalışmadan farklı olarak meydana gelen kumlama ile bağlantının zayıflamasının, uygulanan termal siklustan ve bonding ajanlarının özelliğinden kaynaklı olabileceği düşünülmüştür.

Kasraei ve arkadaşları (33), CO₂ lazer ile Er-YAG lazer kullandıkları çalışmalarında, Er-YAG lazeri 200 mJ, 2 W, 10 Hz olarak uygulamışlardır. Er-YAG lazerin yüzeyde absorpsiyonunu arttırmak için grafit tozu kullanmışlardır. Bu çalışma sonucunda her iki lazer uygulamasının da bağlantıyı arttırdığı sonucunu elde etmişlerdir. Çalışma neticesinde, Kasraei ve arkadaşlarının çalışmasından farklı olarak Er-YAG ile muamele edilen grubun, kontrol grubundan daha zayıf bağlantısının olması, lazer absorpsiyonunu arttırmak için kullandıkları grafit tozundan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Zirkonya materyalinin porselen ile olan bağlantısını arttırmak amacıyla yapılan çalışmalar, yalnızca dental alanda sıklıkla kullanılan Er-YAG ve Nd-YAG lazerle sınırlı kalmamıştır.

Kara ve arkadaşları (34), iki farklı zirkonyum oksit materyaline (Zirkonzahn, Zirkonzahn Prettau®) üç farklı yüzey şartlandırma işlemi uygulamışlar ve makaslama bağlantı dayanım testini 1 mm/dak. kafa hızında gerçekleştirmişlerdir. Örnekler kırılmadan önce termal siklusta bekletilmiştir. Kara ve arkadaşlarının çalışma verilerine göre, en

yüksek makaslama bağlantı değeri Femtosecond lazeri uygulanan grupta elde edilirken, Er-YAG ve Nd-YAG uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilmemiştir. Çalışma sonuçlarına göre zirkonya seramikler üzerinde düşük değerde Er-YAG lazer uygulamasının bağlantıyı zayıflatması, Kara ve arkadaşlarının uyguladığı lazer değerlerinin farkından, kullanılan alt yapı materyalinin farklı olmasından ve termal siklus uygulamasından dolayı örtüşmemektedir.

Akyıl ve arkadaşlarının kumlama, silika kaplama ve lazer uygulamalarının Y-TZP seramik ile rezin bağlantısını araştırdığı çalışmalarında (35); CO₂, Er-YAG ve Nd-YAG lazer kullanmışlardır. Yüzey şartlandırma işlemine göre ayırdığı grupları 500 devirde termal siklusa beklettikten sonra makaslama testi yapmışlardır. Test sonuçlarına göre en yüksek bağlantı değerini Kumlama grubunda ile benzer sonuç veren silika kaplama grubunda elde etmişlerdir. En düşük makaslama değeri Kumlama+ Er-YAG grubunda elde edilmiştir. Akyıl ve arkadaşlarının çalışma verileri, çalışma verilerimiz ile uyuşmakta ve bulgularımızı desteklemektedir.

Üşümez ve arkadaşları (36), farklı yüzey şartlandırmaları uygulanan zirkonya seramiklerin porselen bağlantı değerlerini araştırdıkları çalışmalarında, Nd-YAG lazeri iki farklı darbe süresinde (180 ve 320 µs) ve 2 W, 200 mJ, 10 Hz değerinde uygulamışlardır. 1 mm/dak. kafa basıncında uygulanan makaslama bağlantısının verileri sonucunda, hem yüzey pürüzlülüğünün hem de bağlantı dayanım değerinin en fazla olduğu grubun kısa atım süresi ile uygulanan lazer grubunda elde edildiği sonucuna varmışlardır. Üşümez ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışma verileri ile bulgularımız karşılaştırıldığı zaman, çalışmada Kumlama grubunun en yüksek makaslama bağlantı değerini vermesi atım sürelerinin farklılığından kaynaklabileceği sonucuna varılmıştır.

