

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD-CAM TEKNOLOJİSİYLE HAZIRLANAN TİTANYUM
DİSKLERİN, FARKLI YÖNTEMLER KULLANILARAK
DÜZENLENEN YÜZEYİNİN; TİTANYUM PORSELEN
BAĞLANTISINA ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Dt. İbrahim Halil TEPE

DANIŞMAN
Prof. Dr. Remzi NİĞİZ

DİYARBAKIR 2018

T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD-CAM TEKNOLOJİSİYLE HAZIRLANAN TİTANYUM
DİSKLERİN, FARKLI YÖNTEMLER KULLANILARAK
DÜZENLENEN YÜZEYİNİN; TİTANYUM PORSELEN
BAĞLANTISINA ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. İbrahim Halil TEPE

DANIŞMAN

Prof. Dr. Remzi NİĞİZ

DİYARBAKIR 2018

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

“CAD-CAM teknolojisiyle hazırlanan titanyum disklerin, farklı yöntemler kullanılarak düzenlenen yüzeyinin; titanyum porselen bağlantısına etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi” isimli Uzmanlık Tezi 26./11./2018 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek BAŞARILI/BAŞARISIZ bulunmuştur.

Uzmanlık Öğrencisi : Dt. İbrahim Halil TEPE

Tez Danışmanı : Prof.Dr. Remzi NİĞİZ

Jüri Üyesinin

	Ünvanı	Adı Soyadı	Kurumu	İmza
Başkan	Prof.Dr.	İbrahim Bülent ŞERMET	İstanbul Üniversitesi	
Üye	Prof.Dr.	Remzi NİĞİZ	Dicle Üniversitesi	
Üye	Prof.Dr.	Zelal SEYFİOĞLU POLAT	Dicle Üniversitesi	
Üye	Doç.Dr.	İbrahim Halil TACİR	Dicle Üniversitesi	
Üye	Doç.Dr.	Emine GÖNCÜ BAŞARAN	Dicle Üniversitesi	

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

26./11./2018

Prof. Dr. İzzet YAVUZ

Dicle Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı V.

T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

...../...../20...

Dt. İbrahim Halil TEPE

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince klinik deneyimleriyle, akademik bilgisiyle, bu çalışmanın ortaya çıkışında, ilerlemesinde özverisini ve emeğini esirgemeyen, her anlamda örnek aldığım hocalarım Prof. Dr. Sayın Remzi NİĞİZ ve Prof. Dr. Sayın Zelal SEYFİOĞLU POLAT' a,

Bu çalışmanın ilerlemesinde hoşgörüsüyle, desteği ile her zaman yanımda olan çok değerli hocam Doç. Dr. Sayın Emine GÖNCÜ BAŞARAN' a,

Çalışmanın laboratuvar aşamasında yardımları ve güler yüzünü eksik etmeyen Dr. Öğretim Üyesi Sayın Server MUTLUAY ÜNAL' a,

Çalışmanın istatistik değerlendirmesini yaparak katkılarını koyan Dr. Öğretim Üyesi Sayın Ersin UYSAL' a

Hayatımın her döneminde olduğu gibi bu dönemde de maddi manevi desteklerini her zaman hissettiğim canım anne babama ve bütün aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışması Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından DİŞ.17.026 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

KAPAK	
İÇ KAPAK	
ONAY SAYFASI	
BEYAN	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
TABLolar LİSTESİ	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
RESİMLER LİSTESİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	x
1. ÖZETLER.....	1
1.1. Türkçe Özet.....	1
1.2. Abstract	3
2. GİRİŞ ve AMAÇ	5
3. GENEL BİLGİLER	7
3.1. CAD/CAM Sistemlerin Tanımı ve Tarihçesi	7
3.2. Titanyum	7
3.2.1. Titanyum Alaşımları	8
3.2.1.1. Saf Titanyum (Commercially Pure Titanyum-CpTi)	8
3.2.1.2. Ti-6Al-4V.....	9
3.2.2. Titanyumun Mekanik Özellikleri	9
3.2.3. Titanyumun Biyolojik Özellikleri	10
3.2.4. Titanyumun Korozyon Direnci	10
3.2.5. Titanyumun Dental Alandaki Kullanımı	10
3.2.6. Titanyum Üretimi.....	10
3.3. Dental Seramikler	12
3.3.1. Dental Seramiğin Yapısı	12
3.3.1.1. Feldspar.....	12
3.3.1.2. Kuartz.....	13
3.3.1.3. Kaolin	13
3.3.2. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması	13
3.3.2.1. Fırınlanma Derecelerine Göre Dental Porselenlerin Sınıflandırılması.....	13
3.3.2.2. Yapım Tekniklerine Göre Dental Porselenlerin Sınıflandırılması.....	14
3.3.2.3. Uygulama Alanlarına Göre Dental Porselenlerin Sınıflandırılması.....	14
3.4. Titanyum Porselen Bağlantısı	15

3.5. Titanyum Yüzeyinin Hazırlanmasında Kullanılan Metotlar	15
3.5.1. Kuşlama Yöntemi	15
3.5.2. Cojet Uygulaması	15
3.5.3. Lazer Uygulaması	16
3.5.3.1. Lazerin Fiziği	16
3.5.3.2. Lazer Aygıtının Komponentleri	17
3.5.3.3. Lazer Aktif Maddesi (Aktif Ara Madde)	17
3.5.3.4. Lazer Kullanım Parametreleri	18
3.5.3.5. Lazer Işığının Dokudaki Etkileri	19
3.5.3.6. Lazerlerin Sınıflandırılması	19
3.5.3.7. Fiber Lazer	21
3.6. Makaslama Testi	26
3.7. Taramalı Elektron Mikroskopu (Scanning Electron Microscopy) (SEM)	27
3.8. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi (Profilometre)	27
3.9. Islanabilirlik ve Temas Açısı	28
4. GEREÇ ve YÖNTEM	29
4.1. Titanyum Disklerin Hazırlanması	32
4.2. Üretilen Titanyum Disklere Yüzey İşlemlerinin Yapılması	35
4.2.1. Fiber Lazerin Uygulanması	35
4.2.2. Kuşlama Uygulaması	38
4.2.3. Cojet Uygulaması	39
4.2.4. Kontrol Grubu	40
4.3. Yüzey İşlemi Uygulanmış Titanyum Disklerin Taramalı Elektron Mikroskopunda İncelenmesi	41
4.4. Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi	42
4.5. Yüzey İşlemi Uygulanmış Titanyum Disklerin Islanma Açılarının Analizi	42
4.6. Titanyum Disklerin Üzerine Üst Yapı Seramiğinin Uygulanması	43
4.6.1. Tabakalama Tekniği ile Üst Yapı Seramiklerinin Uygulanması	43
4.7. Örneklerin Makaslama Kuvvetlerine Karşı Bağlantı Dirençlerinin Değerlendirilmesi	51
4.8. Ayrılma Şekillerinin İncelenmesi	53
4.9. İstatistiksel Değerlendirme	54
5. BULGULAR	55
5.1. Makaslama Bağlantı Değeri Bulguları	55
5.2. Yüzey İşlemi Uygulanmış Titanyum Disklerin Islanma Açılarının Bulguları	57
5.3. Yüzey İşlemi Uygulanmış Titanyum Disklerin Taramalı Elektron Mikroskopunda İncelenmesi Bulguları	60

5.4. Yüzey İşlemi Uygulanmış Titanyum Disklerin Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümlerinin Bulguları.....	67
5.5. Makaslama Bağlanma Testi Sonrası Kopma Yüzeyi İncelemesi Bulguları.....	70
6. TARTIŞMA	73
7. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	82
8. KAYNAKLAR.....	84
9. ÖZGEÇMİŞ.....	93

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1: Çalışmamızda kullanılan materyaller

Tablo 2: Çalışmamızda kullanılan cihazlar

Tablo 3: Çalışmada izlenen yöntem

Tablo 4: Vita Titankeramik porseleni fırınlama programı

Tablo 5: Deney için hazırlanan gruplar

Tablo 6: Makaslama bağlanma dayanımına ait veriler

Tablo 7: Makaslama testi sonuçlarına ait grafiksel veriler

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: Ti-6Al-4V faz diagramı

Şekil 2: CAD-CAM ile frezelenen titanyum blok görüntüsü

Şekil 3: Silisyum Tetrahedron birleşimi

Şekil 4: Lazer ışığının özellikleri (tek renkli, eş fazlı, paralel)

Şekil 5: Lazer komponentlerinin diagramı

Şekil 6: Lazerin dokudaki etkileri

Şekil 7: Ytterbium elementi (a, b, c)

Şekil 8: Fiber kablolar arasından, Yb^{3+} iyonları için iki düzeyli geçiş yapısı

Şekil 9: Yb:Fiber lazer sistemi

Şekil 10: Yb:Fiber lazer ile kaynak yapılmış, yazı yazılmış ve oyma yapılmış örnekler

Şekil 11: Makaslama testine ait şematik görünüm

Şekil 12: Temas açısı ile ıslanabilirlik ilişkisi görüntüsü

Şekil 13: Fiber lazer cihazının görüntüsü

Şekil 14: Farklı yön ve sayıdaki fiber lazer tarama şekiller

Şekil 15: Fiber lazerin ışın kalitesini arttıran fiber kablo (sarı renk)

Şekil 16: Fiber lazerin güç kaynağı

Şekil 17: Fiber lazerin örneğe uygulanması

Şekil 18: Kumlama cihazının görüntüsü

Şekil 19: SEM cihazı görüntüsü görüntüsü

Şekil 20: Altın kaplama cihazının görüntüsü

Şekil 21: Temas açısı ölçüm cihazı

Şekil 22: G1 için yüzey açısı

Şekil 23: G2 için yüzey açısı

Şekil 24: G3 için yüzey açısı

Şekil 25: G4 için yüzey açısı

Şekil 26: G5 için yüzey açısı

Şekil 27: G6 için yüzey açısı

Şekil 28: G1 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)

Şekil 29: G2 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)

Şekil 30: G3 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)

Şekil 31: G4 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)

Şekil 32: G5 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)

Şekil 33: G6 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)

Şekil 34: Grup 1 için profilometre test sonuçları

Şekil 35: Grup 2 için profilometre test sonuçları

Şekil 36: Grup 3 için profilometre test sonuçları

Şekil 37: Grup 4 için profilometre test sonuçları

Şekil 38: Grup 5 için profilometre test sonuçları

Şekil 39: Grup 6 için profilometre test sonuçları

Şekil 40: Kombine ayrılma görüntüsü (a, b, c)

Şekil 41: Koheziv ayrılma görüntüsü

RESİMLER LİSTESİ

Resim 1: Kera Ti 5-Dics titanyum bloklar (a, b, c)

Resim 2: Titanyum örneklerin hazırlandığı freze makinası

Resim 3: Titanyum disklerin CAD/CAM cihazından elde edilmesi sonrası oluşan titanyum silindir disk görüntüsü

Resim 4: Kuşlama yapımında kullanılan apaneyin görüntüsü

Resim 5: Cojet kumu ve sisteminin görüntüsü (a, b, c)

Resim 6: Cojetin titanyum örneklere uygulanması

Resim 7: Titanyum porseleni olarak kullanılan Vita Titankeramik porselen (a, b)

Resim 8: Titanyum örneklere opak ve tabakalama tekniği ile porselen çamuru uygulaması (a,b)

Resim 9: Fırınlanma öncesi hazır durumlarda örnekler (a, b)

Resim 10: Üst yapısı oluşturulmuş örneklerin sırayla fırınlanması ve fırınlanma sonrası titanyum porselen örnekler (a, b)

Resim 11: Porselen uygulanmış tüm gruplar

Resim 12: Mikro tensile/shear cihazı

Resim 13: Akrilik içine sabitlenmiş örnek

Resim 14: Örneğin mikro tensile/shear cihazındaki görüntüsü (a, b)

Resim 15: Nixon D700 görüntüsü

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

Al₂O₃	: Alüminyum oksit
°C	: Santigrad derece
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar yardımıyla tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar yardımıyla üretim)
mm	: Milimetre
mm/dak	: Milimetre/dak
SEM	: Scanning Electron Microscopy (Taramalı Elektron Mikroskobu)
µm	: Mikrometre
Mpa	: Megapaskal
Nd:YAG	: Neodmiyum: Yttrium-Aluminium-Garnet
Er	: Erbium
Yb	: Ytterbium
Nd	: Neodmium
Tm	: Thulium
Er,Cr:YSGG	: Erbiyum, Krom: Yttrium - Skandiyum-Galyum-Garnet
Er:YAG	: Erbiyum: Yttrium-Aluminium-Garnet
CO₂	: Karbondioksit
ISO	: International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Teşkilâtı)
MAO	: Mikro Ark Oksidasyon
N	: Newton
Ra	: Ortalama çizgisel yüzey pürüzlülüğü
Sa	: Ortalama alansal yüzey pürüzlülüğü
Rpm	: Yüzeydeki en derin girintilerin pürüzlülük ortalaması

Rz	: Yüzeydeki en yüksek çıkıntılarının pürüzlülük ortalaması
Rz:Rpm	: Rz değerinin Rpm değerine oranı
Si	: Silisyum
SiO₄	: Silisyum tetraoksit
Ti	: Titanyum
Ti6Al4V	: Grade 5 titanyum alaşımı
TiO₂	: Titanyum dioksit
W	: Watt
J	: Joule
Hz	: Hertz
AFM	: Atomik kuvvet mikroskopisi (Atomik force microscopy)
CpTi	: Ticari olarak saf titanyum (Commercially Pure Titanium)
O₂	: Oksijen
Na₂O₂Al₂O₂6SiO₂	: Sodyum alümina silikat
K₂OAl₂O₂6SiO₂	: Potasyum alüminyum silikat

1.ÖZETLER

CAD-CAM TEKNOLOJİSİYLE HAZIRLANAN TİTANYUM DİSKLERİN, FARKLI YÖNTEMLER KULLANILARAK DÜZENLENEN YÜZEYİNİN; TİTANYUM PORSELEN BAĞLANTISINA ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. İbrahim Halil TEPE

DANIŞMAN: Prof. Dr. Remzi NİĞİZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

1.1. Türkçe Özet

Çalışmamızın amacı, titanyum yüzeyine uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinden ilk defa bu çalışmada kullanılan Fiber lazer uygulamasının, diğer yüzey pürüzlendirme yöntemlerinden olan alüminyum oksit ile kuşlama ve cojet ile karşılaştırılıp; titanyum-porselen bağlanım dayanımına etkisinin incelenmesidir.

Toplamda 96 adet titanyum altyapı diskleri CAD/CAM cihazında, çapı 6 mm, yüksekliği 3 mm ebatlarında olmak üzere hazırlandı. Örnekler, uygulanan yüzey işlemine göre kontrol grubu da dahil olmak üzere 6 farklı gruba ayrıldı (n=10). Uygulanan yüzey işlemlerine göre; Yb:Fiber lazer ile tek yönlü (horizontal) tarama, Yb:Fiber lazer ile iki yönlü (horizontal-vertikal) tarama, Yb:Fiber lazer ile 3 yönlü (horizontal-vertikal-hipotenüs) tarama, Cojet, Kuşlama ve Kontrol grubu olmak üzere gruplar oluşturuldu.

Yüzey analizi için titanyum disk yüzeylerine yapılan farklı yüzey işlemleri sonrası; her bir gruptaki örneklere SEM görüntüleme, ıslanabilirlik testi ve profilometre testi uygulandı.

Titanyum disklere yüzey işlemleri yapıldıktan sonra kontrol grubu dahil olmak üzere; çapı 4 mm, yüksekliği 3 mm olacak şekilde düşük ısı porseleni (VITA Titanium Porselen) üretici firma talimatlarına uyarak uygulandı. Sonrasında hazırlanmış titanyum altyapılı porselen örnekler akrilik bloklara gömüldükten sonra 24 saat boyunca $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ distile su içerisinde bekletildi. Hazırlanmış akrilik bloklara gömülmüş örneklere makaslama testi uygulandı ve sonuçlar değerlendirildi.

Elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde; bağlantı kuvveti değerlerinin ortalamalarına ait farklılıkların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi yöntemi (One Way Anova) kullanıldı. Çalışmamızda istatistiksel anlamlılık olduğu durumlarda Tukey-HSD

ve Dunnett çoklu karşılaştırma istatistik testi farklılığın hangi gruplarda olduğunu belirlemede kullanıldı.

Araştırmamızın sonuçlarına göre en yüksek titanyum-porselen bağlantı değerleri; kumlama ve 3 yönlü fiber lazer ile pürüzlendirilmiş gruplarda görüldü. Sonuç olarak, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Yb:Fiber lazer uygulamasının istatistiksel olarak bir anlamı bulunmasa da porselenin titanyum diske bağlantısını arttırmada olumlu etkisi olduğu görüldü.

Anahtar Kelimeler: Titanyum, Yb:Fiber Lazer, Yüzey Pürüzlendirme, Porselen

IN VITRO EVALUATING THE EFFECT OF TITANIUM PORCELAIN BOND STRENGTH ON THE TREATED SURFACE OF TITANIUM DISCS PREPARED BY CAD-CAM TECHNOLOGY

Dt. Ibrahim Halil TEPE

Adviser of Thesis: Prof. Dr. Remzi NİĞİZ

Department of Prosthodontics

1.2. Abstract

The aim of our study is to compare the application of fiber laser application with aluminum oxide sand blasting and cojet, which is one of the other surface roughening methods, which is used for the first time in this study. Effect of titanium-porcelain bond strength was investigated in this study.

In total, 96 samples of titanium discs were prepared in a CAD/CAM device with a diameter of 6 mm and a height of 3 mm. Samples were divided into 6 groups (n: 10), including the control group, according to the applied surface treatment. Groups were formed according to the applied surface treatments. These are; One-way (horizontal) scanning with Yb:Fiber laser, two-ways (horizontal-vertical) scanning with Yb:Fiber laser, three-ways (horizontal-vertical- hypotenuse) scanning Yb:Fiber laser, Cojet, Sand blasting and Control group.

After surface treatment on surface of titanium discs for different surface treatments; SEM imaging, wettability test and profilometer test were applied to the samples in each group.

After surface treatments on titanium discs, including the control group; low heat porcelain (VITA Titanium Porcelain) with a diameter of 4 mm and a height of 3 mm was applied following the manufacturer's instructions. Afterwards, porcelain samples prepared with titanium inlays were placed in acrylic blocks and kept in 37 ± 1 ° C distilled water for 24 hours. Shear tests were applied to the samples embedded in prepared acrylic blocks and the results were evaluated.

In the statistical evaluation of the obtained data; One-way analysis of variance (One Way Anova) was used to compare the statistically differences of the mean values of the bond strength between titanium and porcelain. In our study, Tukey-HSD and Dunnett's multiple comparison statistical test were used in determining the differences among the groups.

According to the results of our study, the highest bond strength values on average; sand blasting and 3-way fiber laser roughness. As a result, no statistically significant difference was found between the groups. Although Yb:Fiber laser application is not found meaningful effect on titanium porcelain bond strength statistically, this method can be useful on titanium porcelain bonding.

Key Words: Titanium, Yb:Fiber Laser, Surface Roughing, Porcelain

2. GİRİŞ ve AMAÇ

Estetik üstünlüklerine rağmen, porselen materyalinin kırılgen yapısı protetik uygulamalarda metal alt yapılarla desteklenmesini gerektirir. Günümüzde kullanılan metal porselen restorasyonlardaki metal altyapılar, rijit materyaller olsalarda yüksek yoğunluklarından dolayı kütle olarak ağır gelmektedir. Alerjik olarak dokuda tepkimelere yol açabilmeleri, korozyon risklerinin hem protezin yapısında hem de dokuda yol açabildikleri bozulmalardan dolayı; alternatif bir materyal olan titanyumun metal alt yapı materyali olarak kullanılması için çalışmalar yapılmaktadır.

Titanyum esaslı materyaller; üstün biyolojik uyumluluğu, korozyon direncine dayanıklı olması, düşük yoğunluğu nedeniyle protetik tedavilerde yaygın olarak öne çıkmaya başlamışlardır (1). Ancak titanyum yüzeyinde oluşan oksit tabakası nedeniyle porselen ile bağlantısında çeşitli sorunlar çıkmakta ve bu da bağlantıyı zayıf kılmaktadır. Her ne kadar bu bağlantı probleminin üstesinden gelebilmek için düşük ısı porselenleri kullanılsa da, bu işlem bağlantı için yeterli görülmemektedir.

Literatürde; titanyum alt yapı üzerine uygulanan porselenin bağlantı direncini arttırmak ve metal yüzeyinin artıklardan uzaklaştırılması için çeşitli yüzey işlemleri yapılması önerilmektedir. Yüzeğe yapılan işlemler; yüzey geriliminin düşürülmesi, yüzey pürüzlülüğünün yükseltilmesi ve yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi ile bağlantı dayanım direncini arttırmaktadır.

Bu çalışmanın amacı; Titanyum materyalinin porselen ile bağlantısında, titanyum örnek yüzeylerine uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinden daha önce kullanılmamış Fiber lazer uygulamasının, diğer yüzey pürüzlendirme işlemleri (Cojet, Alüminyum oksit ile kumlama ve Kontrol grubu) ile karşılaştırılıp; titanyum-porselen bağlantısına olan etkisinin incelenmesidir.

Çalışmamızda;

. Makaslama testi kullanılarak, CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanmış titanyum alt yapı disk örneklerinin düşük ısı porseleni ile bağlantısına bakıldı,

. Titanyum disk yüzeyini pürüzlendirmek için daha önce uygulanmamış bir yöntem olan Ytterbium (Yb):Fiber lazer ile yüzey pürüzlendirme işlemi yapıldı. Öncelikle pilot çalışma yapılarak Ytterbium (Yb):Fiber lazer için doz parametreleri belirlendi.

. Disk yüzeylerine 3 farklı yönde Yb:Fiber lazer ile tarama yapılarak 3 farklı pürüzlendirme grupları oluşturuldu. Ayrıca cojet, kumlama ve kontrol grubu oluşturuldu. Toplamda 6 deney grubunun yüzey pürüzlendirilmesi; SEM, Profilometre, Islatma açıları değerlendirildi. Ayrıca örneklerin titanyum-porselen bağlantı direnci incelendi.