Li ve arkadaşlarının yaptığı benzer bir çalışmada (37), kompozit rezinin porselene bağlantısında Nd-YAG lazerin etkisi araştırılmıştır. Üç farklı enerji parametresi kullanılarak yapılan çalışma sonuçlarına göre en yüksek değerde uygulanan lazer (1,2 Watt), asitleme ile pürüzlendirme işlemine göre daha zayıf bağlantı göstermiş ancak istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilmemiştir. Li ve arkadaşlarının yaptığı çalışma sonuçlarına göre uygulanan lazerin enerji seviyesi düştükçe bağlantı dayanımı azalmaktadır. Çalışmada ise Nd-YAG lazerin enerji seviyesi arttıkça bağlantının zayıflaması, Li ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaların üstünde değerler kullanılmasından ve yüksek değerlerde lazer uygulamasının yüzeyde morfolojik değişiklikler yaparak bağlantıyı zayıflatması olarak değerlendirilmiştir.

Nd-YAG lazer ve Er-YAG lazerin farklı enerji seviyeleri birçok araştırıcı tarafından kullanılmıştır.

Liu ve arkadaşları (38), Nd-YAG lazeri farklı çıkış glerinde (1 W, 2 W, 3 W) ve farklı uygulama sürelerinde (30, 60, 90 sn) zirkonyum oksite uygulamışlar ve bağlantı gleri ile birlikte yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlardır. Nd-YAG lazer uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilmezken, en yüksek bağlantı değeri kumlama grubunda elde edilmiştir. Liu ve arkadaşlarının çalışmasına göre, çalışma verilerinde en yüksek makaslama bağlantı değeri kumlama grubunda elde edilirken, bunu takip eden gruplar Nd-YAG lazer ile muamele edilen gruplar olmuştur. Bu anlamda, bu çalışma da bulgularımızı doğrular ve destekler niteliktedir.

Kırmalı ve arkadaşları (19), Y-TZP alt yapı örneklerine Er,Cr:YSGG lazer uygulamasını altı farklı çıkış gücü değerlerinde (1W-6W) uygulamış ve 1 mm/min. kafa hızında makaslama bağlantı değerlerini karşılaştırmışlardır. En yüksek bağlantı dayanım değerini kumlamayı takiben, en yüksek diğer bağlantı değerleri sırasıyla 6 W ve 5 W olan grupta elde etmişlerdir. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığı zaman lazer uygulanan bütün gruplar arasında bağlantının arttığı görülmüştür. En düşük değerde lazer uygulanan iki grup ile işlem görmemiş kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilmemiştir. Bu çalışmanın sonucu, uygulanan lazer değerinin artması ile bağlantının arttığını göstermekle birlikte, bağlantıyı kuvvetlendiren esas yüzey işleminin kumlama olduğunu belirtmekle bizim çalışmamızı desteklemektedir.

Kırmalı ve arkadaşlarının, farklı yüzey şartlandırma işlemi sonrası pre-sinterize zirkonya örnekler ile porselen arasındaki makaslama bağlantı değerini araştırdıkları bir başka çalışmada (39), çalışmamıza benzer olarak kumlama, Er-YAG ve Nd-YAG lazer uygulamalarını yapmış, aynı zamanda lineer uygulamasını da kullanmıştır. 5-55°C arasında 5000 devirde 30'ar saniye kalma süresinde termal siklusta bekletilen örneklerin 1mm /dak. kafa hızında makaslama testinden sonra, yüksek makaslama bağlantı değerini, Kumlama + Er-YAG uyguladığı grupta bulurken, en düşük bağlantı değerini Nd-YAG ile birlikte uyguladığı lineer grubunda elde etmiştir. Çalışma sonucuna göre Kumlama, Kumlama+ Er-YAG, Kumlama+Nd-YAG işlemlerinin presinterize zirkonya ile porselen bağlantısını arttırabileceğini belirtmişlerdir. SEM analizi sonrası yüzey morfolojisinde belirgin değişlikler gözlemlemişlerdir. Çalışma neticesinde Er-YAG lazerin düşük değer uygulamasında en zayıf bağlantı değerini vermesi, iki çalışmada kullanılan termal siklus uygulaması, lineer kullanılması ve pre-sinterize zirkonya alt yapı gibi bazı parametrelerin farklı olmasının, bulgularımızın farklı olmasına sebep olduğu düşünülebilir.

Titanyum materyalinin kumlama, Nd-YAG ve Er-YAG lazeri de içeren yüzey pürüzlendirme amacıyla yapılmış çalışmalar sınırlıdır.