3. GENEL BİLGİLER

3.1. CAD/CAM Sistemlerin Tanımı ve Tarihiçesi

Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design (CAD)) ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacturing (CAM)) sistemleri; veri toplayıp geniş bir ürün yelpazesinde tasarım ve üretim yapmak için bilgisayarlardan faydalanan bir sistemdir. Diş hekimliğinde CAD/CAM uygulamaları 1980'li yıllara kadar kullanışlı olmasa da, endüstri alanında uzun yıllardır yaygın olarak kullanılırdı (2).

Dental CAD/CAM sistemleri ile ilgili önemli gelişmeler 1980'li yıllarda gerçekleşmeye başlamıştır. Dr. Francois Duret, 1971 yılında kron üretimi için ağızdaki dayanak dişin optik ölçüsünü almış, bir dizi sistemden faydalanarak oklüzal yüzeyin fonksiyonel şekli ile kron üretmeye başlamıştır. Sonrasında fonksiyonel hareketleri de gözeterek uygun bir kron tasarlamış ve bilgisayar kontrollü bir freze cihazından faydalanarak bir kron üretimi yapmıştır. Sopa sistemi ile sonrasında diş hekimliğindeki dental CAD/CAM sistemlerinin gelişimi önemli derecede etkilenmiştir (3). Dr. Moermann, ticari olarak CAD/CAM sistemi olan CEREC sistemini geliştirmiştir. O da seramik bir bloktan faydalanarak önceden hazırladığı kavitenin bir ağız içi tarayıcı ile doğrudan ölçüsünü alıp tasarımını yaparak inley üretmiştir. Dr. Moermann tüm bunları kompakt bir makine setinden faydalanıp hasta başında direkt gerçekleştirmiştir. Böylece CAD/CAM sistemleri diş hekimliği alanında hızlıca yaygınlaşmaya başlamıştır. Bu gelişme, diş hekimliğinde hastaya aynı gün seramik restorasyonlar yapılmasına fırsat tanımıştır. Bu sistemin ortaya çıkışı oldukça yenilikçi bir gelişme olarak kayda geçmiştir (4, 5, 6). Dr. Andersson ise Procera'nın geliştiricisi olarak yer almıştır.

3.2. Titanyum

Titanyumun genel olarak diş hekimliğinde yaygın olarak kullanımına başlaması 1980'lere dayanır. Titanyumun döküm işlemi başından beri hassas ve zor bir işlem olmuştur. Dr. Andersson kıvılcım erozyon tekniğini (spark erosion) kullanarak titanyum altyapı imal etmeye çalışmış ve CAD/CAM teknolojisine titanyum alt yapı üretimini dahil etmiştir. Bu sistemden sonralarında bir ağ sistemine bağlı üretim merkezi olarak tam seramik altyapıların üretiminde faydalanılmıştır. Ağa bağlı üretim sistemleri dünya genelinde birçok şirket tarafından günümüz diş hekimliğinde kullanılmaktadır (6, 7, 8). Üretim maliyetlerinde düşüş, malzeme kalitesinin ve imalat sürecindeki standartizasyon gibi ihtiyaçlardan dolayı; 1980'lerden beri araştırmacılar CAD/CAM teknolojisi ile restorasyon ve alt yapı üretiminin

otomatik olarak yapmayı, geleneksel olarak elle yapılan işlemlere göre daha uygun olması sebebiyle önermişlerdir (4, 5).

3.2.1. Titanyum Alaşımları

Titanyumun keşfi rahip William McGregor tarafından, 1791 yılında İngilterenin Cornwall kasabasında siyah manyetik kumların içerisinde görülmesiyle olmuştur. Klaproth yeni bir metalin oksidi olarak rutil (TiO_2)'i bulmuş ve Yunan mitolojisindeki Titanlardan esinlenerek, bu metale "titanyum" adını vermiştir (9). Titanyum oldukça reaktif bir metaldir. Titanyum özlerinden veya rutil (TiO_2)' den saf titanyumu ortaya çıkarmak zor bir işlemdir (10). Saf titanyumun elde edilmesi yöntemini 1930' larda Dr.Wilhelm Kroll bulmuştur. Dr.Wilhelm Kroll bu yöntemde kendi adını vermiştir ve bugün de kullanılan saf titanyum elde edilme yöntemi budur (9). Bu yöntemde ekzotermal bir reaksiyonla öncelikle titanyum özüne karbon ve klor eklemesiyle titanyum klorür ($TiCl_4$) elde edilir. Sonrasında titanyum klorür, magnezyum ve sodyum ile indirgenir. İndirgeme sonrası vakumlu ortamlarda eritilip birleştirilme ile titanyum ingotlar oluşturulur (10, 11, 12).

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 (13). α -titanyum alaşımları, özellikle Commercially Pure Titanyum-(CpTi)' dan ve oda sıcaklığında sadece α -fazı bulunduran α fazlı alaşımlardan oluşur. Bu alaşımların yüksek ısı işlemlerden sonra soğuma esnasında mekanik özelliklerinde ve mikro yapısında fark edilebilir değişimler meydana gelmemesinin sebebi, alaşımların yüksek derecede akma direncine sahip olmasındandır (13). Dış hekimliği alanında en çok ilgiyi, farklı titanyum alaşımlarından; saf titanyum ile Ti-6Al-4V alaşımı çekmiştir (1, 14).

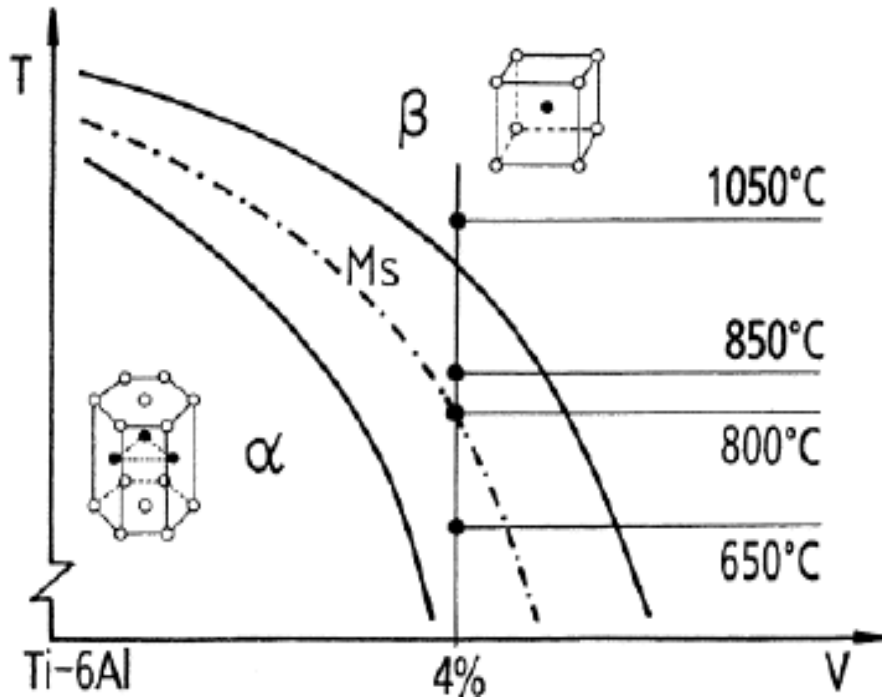
3.2.1.1. Saf Titanyum (Commercially Pure Titanyum-CpTi)

Alfa titanyum veya saf titanyum, Alman ve Amerikan standartlarında oksijen ve demir içeriğine göre dört sınıfa ayrılmıştır; Ti-1 (0.15 Fe; 0.12 O₂), Ti-2 (0.20 Fe; 0.18 O₂), Ti-3 (0.25 Fe; 0.25 O₂), Ti-4 (0.30 Fe; 0.35 O₂). Sınıf sayısı büyüdükçe demir ve oksijen miktarı artar. Saf titanyuma az miktarda karbon, azot, oksijen ve demir katılması belirgin derecede mekanik özellikleri geliştirmektedir. Oksijen miktarının değişmesi metalin elastik modülünü değiştirmektedir. Oksijen miktarının artışı, metalin akma dayanıklılığı ve sertliğini artırır, uzamayı azaltır. Az miktarda oksijen, demir veya vanadyumun metale eklenmesi, sertliği ve direnci arttırmaktadır. Oksijen veya azotun katılması ile çekme direnci ve esneklik sınırı artar,

darbe direnci ise azalır, oksijen içeriğinin artmasıyla ise şekillendirilmesi daha zorlaşmaktadır (15, 16, 17, 18). CpTi, oksijen içeriği % 0,18-0,40 oranındadır ve bu oran metalin tek fazda kalmasını sağlamaktadır. Saf titanyumun kullanımının az olmasının sebebi zayıf fiziksel özelliğidir.

3.2.1.2. Ti-6Al-4V

Titanyum alaşımının direncini yükseltmek için az miktarda alüminyum ve vanadyum eklenir. Bu yeni alaşımda Vanadyum β - stabilizasyonunda yer alırken, Alüminyum, α -stabilizörü olarak rol oynar. α - β dönüşümünün ortaya çıktığı sıcaklıkta bu elementlerin titanyuma eklenmesiyle bu dönüşüm engellenir ve bu şekilde oda sıcaklığında hem α - hem de β - formları meydana gelir. Ti-6Al-4V, iki fazlı yapı olarak α ve β grenlerinin yapısına sahiptir. Bu alaşımların titanyum alaşımları arasında en sık kullanılan alaşım olmasının sebepleri; düşük ısı derecesinde güçlü mekanik özelliklere sahip olmaları, çalışma şartlarının iyi olması ve kolay ulaşılabilişirliğidir (1, 14).



Şekil 1: Ti-6Al-4V faz diagramı (19)

3.2.2. Titanyumun Mekanik Özellikleri

Titanyum alaşımların mekanik özelliklerinin doğrudan bağımlı olduğu durumlar; alaşımda yer alan element ve oranları, fazların dağılımı ve termo-mekanik süreçtir. Titanyum

alaşımı birçok metalden oluşabilmektedir. Böylece alaşımın dökülebilirliğinin iyileştirilmesi, akma direncinin yükseltilmesi ve direncin artırılması sağlanmaktadır (20). Titanyumun mekanik özelliklerini artırmak için alüminyum ve vanadyum eklenmektedir. α -fazı göreceli olarak daha fleksibl ve yumuşaktır. β -fazı daha serttir, güçlüdür. α - ve β - fazlarının yüzdelerinin değiştirilmesiyle mekanik özellikler de önemli oranda farklı çıkmaktadır (13, 14).

Titanyum alaşımlarının kemiğe yakın elastiklik değerleri vardır (17-28 GPa). Bu durum dental implant materyali olarak titanyum alaşımlarının kullanılmasını sağlamaktadır (10).

3.2.3. Titanyumun Biyolojik Özellikleri

Titanyum alaşımlarının biyolojik uyumluluğu diş hekimliğinde tercih edilmelerinin en önemli nedenidir. Bu biyolojik uyum özellikleri, üstün korozyon dirençleri sayesinde olmaktadır. Korozyon direnci yüzeyde meydana gelen ve elektrokimyasal ataklara karşı materyali koruyan pasif oksit tabakası ile olmaktadır (1). Yapılan invitro araştırmalar titanyumun toksik ve mutajenik olmadığını ortaya koymaktadır (21, 22, 23).

3.2.4. Titanyumun Korozyon Direnci

Korozyon, materyal özelliklerinin olumsuz yönde etkilenmesine sebep olan, metallerin ortam ile kimyasal ya da elektrokimyasal reaksiyonudur. Korozyon, hem protezlerin bozulmasına sebep olur hem de protezden potansiyel olarak toksik veya alerjik parçaların yayılımına sebep olur. Metalik biyo-materyallerin en önemli özelliklerinden biri korozyon direncidir (1, 24). Gerek saf titanyum, gerek Ti-6Al-4V, korozyona karşı direnci yüksek materyallerdir. Titanyumun yüzeyinde oluşan 10 nm kalınlığına yakın solid oksit tabakası (TiO_2) sayesinde, titanyum materyalinin yüksek korozyon direnci oluşur. Böylece titanyum asit ataklarına, termal ve kimyasal faktörlere karşı korunur. Yine biyolojik ortamlarda yapılan araştırmalarda da, titanyumun mükemmel korozyon direnci gösterilmektedir (1, 24).

3.2.5. Titanyumun Dental Alandaki Kullanımı

Diş hekimliğinde titanyum dental implant materyali olarak, yüzey kaplamasında ve daha yeni olarak da sabit, parsiyel ve total protezlerde, ortodontik tellerde ve endodontik döner aletlerde kullanımı mevcuttur (13, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35).

3.2.6. Titanyum Üretimi

Metal restorasyonların üretiminde, sıklıkla kullanılan yöntemlerden biri mum atım tekniği ile döküm yöntemidir. Titanyum dökümünde uygun metodu bulmak için 1980' lerin

ortalarından günümüz diş hekimliğine kadar çok fazla araştırmalar yapılmıştır (36, 37, 38, 39). Günümüz diş hekimliğinde üç farklı sınıfta özel olarak dizayn edilmiş titanyum döküm sistemleri vardır. Bunlar, eritme ve dökümün farklı bölmelerde olduğu basınç/vakum döküm (Castmatic, Dentaurum), eritme ve dökümün aynı bölmede olduğu basınç/vakum döküm (Cyclarc, J Morita) ve vakum/santrifüj döküm (Tycast, Jeneric/ Penetron ve Titaniumer, Ohara) sistemleridir (10). Maalesef tüm bunlara rağmen titanyumun dökümü konusunda az bir ilerleme olsa da büzülme ve porözite oluşumu gibi daha birçok teknik problem bu konuda varlığını sürdürmektedir (36, 40). Döküm yöntemlerinden sonra günümüz diş hekimliğinde bir yenilik olarak bazı sistemler, CAD-CAM ile beraber çalışılarak freze yöntemleri (milling) ile titanyum restorasyonlar üretilmiştir. Böylece konvansiyonel döküm yöntemlerine göre daha basit ve daha uyumlu üretime fırsat tanınmıştır (10, 36, 41). Anderson; Procera (Nobel Biocare) sistemi üzerinden CAD-CAM yöntemiyle ilk titanyum kron ve sabit parsiyel protez üretimini yapmıştır (10, 42). Procera (Nobel Biocare) sisteminde üretim; freze, spark erozyon ve lazerle kaynak yöntemlerinin bir araya gelmesiyle oluşturulmuştur (36, 43). Procera'nın bu üretim sistemiyle beraber, konvansiyonel yöntemlerde sıklıkla görülen döküm problemlerinden büzülme ve porözite gibi hatalar da ortadan kalkmıştır (36). Günümüz diş hekimliğinde teknolojinin gelişimiyle beraber önceden hazır titanyum bloklarını, CAD-CAM yöntemiyle işleyebilen birçok sistem vardır (11, 44, 45, 46, 47).



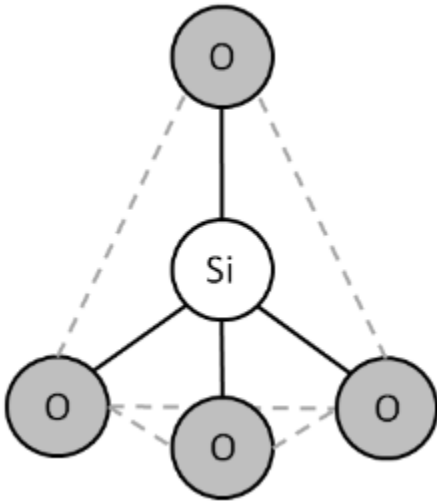
Şekil 2: CAD-CAM ile frezelenen titanyum blok görüntüsü (48)

3.3. Dental Seramikler

Dental seramikler, doğal dentisyona benzerliğiyle yüksek düzeyde estetik özellikleri var olan restoratif materyallerdir. Henüz hiçbir materyal seramiklerin renk, ışık geçirgenliği ve doğala en yakın görünüm gibi özelliklerinden üstün olacak şekilde geliştirilememiştir. Seramikleri oluşturan bileşenler; camsı fazı oluşturan feldspar (% 70-80 oranında), doldurucu pozisyonundaki silika (SiO_2), kuartz (% 10-30 oranında) ve porselen hamuruna elastikiyet sağlayan kaolindir (% 0-3 oranında). Dental seramiklerin olumlu özellikleri; kimyasal stabilitesinin iyi olması, materyalin ışık geçirgenliğinin iyi olması, yüksek basma kuvvetine olan direncinin fazla olması ve termal genleşme katsayılarının diş dokusuna yakın olması ile biyouyumlu olup plak birikimine fırsat tanımamasıdır (49).

3.3.1. Dental Seramiğin Yapısı

Dental porselen; felspar, kaolin ve kuartz olmak üzere 3 ana maddeden oluşan, dört oksijen (O_2) atomunun merkezde bulunmasıyla ve bir silisyum (Si_{4+}) atomu ile kimyasal bağ yaparak meydana gelen silisyum tetrahedron (SiO_4) yapısında bir birleşimdir.



Şekil 3: Silisyum Tetrahedron birleşimi (50)

3.3.1.1. Feldspar (%70-80)

Sodyum alümina silikat'ın ($\text{Na}_2\text{O}_2\text{Al}_2\text{O}_26\text{SiO}_2$) Potasyum alüminyum silikat ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_26\text{SiO}_2$) ile karışımıyla oluşan feldspar, dental porselenlerde ana çatıyı oluşturur ve malzemeye saydamlığı verir. Kitlenin bütünlüğünü birleştirici özelliğiyle sağlar (51).

3.3.1.2. Kuartz (%10-30)

Kuartz silika yapısındadır (Si_2O), porselenin ana çatısındaki diğler bileşenlere göre daha yüksek erime derecesine (1700°C) sahiptir, doldurucu olarak porselende yer alır. Kuartz sayesinde porselen pişirilme sırasında değışime uğramaz. Fırınlama işlemindeki büzülme engellenir. Fazla ısıl derecelerde kitle stabilize kalır. Termal genişleme katsayısını stabil tutarak porselenin rijiditesini yükseltir. Diş morfolojisi dizaynının özelliklerinin değışime uğramasını önler (49).

3.3.1.3. Kaolin (%0-3)

Kaolin bir alüminyum silikat hidrattır ($\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 2\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Erime derecesi 1300°C ' dir. Dental porselende %1-5 oranında kaolin vardır. Kaolin porselen kitlesini bir arada tutarak porselenin modelajının daha rahat yapılmasını sağlar ve diğler elemanların yapıya bağlanmasına olanak sağlar (52).

3.3.2. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Dental porselen sistemleri için çeşitli şekilde sınıflandırmalar mevcuttur;

3.3.2.1. Fırınlanma Derecelerine Göre Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Fırınlanma derecelerine göre dental porselenler: (53)

- 1) Yüksek ısı porselenleri
- 2) Orta ısı porselenleri
- 3) Düşük ısı porselenleri
- 4) Ultra düşük ısı porselenleri

Yüksek Isı Porselenleri

$1290-1370^\circ\text{C}$ arası fırınlanma sıcaklıkları vardır (54). Yapay dişlerin yapımında kullanılırlar. Nadiren de yüksek sıcaklıkta pişirilen jaket kronların yapımında da kullanılırlar (53, 55, 56).

Orta Isı Porselenleri

$1090-1260^\circ\text{C}$ arası fırınlanma sıcaklıkları vardır (54). Yüksek ısı porselenine göre içeriğindeki akışkan miktarı daha fazla olup daha düşük derecelerde erirler. Gövde porseleni yapımında kullanılırlar (53, 55, 56, 57, 58).

Düşük Isı Porselenleri

870-1065°C arası fırınlama sıcaklıkları vardır (54). Kullanım alanları arasında metal destekli porselen restorasyonlar, jaket kron, alüminoz porselenler vardır. Fırınlama sonrasında homojenitesi daha yüksek, camsı yapıya daha yakın, daha az miktarda kuartz içeren mikro yapı içerirler (53, 55, 56, 58).

Ultra Düşük Isı Porselenleri

850°C' den daha düşük sıcaklıkta fırınlanırlar (53). Bu gruba giren porselen çeşitlerinden bazıları büzülme katsayılarının düşük olmasının avantajıyla titanyum alaşımı porseleni olarak kullanılmaktadır. Ultra düşük ısı porselenleri, metal oksit açığa çıkarma riskini, düşük fırınlama sıcaklıkları sayesinde azaltmaktadır (53, 56).

3.3.2.2. Yapım Tekniklerine Göre Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Yapım tekniklerine göre dental porselen sınıflaması: (59, 60)

- a. Metal destekli dental porselenler
- b. Metal desteksiz dental porselenler
 - 1) Dökülebilir porselenler
 - 2) Geleneksel toz-likit porselenler
 - 3) Isı ve basınç altında preslenen porselenler
 - 4) Bilgisayar destekli (CAD-CAM) hazırlanan porselenler
 - 5) İnfiltrasyon porselenler

3.3.2.3. Uygulama Alanlarına Göre Dental Porselenlerin Sınıflandırılması

Uygulama alanlarına göre dental porselen sınıflaması: (56)

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

3.4. Titanyum Porselen Bağlantısı

Titanyum; diğer metal-porselen restorasyonlarına alternatif olarak mükemmel derecede biyouyumlulukları, yüksek korozyon dirençleri, mekanik özelliklerinin iyi olması ile diş hekimliğinde kullanılmaktadır (1).

Sabit protetik tedavilerde titanyum altyapının üretimi ve porselen ile bağlantı sorunları gibi birçok sorun ile karşı karşıya gelinmektedir (61). Titanyumun yüzeyi oksijen ile kontaminasyona açıktır. 800°C üzerindeki ısı derecelerde titanyum altyapının üzerinde ani bir şekilde “α tabakası” denilen kalınlığı kontrolsüz bir oksidasyon tabakası meydana gelir ve porselen ile bağlantı problemlerine yol açar (62). Bu kontrolsüz oksidasyon tabakası üzerine araştırmalarda, döküm ve döküm olmayan titanyum yüzeylerinde oluşan oksit tabakasının yapısı, kalınlığı arasında istatistiki olarak anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir (62, 63, 64). Ayrıca mekanik ve ısıl streslere karşı koyabilmesi için metal-porselen arasındaki bağlantının belli bir noktada olması gerekir (65). Bu bağlantıyı etkileyen birçok kimyasal, mekanik, ısıl faktör vardır (65, 66, 67, 68, 69). Değişik yüzey işlemleri ile oksidasyon probleminin önüne geçilebileceği bildirilmiştir. Titanyum yüzeyinin kumlanması, asit ile pürüzlendirilmesi, lazer ile pürüzlendirilmesi gibi yüzey pürüzlendirme işlemleri sayılabilir (65, 68, 70, 71).