Akın ve arkadaşları, titanyum alt yapı örneklerinin farklı yüzey işlemleri uygulandıktan sonra düşük ısı porseleni ile olan bağlantısını inceledikleri bir araştırmada (40), çalışmadakine benzer şekilde kumlama ve Nd-YAG lazer ile pürüzlendirme işlemlerini kullanmışlardır. Nd-YAG lazerin iki farklı çıkış gücünde (1 Watt ve 2 Watt) uygulandığı bu çalışmada, yüksek çıkış gücündeki lazer grubunda daha yüksek bağlantı dayanımı elde edildiği ve kumlama ile düşük çıkış gücünde uygulanan lazer grubu arasında fark gözlenmediği rapor edilmiştir. Çalışmada kullandığımız farklı yüzey şartlandırma işlemleri arasında en yüksek makaslama bağlantı değeri sırasıyla 2,5 Watt Nd-YAG + Kumlama(N2), 1,5 Watt + Kumlama (N1) ve Kumlama (SB) grubunda elde edilmiştir. Sonuçlarımız Akın ve arkadaşlarının çalışmaları ile büyük oranda benzerlik göstermekle birlikte, farklılığın Nd-YAG lazer uygulamasının daha düşük değerde olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Kim. ve arkadaşları, titanyum ile seramik arasındaki bağlantı gücüne lazer ile pürüzlendirmenin etkisini incelediği çalışmalarında (41), titanyum örnekleri yüzey pürüzlendirme işlemine göre dört farklı gruba ayırmıştır. Kontrol grubu, 250 alümina partikülleri ile kumlama grubu, %10 HCL ile asitleme ve Nd-YAG lazer (7 W, 120mJ ve 50 Hz) ile pürüzlendirme yaptığı örneklerin makaslama bağlantı değerlerini karşılaştırdıklarında, en yüksek dayanım değerini sıra ile kumlama grubunda ve lazer uygulanan grupta elde etmişlerdir. Kim ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elde edilen bulguların Kumlama lehine olması, kullanılan Alümina partiküllerinin boyutundaki değişiklik ve uygulanan Nd-YAG lazerin çıkış gücünün fazla olması ile yüzeyde meydana gelebilecek deformasyonlardan kaynaklanabileceği şeklinde açıklanabilir.

Yumuşak protez astarlarının akrilik materyaline olan bağlantısını çekme testi ile incelendiği çalışmalar, farklı yüzey şartlandırma işlemlerinin bağlantıyı etkilediğini göstermektedir. Lazer uygulamasının PMMA/ yumuşak astar materyali, zirkonya/ porselen ve metal/porselen bağlantısını arttırmak amacıyla kullanılabilmesi, yapılan çalışmalarla desteklenmiştir.

Akın ve arkadaşlarının, akrilik rezin ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlantıya lazer etkisini araştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada (43), kullanılan kumlama, Er-YAG, Nd-YAG ve KTP lazeri ile pürüzlendirme sonucu, en yüksek çekme bağlantı dayanımı değeri Er-YAG lazer grubuna aitken, en düşük değer kumlama grubunda elde edilmiş, ancak KTP lazer ile Nd-YAG lazerin bağlantıyı arttırdığı yönünde bir

bulguya rastlanmamıştır. Er-YAG lazerin yüksek enerjisinin akrilik yüzeyde sebep olduğu su buharlaşmasının, yüzeyde hacimsel bir genişleme meydana getirdiği görülmüştür. Böylece Er-YAG lazer tarafından düzensizleştirilen akrilik yüzeye yumuşak astar materyalinin penetre olarak iki materyal arasındaki bağlantıyı arttırdığı açıklanmıştır. Akın ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada kullanılan materyalin farklılığı nedeniyle bulgular, çalışmamızın sonuçları ile uyum göstermemektedir.