3.5. Titanyum Yüzeyinin Hazırlanmasında Kullanılan Metotlar

3.5.1. Kumlama Yöntemi

Kumlama yönteminde, mikro mekanik bağlantıyı artırmak için materyallerin yüzeyini temizlemek ve yüzey alanının artırılması düşünülmüştür. Genel olarak metal yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Kumlama için Al₂O₃ partikülleri kullanılır. Al₂O₃ ile bağlantı alanı artar, yüzeyin işlenmesiyle yüzey gerilimi azalır ve sonuç olarak mikro mekanik tutuculuk olumlu yönde etkilenmiş olur (72, 73).

3.5.2. Cojet Uygulaması

Cojet sistemi diş hekimliğinde; metal-seramik, tam seramik ve kompozit restorasyonların adeziv simantasyonunda, simantasyon yapılmadan önce restorasyonun iç yüzeyinin pürüzlendirilmesinde, silika kaplama yöntemi olarak kullanılabilir. Ayrıca seramik ve kompozit restorasyon defektlerinin direkt tamirinde de uygulanabilmektedir.

Cojet sistemlerinin çalışma prensibi, uygulanacak yüzeye dik açıyla 10 mm mesafeden sistemin özel tabancasıyla 15 sn silika püskürtülmesidir. Bu püskürtme işleminde 30 µm lik

silika ile kaplı Al_2O_3 kum partikülleri, 2.8 barlık basınçla uygulanır ve tanecikler yüzeye belirli bir enerji ile gömülürler. Böylece yüzey, silika partikülleri ile örtülmüş olur ve mikro mekanik bağlantıyı sağlayan retatif yüzeyler oluşur. Bundan sonraki işlem silikatizasyon olarak bilinen, iki farklı yapıyı birbirine kimyasal olarak bağlamak için kullanılan silanın uygulanmasıdır (74).

3.5.3. Lazer Uygulaması

3.5.3.1. Lazerin Fiziği

Işık bir enerji formudur, dalga ya da partikül şeklindedir. Foton olarak isimlendirilir. Dalgalar halinde yol alır. Foton dalgasının 3 önemli özelliği mevcuttur; Dalga Yüksekliği (*Amplitude*), Dalga Boyu (*Wavelength*), Dalga Hızı (*Velocity*)' dır (75).

Bir atom bir etkenle uyarıldığında oluşan foton yayılımının yönü ve zamanı net değildir. Ancak bir foton E enerjisine sahipse ve E2 enerjili uyarılmış bir atoma çarparsa; bu foton 2. atomun da uyarılmasına neden olur. Bu 2. foton kendisine çarpan ilk fotonla benzer hareket yolu ve benzer enerjili olmuş olur. Eğer bu 2 atom yollarına çıkan E2 enerjiye sahip bir diğer atomla etkileşirse ya da çarparsa, lazer ışınının özelliklerinde birbirine yapışık (*coherent*), birbirine paralel (*collimated*) ve tek dalga boylu (*monochromatic*) ışık fotonları meydana gelir (76).



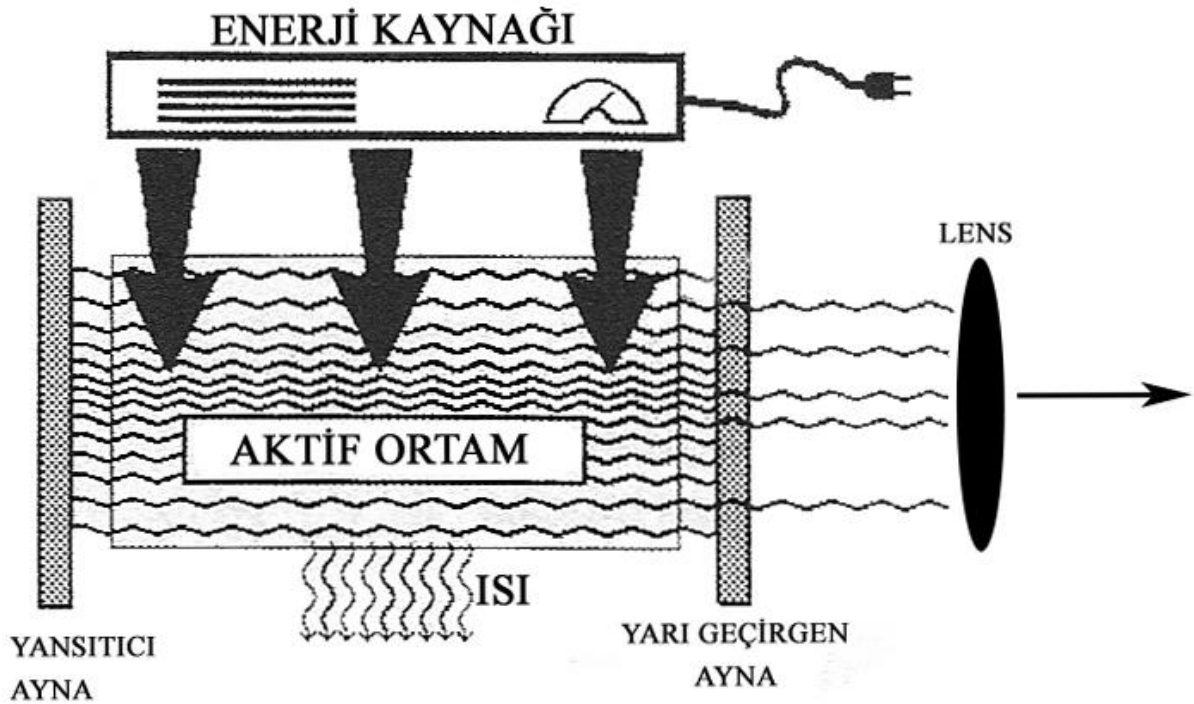
Şekil 4: Lazer ışığının özellikleri (tek renkli, eş fazlı, paralel) (76)

Lazer ışığı tek bir dalga boyuna sahipken, lazer olmayan ışının içerisinde birçok dalga boyu vardır. Klinik açıdan ve biyolojik açıdan ele alındığında, lazer ışınının en önemli özelliği tek dalga boyulu (*monochromatic*) olmasıdır (77).

Lazer aygıtları ya pulsatif ya da devamlı olacak şekilde ışık yayar. Saniyedeki atım sayısı ile pulsasyon tekrarları sayılır ve *Hertz* (Hz) olarak isimlendirilir. Termal rahatlama zamanı diye de bu aralık tanımlanır ve hedef dokunun işleme tabi tutulduğu sırada dokunun cevabını belirlediği için önemlidir. Enerji ünitesi her atım için *millijoule* (mj)'dür. Enerji ile tekrar sayısının çarpımıyla lazerin gücü elde edilir ve *watt* (W) güç birimi olarak tanımlanır (78, 79).

3.5.3.2. Lazer Aygıtının Komponentleri

Lazer cihazı üç ana birim sayesinde lazer ışığı üretebilmektedir. Bunlar; enerji kaynağı, lazer materyali, mekanik yapıdır. Lazer aygıtının komponentleri; güç kaynağı, lens, optik kavite, tamamen yansıtıcı ayna ve kısmi yansıtıcı aynadır. Optik kablo yardımıyla açığa çıkan ışığa yön verilir (78).



Şekil 5: Lazer komponentlerinin diagramı (80)

3.5.3.3. Lazer Aktif Maddesi (Aktif Ara Madde)

Lazer aktif maddesi lazer ışınının ortaya çıkmasını sağlayan maddedir. Lazer aktif maddesi, aktive edilmiş dış kaynak tarafından meydana getirilen enerjiyi soğurur, sonrasında bu

enerjiyi meydana getiren atomlar, iyonlar ya da moleküller düzeyinde fark oluşturarak enerjiyi ışığın fotonları şeklinde dışarıya aktarır. Bu durum, elektronlar daha fazla enerji seviyelerine yükselip; sonra daha eksik enerji bantlarına düşerken saldıkları fotonların yayılmasıyla meydana gelir (79).

Lazer aktif maddesi ya da aktif ara madde, ışığın rengini (eğer ışın görünür ışın) ve lazer cihazının dalga boyunu belirler. Yapılmış olan çalışmalarda da, lazerlerin tipi; ara maddenin adına göre belirlenmişken, dalga boyuna göre adlandırılmamıştır (81).

Aktif maddeye göre lazer sınıflaması : (80)

1. Katı maddeler (Granit, Yakut, Alexandrit, Yitrium-Aluminium-Garnet kristalleri)
2. Gazlar (CO₂, Argon)
3. Uyarılmış asal gazlar (Excimer lazer, Argon/Klor, Xenon/Flor)
4. Boya tanecikleri (Dye lazerler)

3.5.3.4. Lazer Kullanım Parametreleri (82, 83, 84)

Spot çapı (mm): Lazer ışınının belirlenen dokudaki noktaya odaklandığı ve enerjisinin fazla olduğu dairenin çapıdır.

Atım Devam Süresi (ms, µs): Puls aralığı, atım genişliği veya süresi aynı şeyi ifade eder. Lazer enerjisinin hedef dokuya ne kadar zaman boyunca aktarıldığını gösterir.

Dalga boyu (nm): Lazer ışık demetinde birbirini takip eden ışıkların tepe noktaları arası mesafedir.

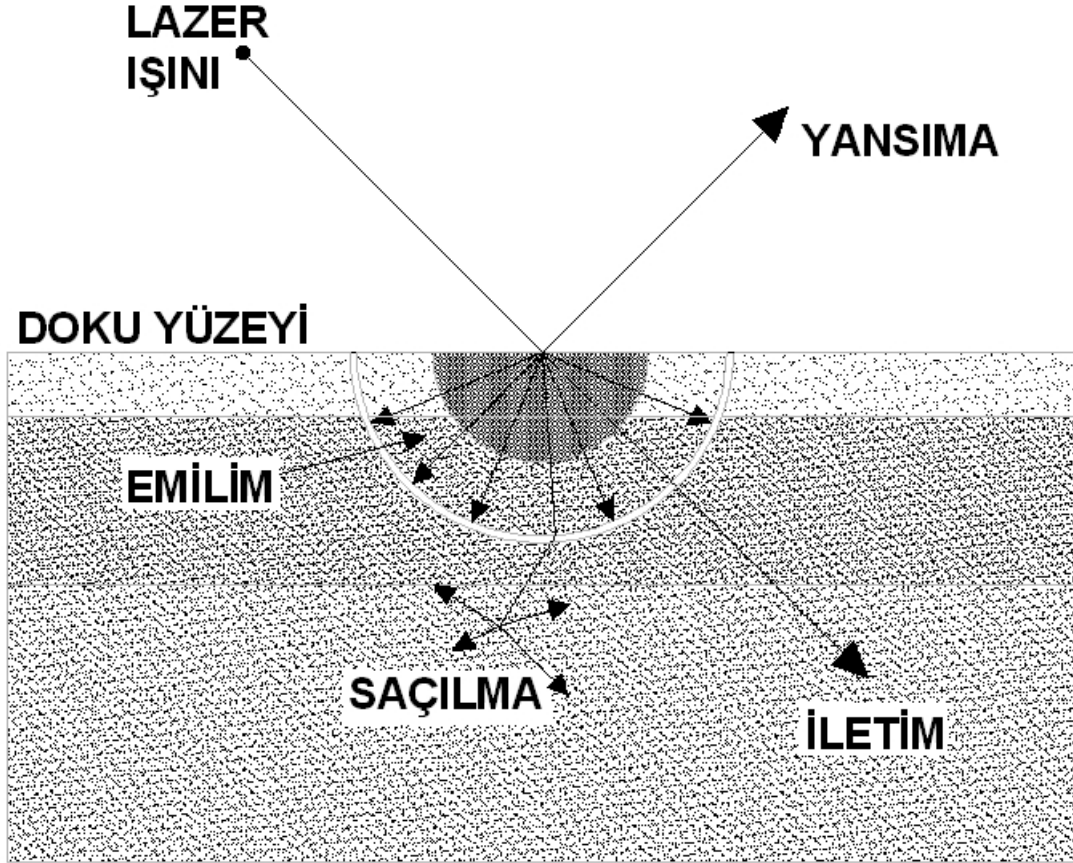
Frekans (Hz): Bir olayın birim zamandaki tekrar sayısına frekans denir. Saniyedeki belirli bir noktadan geçen dalga sayısını ifade eder. Başka bir ifade ile lazer ışığının bir saniyedeki atım sayısına denir. Frekans ile dalga boyu arasında belirli bir ilişki vardır. Dalga boyu arttıkça ters orantılı olarak frekans düşer.