Üşümez ve arkadaşlarının yaptığı akrilik/ yumuşak astar bağlantısı üzerine bir çalışmada en yüksek bağlantı dayanımı kuşlama grubunda görülmüştür(44). SEM görüntüleme analizinde kuşlama ile kontrol grubu arasında istatistiksel fark gözlemlenmemesine rağmen, lazer grubunda yüksek pürüzlülük görülmüştür. Kuşlama ile muamele edilen grupta en yüksek çekme bağlantı değeri elde edilmiştir. Bu çalışmada kullanılan materyalin farklılığına rağmen, kuşlama ile elde edilen yüksek bağlantı verisi, çalışma sonucumuzu destekler niteliktedir.

Ayobian-Markazi ve arkadaşları, Er-YAG lazerin (100 Mj-10 Hz) titanyum yüzeye uygulanmasının; ıslanabilirlik, yüzey pürüzlülüğü ve biyo-uyumluluğunu araştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada kuşlama, lazer ve asitleme işlemini karşılaştırmışlardır(45). Çalışma sonucunda Er-YAG lazerin biyo-uyumluluğa olumsuz bir etkisi olmadığını, yüzey pürüzlülüğünü azalttığını ve ıslanılabilirliğini arttırdığını rapor etmişlerdir. Bu araştırmanın sonuçları, bizim sonuçlarımızla uyum göstermemektedir. Bu durum, bu çalışmada kullanılan lazerin uygulama süresinin (1 dakika), çalışmadaki lazerleme süresi (20 sn) ile farklı olması ile açıklanabilir.

Kreisler ve arkadaşlarının dental implantların yüzeylerini pürüzlendirme amacıyla yaptığı benzer bir çalışmada (46), implant yüzeyinin dekontaminasyonu için Nd-YAG ve Ho-YAG lazerin uygun olmadığı, Er-YAG ve CO₂ lazer kullanımında ise yüzeye zarar vermekten kaçınmak için çıkış güçlerini sınırlandırmak gerektiği belirtilmiştir. GaAlAs lazerin ise mevcut sistemler arasında güvenli olduğu sonucuna varılmıştır. Nd-YAG ve Ho-YAG lazerin titanyum yüzeyinde oluşturduğu deformasyon nedeniyle, bu bulgular bizim sonuçlarımızla uyumludur.

Çalışmamızdan farklı bir test yöntemi kullanılarak Hussaini ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmada (47), saf titanyuma yüzey şartlandırma işlemleri sonrası düşük ısı porseleni uygulanmış, 3 nokta eğme testi kullanılarak bağlantı dayanımına etkisi ölçülmüştür. Bonding ajanı ile birlikte uygulanan kuşlama ile pürüzlendirme grubunda en yüksek bağlantı dayanımı elde edilirken, bunu yalnız kuşlama ve yalnız bonding ajanı uygulanan gruplar takip etmiştir. SEM analizi sonucu tüm yüzeylerde porselen kalıntısının

olduğu görülmüştür. Hussani ve arkadaşlarının yaptığı çalışma neticesinde elde edilen veriler, çalışmayı destekler niteliktedir. Çalışmada kullanılan parametrelerinin farkına rağmen, iki çalışmada da Kuılamaya ek olarak yapılan yüzey şartlandırması bağlantıyı arttırmada etkili olmuştur. Çalışmada Nd-YAG lazer uygulaması, Hussaini ve arkadaşlarının uyguladığı bonding ajanının etkisine benzer bir etki yaratmıştır.

Çalışma bulgularımıza göre, SEM analizi ile görüntülenen örneklerde yüksek çıkış glerinde lazer uygulamalarının materyalin özünde bir bozulmaya sebep olduğu ve mikro-çatlaklara sebep olduğu görülmüştür. Daha önce literatürde kullanımına sık rastlamadığımız, çalışma verilerine göre en düşük porselen bağlantı dayanımı gösteren Ho-YAG lazerle muamele edilen gruplara ait örneklerde, yüzeyde belirgin deformasyonlar ve yer yer çatlamalar meydana geldiği görülmüştür.