Güç (W): 1 sn'de yayılan 1 joule enerji, 1 Wattlık lazer gücünü tanımlar.

Enerji (J): Birimi jouldür (J) ve zamanla gücün çarpımına karşılık gelir.

3.5.3.5. Lazer Işığının Dokudaki Etkileri

Lazer ışını; emilerek, yansıyorak, saçılarak ve transit geçerek hedef oldukları dokuyu etkiler. Lazer ışığının fotobiyolojik etkileri de mevcuttur (85).



Şekil 6: Lazerin dokudaki etkileri

3.5.3.6. Lazerlerin Sınıflandırılması

A- Kullanım alanlarına göre : (86)

- 1) Tip I Lazerler: Argon (Rezin polimerizasyonu / Diş beyazlatma)
- 2) Tip II Lazerler: Argon (Rezin polimerizasyonu / Diş beyazlatma ve yumuşak doku lazeri)
- 3) Tip III Lazerler: CO₂, Diode, Nd:YAG (Yumuşak doku lazeri)
- 4) Tip IV Lazerler: Er:YAG (Sert doku lazeri)
- 5) Tip V Lazerler: Er,Cr:YSGG (Sert doku / Yumuşak doku / Diş beyazlatma)

B- Lazer aktif maddesine göre sınıflandırma : (86)

- 1) Gaz içeren lazerler
- 2) Katı madde içeren lazerler
- 3) Uyarılmış asal gaz halojenitleri içeren lazerler
- 4) Yarı iletken çubuklar içeren lazerler
- 5) Boya tanecikleri içeren lazerler

C- Lazer ışını hareketlerine göre sınıflandırma : (86)

- 1) Nabızsal şekilde ışın veren
- 2) Dalgalı akım olarak ışın veren
- 3) Devamlı ışın veren

D- Lazer ışını dalga boylarına göre sınıflandırma : (86)

- 1) Görünen ışık
- 2) Ultraviyole
- 3) Enfraruj

Günümüzde olan diğer bir sınıflandırma da şu şekildedir : (87)

Gaz lazerleri

1- Atom Lazerleri

a)Helyum-Neon Lazerleri

2- İyon Lazeri

a)Kripton İyon Lazeri

b)Argon İyon Lazeri

3- Moleköl Lazerleri

a)CO₂ Lazeri

b)Excimer Lazer

c)Uzak kızıl-altı Lazeri

4- Metal Buharı Lazeri

a)Altın Buharı Lazeri

b)Bakır Buharı Lazeri

5- Yarı İletken Lazerleri

a)Diyot Lazeri

6- Sıvı Lazerleri

a)Boya Lazerleri

7- Katı Hal Lazerleri

a)Nd:YAG Lazeri

b)Ti-Safir Lazeri

c)Yakut Lazeri

8- Diğer Lazerler

a)Serbest Elektron Lazerleri

b)X ışını Lazerler

c)Fiber Lazerler

3.5.3.7. Fiber Lazer

Fiber lazer, adını ışığın içerisinde geçtiği fiber kablodan alır. Işığın kalitesi ve hızı bu kablo yardımıyla çok kaliteli ve yüksek olur. Fiber kablonun içinden geçen ışıklar

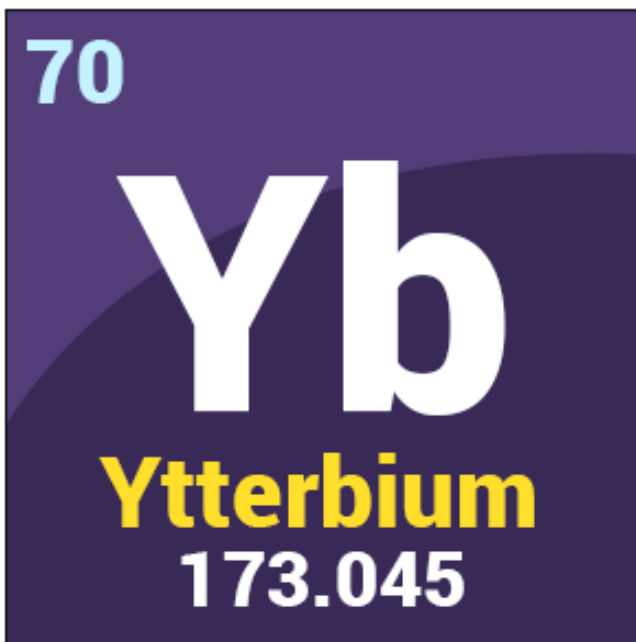
arasında farklılıklar olabilir. Bunlar fiber lazerler arasında sıklıkla kullanılan; Yb (ytterbium), Er (erbium), Tm (thulium) ve Nd (neodmium) fiber lazerlerdir (88).

Temelinde fiber optik, bir sinyali iletebilmek amacıyla elektrik değilde ışığı kullanan bir iletim aracıdır. Optik fiberler ise saf camdan oluşturulmuş saç teli kalınlığı boyutundaki uzun ipliklerdir. Bu fiberler, yansıtıcı bir kılıfa doldurulur. Böylece ışık fiberlerin içine hapsedilmiş olur. Kablonun en dışı koruyucu bir kılıfla örtülür. Böylelikle fiber optik kablolar, ışık hızı diye adlandırılan, daha fazla mesafelere daha yüksek değerlerde veri aktarımını en yüksek hızla aktarmış olur. Fiber optik kabloların her zaman tutarlı bir bağlantı sunmasının sebebi çevresel koşullara karşı çok iyi korunmalarıdır. Böylece çevresel koşulların ağır rutubetli, nemli ve aşırı yağışlı olduğu ortamlardan etkilenmez (89).

Fiber kablolarda dışarıdan içeriye doğru herhangi bir etkileşim ve sızıntı olmazken; bilgi, en güvenilir biçimde çok uzak mesafelere değişmeden aktarılır (90).

Fiber optik kablolar; üretildikleri madde, sızdırmazlığı ve fiziksel boyutları ele alındığında değişime gereksinim duymadan çok uzun zaman kullanılırlar (90).

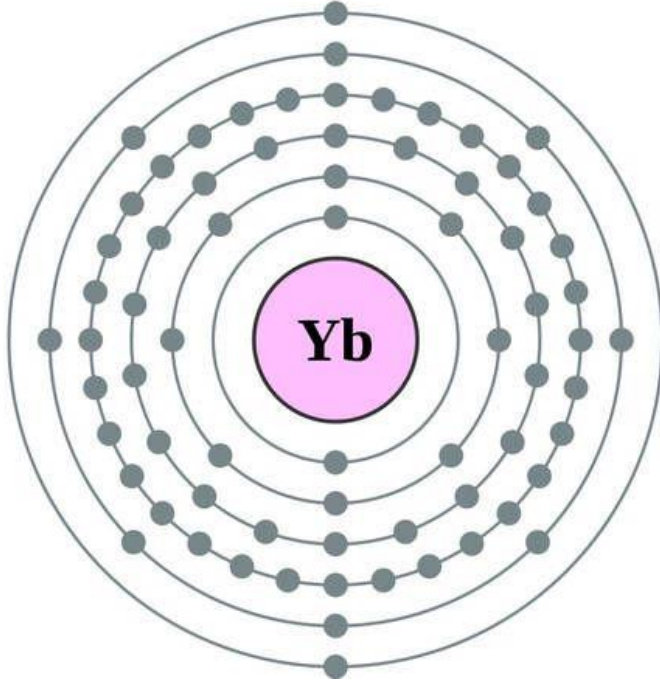
Ytterbium; atom numarası 70, sembolü Yb olan kimyasal bir elementtir. Periodik tabloda 6f grubundandır. Kristal yapısı kübik merkezli yüzeydir. Young modülüsü 24/GPa'dır. İlk kez 1878 yılında Jean de Marignac tarafından İsviçre'de bulunmuştur (91).



(a)

70: Ytterbium

2,8,18,32,8,2



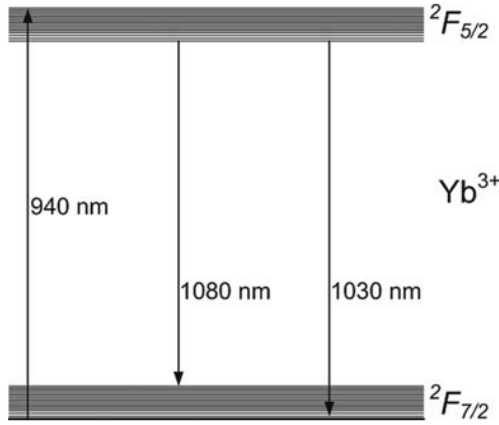
(b)



(c)

Şekil 7: Ytterbium elementi (a, b, c) (92)

Yb:Fiber lazerler, 1030-1080 dalga boyuna sahiptir. Yb:Fiber lazer, tıpta sıklıkla kullanılan 1064 dalga boyundaki Nd:YAG lazerlere alternatif hale gelmektedir. 80 W' dan daha yüksek güç sağlayan mikro saniye Yb atımlı lazerler; abdominal cerrahi, jinekoloji, kardiyovasküler hastalıklar ve diş hekimliği gibi farklı alanlarda kullanılmaktadır (88).



Şekil 8: Fiber kablolar arasından, Yb³⁺ iyonları için iki düzeyli geçiş yapısı (60)

Yb:Fiber lazer yoğun şekilde kullanılan CO₂ ve Nd:YAG lazerlerine alternatif oluşturmaktadır (87). Yb:Fiber lazerin gücü farklı şekilde olabilir (20 W, 30 W ve 50 W). 100-120 ns arasında puls süresi vardır. 178 mm lens çalışma mesafesi vardır. Markalama alanı 110x110 mm dir. Tek modlu bir fiber kablo vasıtasıyla dağılma limitli lazer ışın demetini, bu lazerler direkt olarak hedef noktasına aktarır (93).

Lazerin gücünü aşamalı şekilde indirgeyen lazer kontrol kartı sayesinde, bu lazer sisteminde güç dalgalanması pek fazla yaşanmaz. Küçük makinelerin entegrasyonu ve çizgilerin üretimini kolaylaştırmada; lazer başlığının, deflector (saptırma) biriminin ve tedarik biriminin boyutlarının küçüklüğü işe yarar (87). Tarama kafaları lazer ışık demetini kilowatt gücünde hızlı ve hassas şekilde yansıtıp pozisyonunu ayarlayacak şekilde tasarlanmışlardır. 20 ve 25mm lik diyaframlar yardımıyla, geniş resim alanları ile beraber küçük nokta boyutları elde edilmektedir. Lensler ışık demetiyle bir hizada konumlandırılarak lazerin kırılmasına karşı önlem alınmış olur.

Yb:Fiber lazerlerin 50 derecelik bir kırılma açısı vardır. Böylece, lenssiz ışığı yoğun bir ışın demeti haline dönüştürmenin olanaksız olduğu anlaşılır. Oto fokus kabiliyetine sahip olmayan bazı fiber lazer markalama cihazları da vardır. Manuel şekilde bir ayar vidası yardımıyla odaklama uzaklığı ayarlanır (93).



Şekil 9: Yb:Fiber lazer sistemi (92)

Yb:Fiber Lazerin Kullanıldığı Malzeme İşleme Teknikleri (87)

- Yazı kazıma (etching)
- Kaynak (welding)
- Hibrit kaynak (hybrid welding)
- Kesme (cutting)



Şekil 10: Yb:Fiber lazer ile kaynak yapılmış, yazı yazılmış ve oyma yapılmış örnekler

Fiber lazer öncelikle promosyon, medikal, kuyumculuk, kalıp, savunma sanayi ve otomotiv olmak üzere metal ve plastik malzeme üretimi yapan neredeyse tüm sektörlerde kolaylıkla kullanılan bir lazerdir (94).

Avantajları:

- Fiber lazerler az yer kaplarlar.
- Fiber lazerin 100.000 saat diyot ömrü vardır ve yüksek verim verirler (CO₂ %10, Nd: YAG %2, fiber lazer %25).

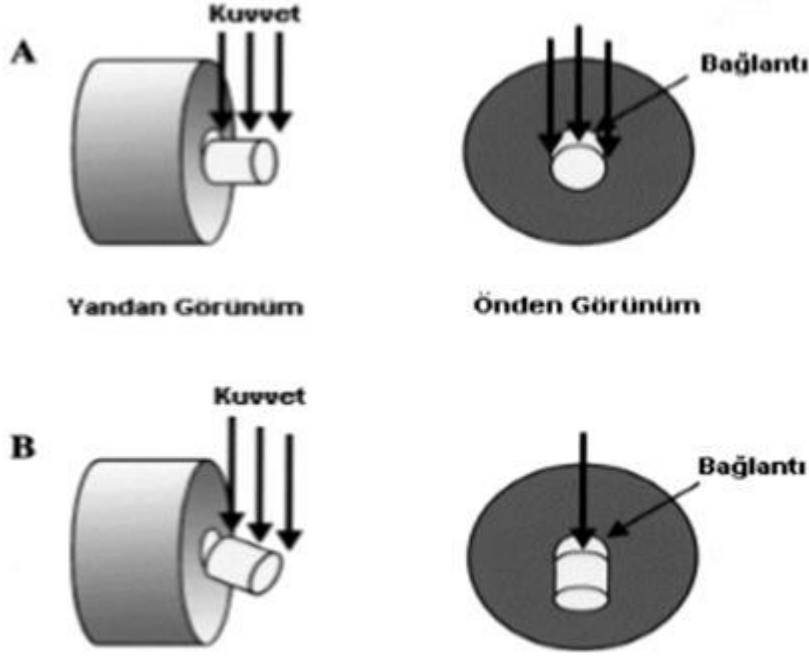
- Fiber lazerlerin bakım maliyeti yoktur.
- Fiber lazerlerdeki korunan fiber optik kablo sayesinde yüksek kalitede lazer ışınları oluşur.
- Fiber lazerlerin 50 metreye kadar ışık kalitesinde bir değişiklik olmaz ve güç kaybı oluşmaz.
- Fiber lazerler; bronz, pirinç, bakır, aliminyum gibi kesimi zor ve yansıma oluşturan malzemeleri kolaylıkla keser. Fiber lazerlerin yansıtma özelliği hemen hemen hiç yoktur.
- Fiber lazerlerin yüzeysel temizlikten başka, bakım ve servis maliyeti yoktur.

20 W, 30 W ve 50 W olmak üzere Yb:Fiber lazer cihazları günümüzde bulunur. Bunlar da genelde sanayide olan kullanım alanlarında 20 W'lık, 30W'lık ve 50W'lık tezgahlar şeklinde adlandırılır. Lazer markalama cihazlarından bazıları Laseral Yb:Fiber, Telesis, Trumpf, Sei markalarıdır.

3.6. Makaslama Testi

Günümüze kadar incelenmiş materyallerle ilgili araştırmalarda, çoğu zaman klinik başarıyı etkileyecek mekaniksel laboratuvar testleri üzerinde yoğunlaşmalar olmuştur. Bağlantının kuvvetlendirilmesinde bilimsel araştırmalarda kullanılan testlerin %26 sı, makaslama bağlanma dayanım testidir (95, 96). Makaslama bağlantı kuvveti testi, farklı alt yapı materyali ile üst yapı porseleni arasındaki bağlantı dayanımının incelenmesinde kullanılan en temel testlerden biridir. Bir adhesiv sayesinde birbirine bağlanan iki materyalin arasındaki ayrılma meydana gelene kadar kesme kuvvetinin uygulanmasıdır. Makaslama bağlantı kuvveti testi uygulaması rahat, oldukça basit ve hızlı sonuç veren bir testtir (95, 97)

Yük uygulama hızı çoğu zaman 0,5 mm/dak. olarak bağlantı testlerinde uygulanır. Uygulanan yükün birim alana bölünmesi ile pound/inch², kg/cm², N/mm² (MPa) olarak bağlantı direnci tanımlanabilir (98).



Şekil 11: Makaslama testine ait şematik görünüm (99)

3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscopy) (SEM)

Primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin incelenmesi taramalı elektron mikroskobundaki temel prensiptir. Tarama işleminden önce belirli bir prosedüre göre örnekler hazırlanır. Sonrasında yoğunluğu gitgide arttırılan etanol içinde dehidratasyon için bekletilir ve kimyasal kurutma yapılır. Örnekler Kakodilat buffer solusyonunda %2,5 gluteraldehit içinde bekletilir. Primer elektron demeti tarama işlemi sırasında örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşerek bu elektronların etrafa yayılmasına sebebiyet verir. Algılayıcıya gelen elektron sayısı ne kadar az ise; görüntü o kadar karanlık, algılayıcıya iletilen elektron sayısı ne kadar çoksa o bölgenin görüntüsü de o kadar parlak olur. Örnek yüzeyinin gri tonlarının görüntüsü bu yolla elde edilir (100).

3.8. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi (Profilometre)

Profilometre yüzey pürüzlülüğünü incelemek için kullanılan bir cihazdır. Örnek yüzeyinde elmastan olma tarayıcı bir uç gezindirilirken, açığa çıkan yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanıp kaydedilir (101, 102).

Profilometre ile yüzey pürüzlülüğü incelenmesinde birçok parametre vardır. Bunlardan Ra, Sa, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranı en sık kullanılan parametrelerdir (103). Ra parametresi, yüzeyin ortalama pürüzlülüğüdür. Ra parametresi hedeflenmiş bir ölçüm mesafesindeki

yüzeyin tüm düzensizliklerinin mutlak toplamının aritmetik ortalaması şeklinde ortaya çıkar. R_a çizgisel pürüzlülük parametresidir. Alansal pürüzlülük hesaplanırken, S_a parametresi kullanılır. R_z inceleme aralığındaki en tepe beş çıkıntının ortalamasıdır. R_{pm} ise en dip beş girintinin ortalamasıdır (103).

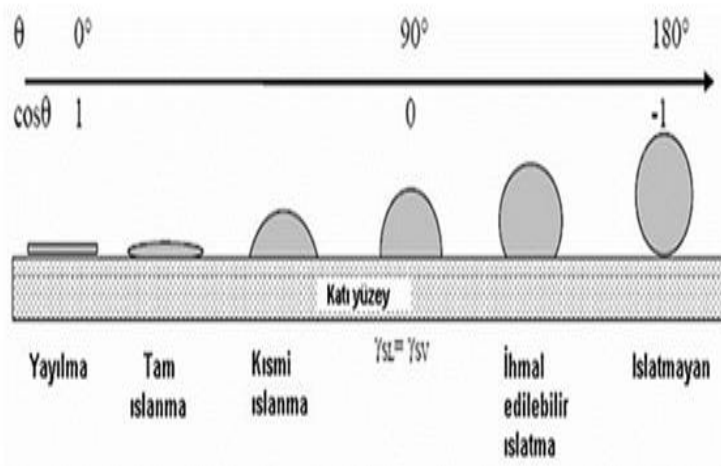
3.9. Islanabilirlik ve Temas Açısı

Temas açısı ölçümünde birçok yöntem kullanılır. Bunlar; statik damla düşme yöntemi, kabarcık yakalama yöntemi, Wilhelmy yöntemi tekniği, dinamik temas açısı ölçümüdür. Fakat en sık kullanılan yöntem düz yüzey üzerine damlatılan sıvı damlasının katı yüzeye oluşturduğu açının ölçülmesidir (104, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 112).

Temas açısının ölçülmesi için üç fazın (katı, sıvı, gaz) ara yüzey kuvvetlerinin dengeye gelmiş olması gerekir. Bu denge sonucunda sıvı yüzeye tamamen yayılır ya da damla şeklinde kalır. Oluşan damlanın eğimlenmiş yüzüne çizilen teğet ve yayılma sonucu ıslanmış katının arasında kalan açı ile temas açısı ölçülmüş olur (113). Bu ölçüm mikroskop, goniometre veya temas açısı ölçüm cihazları ile yapılır.

Temas açısı ıslanabilirlik ile ters orantılıdır. Yani temas açısı ne kadar küçükse sıvı o kadar katı üzerinde yayılır ve açı o kadar küçük olur. Açı ne kadar büyükse sıvı katı üzerinde damla halinde kalmış demektir (114).

Temas açısı 0 derece ise sıvı yüzeyde tamamen yayılır buna tam ıslatma denir. Temas açısı değeri 90 dereceden küçükse hidrofilik yüzey oluşur ve ıslanabilirlik gerçekleşmiştir, 90 dereceden büyük ise hidrofobik yüzey oluşur ve zayıf ıslatma gerçekleşir (115).



Şekil 12: Temas açısı ile ıslanabilirlik ilişkisi görüntüsü (116)

4. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasının araştırma aşamaları, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Dicle Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DÜBTAM), Afyon Kocatepe Üniversitesi Araştırma Merkezi ile Özel SENTDENT Diş Laboratuvarında (Kayseri) in vitro şartlarda gerçekleştirildi.