6. SONUÇLAR

Yapılan bu in-vitro çalışmada “Zirkonya ve Titanyum Metal Alt Yapılara Yüze Şartlandırma Amacıyla Uygulanan Farklı Lazer Sistemlerinin Porselen Bağlantısına Etkisi” incelenmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Kumlamaya ilaveten uygulanan yüze işlemlerine göre değerlendirildiği zaman, lazer uygulamasının alt yapı materyali ile porselen bağlantısında zirkonya materyaline üzerine bağlantıyı arttırıcı etkisinin olmadığı, ancak titanyum esaslı alt yapı örnekleri için bağlantıyı olumlu yönde etkilediği sonucuna varılmıştır.
2. Uygulanan farklı değerlerdeki farklı lazer uygulamalarının iki alt yapı materyali için de farklı olduğu görülmüş olmasına rağmen, Ho-YAG lazerin her iki alt yapı materyali için de bağlantıyı zayıflattığı görülmüştür. Lazer uygulamalarında çıkış gücünün sınırlandırılmasının faydalı olabileceği sonucu elde edilmiştir.
3. Yüze pürüzlendirme amacıyla uygulanan bazı lazerlerin titanyum materyali üzerinde, zirkonyum oksit materyaline göre daha fazla etki ettiği görülmüştür.
4. SEM analizi incelemelerinde yüksek çıkış gücünde lazer uygulamalarının materyal yüzeyinde morfolojik değişikliklere sebep olduğu sonucuna varılmıştır. Ho-YAG lazer uygulamasının yüzeyde çatlaklar ve derin kraterler oluşturduğu görülmüştür.
5. Protetik alanda kullanılan alt yapı materyallerinin, porselenle bağlantısını arttırmaya yönelik çalışmalar devam etmekle birlikte, çoğunlukla çalışmalarda Er-YAG ve Nd-YAG lazer kullanılmıştır. Ancak Ho-YAG lazerin kullanımı literatürde oldukça az olup, bu alanda daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Jorge JR., Barão VA., Delben JA., et al. (2013). Titanium in dentistry: historical development, state of the art and future perspectives. *J Indian Prosthodont Soc.* Jun, 13(2), 71–77.
2. Sailer I., Feher A., Filser F., et al. (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* ,37:685-693.
3. Rosenstiel SF, Fujimoto J, Land MF., (2006). Framework Design and Metal Selection for Metal Ceramic Restorations. In: *Contemporary Fixed Prosthodontics* (4th ed), St. Lois M,Elsevier, p 598-615.
4. Anusavice KJ., (2003). *Science of Dental Materials.* (11th ed), Rudolf P, WB Saunders Elsevier, China, p 563-65.
5. Marsh PD., (1994). Microbial ecology of dental plaque and its significance in health and disease. *Adv Dent Res*, 8, 263-271.
6. Van Noort R., (2002). *Introduction To Dental Materials.* Edinburgh; New York: Mosby, 221-230.
7. Mark JJ, Waqar A., (2007). *Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices.* New York, Springer, 533-576.
8. Chevalier J., (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* Feb,27(4),535-543.
9. Wang RR, Fenton A., (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*, 27, 401-408.
10. Wang RR., Li Y., (1998). In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *J Prosthet Dent*, 80, 495-500.
11. Niinomi M., (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Sci Eng A*, 243, 231-236.
12. Raigrodski AJ., (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 48, 531-544.
13. Conrad HJ., Seong WJ., Pesun IJ., (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* , 98, 389-404.
14. Piconi C., Maccauro G., (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1-25.
15. Luthy H., Loeffel O., Hammerle CHF., (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials* Feb, 22(2), 195-200.

16. Deville S., Gremillard L., Chevalier J. et al. (2005). A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B* Feb 1, 72B(2), 239-245.
17. Ardlin BI., (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* Dec, 18(8) ,590-595.
18. Kim JT., Cho SA., (2009). Effect of surface treatment on bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium. *J Prosthet Dent*. Feb, 101(2), 101-106.
19. Kirmali O., Kustarcı A., Kapdan A. et al. (2015) Efficacy of Surface Roughness and Bond Strength of Y-TZP Zirconia After Various Pre-Treatments. *Photomed Laser Surg*, Han;33(1), 15-21.
20. Hansen PA., West LA., (1997). Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthodont* Jun, 6(2), 144-8.
21. Guazzato M., Quach L., Albakry M., et al. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 33, 9-18.
22. Watt IM., (1996). *The principles and practice of electron microscopy*. UK: Cambridge University press, 452-513.
23. Lang LA., Wang RF., Kang B., et al. (2001). Validation of finite element analysis in dental ceramics research. *J Prosthet Dent*, 86(6), 650-654.
24. Guazzato M., Albakry M., Ringer SP., et al. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia- based dental ceramics. *Dent Mater*, 20, 449-456.
25. Coluzzi DJ., (2000) An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dent Clin N Am*, 44, 753-766.
26. Ghazy MH., Madina MM., Aboushelib MN., (2011). Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental protheses. *J Adhes Dent*, 10, 56-63.
27. Pjetursson BE., Sailer I., Zwahlen M., Hammerle CHF., (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed partial dentures. *Clinical Oral Implant Research*, 18, 86–96.
28. Aboushelib MN., de Jager N., Kleverlaan CJ., et al. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent. Mater*, 21, 984-991.

29. Lin Y., Song X., Chen Y., et al. (2013). Effect of Er:YAG laser irradiation on bonding property of zirconia ceramics to resin cement. *Photomed Laser Surg.* Dec, 31(12), 619-625.
30. Cavalcanti AN., Pilecki P., Foxton RM., et al.(2009) Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*, 27, 473–479.
31. Cavalcanti AN., Foxton RM., Watson TF., et al. (2009). Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent* 34, 280–28.
32. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M., et al. (2011) Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont*, 20, 84–92.
33. Kasraei S., Atefat M., Beheshti M., et al. (2014) Effect of Surface Treatment with Carbon Dioxide (CO₂) Laser on Bond Strength between Cement Resin and Zirconia. *Restor Dent Endod*, 2014 Nov, 39(4), 296–302.
34. Ozlem K., Baris KH., Sumeyye TE., et al. (2015). Effect of Various Lasers on the Bond Strength of Two Zirconia Ceramics. *Photomed Laser Surg.* Feb, 33(2), 69-76.
35. Akyil MS., Uzun IH., Bayindir F., (2010). Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg*, 28, 801–808.
36. Usumez A., Hamdemirci N., Koroglu BY., et al. (2013). Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci* 28, 259–266.
37. Li R., Ren Y., Han J., (2000). Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xu Za Zhi*, 18, 377–379.
38. Li Liu., Suogang Li., Xiaomeng Song., et al. (2015). Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers Med Sci*, 30, 627–634.
39. Kirmali O., Akin H., Ozdemir AK., (2012). Shear bond strength of veneering ceramic to zirconia core after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*, Jun, 31(6), 261-8.
40. Akin H., Tugut F., Topcuoglu S., et al. (2013). Effects of sandblasting and laser irradiation on shear bond strength of low-fusing porcelain to titanium. *J Adhes Dent*, Feb, 15(1), 55-63.

41. Jin-Tae Kim., Sung-Am Cho., (2009). The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. *The Journal of Prosthetic Dentistry* February, Pages 101–106.
42. Watanabe I., McBride M., Newton P., et al. (2009). Laser surface treatment to improve mechanical properties of cast titanium. *Dent Mater*, 25(5), 629–633
43. Akin H., Tugut F., Mutaf B., et al. (2011). Effect of different surface treatments on tensile bond strength of silicone-based soft denture liner. *Lasers Med Sci*, 26, 783–788.
44. Usumez A., Inan O., Aykent F., (2004). Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 71B, 196–200.
45. Ayobian-Markazi N., Karimi M., Safar-Hajhosseini A., (2015). Effects of Er: YAG laser irradiation on wettability, surface roughness, and biocompatibility of SLA titanium surfaces: an in vitro study. *Lasers Med Sci*, Feb, 30(2), 561-6.
46. Matthias Kreisler., Hermann Götz., Heinz Duschner., et al. (2002). Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO₂, and GaAlAs Laser Irradiation on Surface Properties of Endosseous Dental Implants *ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS*, 17, 202–211.
47. Ibrahim Al Hussaini., Khalid A. Al Wazzan., (2005). Effect of surface treatment on bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Pages 350–3.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Ayşegül GÖZE SAYGIN
Doğum Yeri ve Tarihi	Sivas, 29.06.1988
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 58140-Sivas
E-posta Adresi	aysegulgoze@hotmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Sivas Selçuk Anadolu Lisesi, 2002-2005
Lisans-Yüksek Lisans	Cumhuriyet Üniversitesi, 2006-2011
Uzmanlık	Cumhuriyet Üniversitesi, 2012-2015