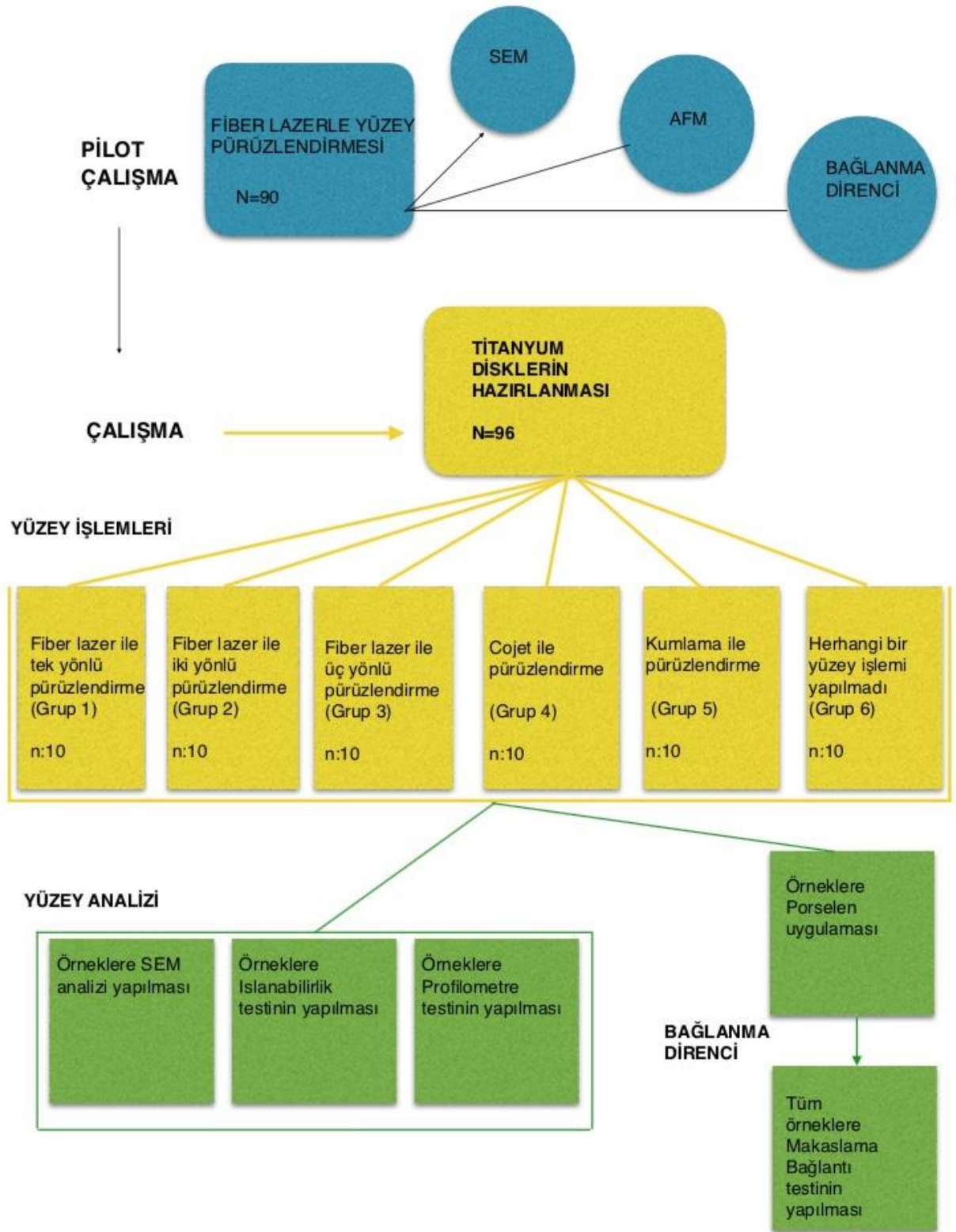
CAD-CAM teknolojisiyle hazırlanmış ve 5 farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulanarak pürüzlendirilen titanyum disk yüzeyi ile porselen materyali arasındaki bağlantı kuvvetinin in vitro olarak incelendiği çalışmamızda, kullanılan materyaller ve kullanılan cihazlar Tablo 1 ve Tablo 2’ de gösterilmiştir. İzlenen yöntem ise Tablo 3’ de gösterilmiştir.

Marka	Üretici Firma
Kera Ti 5-Disc Cad-Cam Titanium Blok	Eisenbacher Dentalwaren, Germany
110 µm’lik Al ₂ O ₃ kumu	Renfert Basic eco, Strahlmittel, Germany
Cojet (30 µm partikül büyüklüğündeki SiO ₂ kumu)	3M ESPE, USA
VITA Titanium Porselen	VITA Zahnfabrik, Germany

Tablo 1: Çalışmamızda kullanılan materyaller

Cihaz	Üretici Firma
CAD/CAM Cihazı	Yenemak, Türkiye
Kumlama Cihazı	Renfert Basic eco, Strahlmittel, Germany
CojeT Cihazı	3M ESPE, Seefeld, Germany
Yb:Fiber Lazer Cihazı	Vision, Germany
SEM cihazı	SEM-Quanta FEG 250, USA
Profilometre Test Cihazı	Dektak 8, USA
Temas Açısı Test Cihazı	Attension Theta, Sweden
Makaslama Test Cihazı	Esetron, Türkiye
Kopma Yüzeyi Görüntüleme Cihazı	Nixon D700, Japan

Tablo 2: Çalışmamızda kullanılan cihazlar



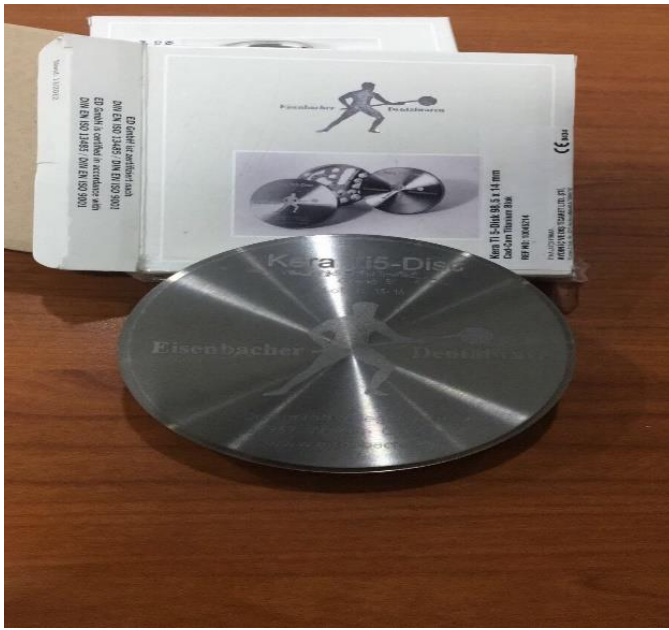
Tablo 3: Çalışmada izlenen yöntem

4.1. Titanyum Disklerin Hazırlanması

Çalışmamızda, Kera Ti 5-Disk Cad-Cam Titanium bloklardan, CAD-CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanmış titanyum diskler kullanıldı.



(a)



(b)



(c)

Resim 1: Kera Ti 5-Dics titanyum bloklar (a, b, c)

10 ar örnek 6 gruba ayrılacak şekilde (n:10) ve SEM analizi, Profilometre, Yüzey açısı (ıslanabilirlik) testlerinde kullanılmak üzere toplam 96 adet titanyum disk örneği üretilmesi planlandı. Titanyum disklerin boyutları; çapı 6mm ve yüksekliği 3mm olacak şekilde bilgisayar ortamında tasarımı yapıldı.

Örneklerin yazılım programında dizaynı oluşturulduktan sonra, freze cihazıyla titanyum disklerin üretimine geçildi. CAD/CAM ünitesine yerleştirilen Kera Ti 5-Dics titanyum bloklar, önceden hazırlanmış program akışına göre kazındı. Kazıma işleminden sonra, silindir şeklindeki toplam 96 örnek bağlantı bölgelerinden ayrıldı (Resim 2, 3).



Resim 2: Titanyum örneklerin hazırlandığı freze makinası



Resim 3: Titanyum disklerin CAD/CAM cihazından elde edilmesi sonrası oluşan titanyum silindir disk görüntüsü

4.2. Üretilen Titanyum Disklere Yüzey İşlemlerinin Yapılması

CAD-CAM teknolojisiyle hazırlanmış titanyum diskler farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanmak üzere;

- Fiber lazer ile tekli tarama grubu (G1)
- Fiber lazer ile ikili tarama grubu (G2)
- Fiber lazer ile üçlü tarama grubu (G3)
- Cojet grubu (G4)
- Kumlama grubu (G5) ve
- Kontrol grubu (G6) olmak üzere 6 gruba ayrıldı.

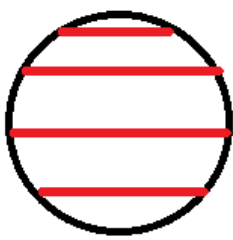
4.2.1. Fiber Lazerin Uygulanması

Titanyum yüzeyinin pürüzlendirilmesinde fiber lazer uygulanması ile bilgiler literatürlerde yer almadığından, lazerin uygulanmasında gerekli olan referans doz aralıkları bulunamadı. Bu sebeple öncesinde, uygulanacak uygun doz aralığını bulabilmek için **pilot çalışma** yapıldı. Pilot çalışmada 10 grup olacak şekilde (n:10) toplam 90 adet titanyum örnek disk yüzeyine standart Lazer Market LF20 marka cihazıyla, LF20 20 lik tezgahta, 180 mm odak uzaklığında farklı frekans aralığı, hız, açı ve hatch aralığında Yb:Fiber lazer uygulandı. Daha sonra örnekler; porselen ile bağlanma direnci, SEM analizi ve atomik düzeyde yüzey pürüzlülüğünü gösteren AFM (Atomic force microscopy) testlerine tabi tutuldu. Test sonuçlarına bakarak en iyi sonuçlar 20 Wattlık güç ile %100 güçte, 300 mm/S hız, 25 frekans ve 0,06 hatch aralığındaki örnekte görüldü ve titanyum yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kullanılmak üzere bu doz aralıkları parametre olarak kabul edildi.

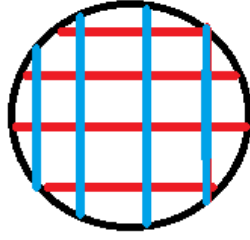
3 ayrı grupta ve üç farklı tarama yönünde olmak üzere titanyum örnekler Yb:Fiber lazer uygulandı. Lazer cihazının tarama kafası ile örnek titanyum disklerin yüzeyinin mesafesi odak uzaklığı 180 milim olacak biçimde ve titanyum diskin yüksekliği de hesap edilerek; lazer cihazında ilgili bölümde manuel olarak düzenlendi. Titanyum disklerin pürüzlendirilecek yüzey alanı hesap edilerek bilgisayar programına aktarıldı. Tüm parametreler yazılım programına aktarıldı. 3 ayrı grupta ve 3 farklı yönde olmak üzere örnek titanyum disk yüzeyleri ilk grupta horizontal yönlü olacak şekilde tek yönlü, ikinci grupta horizontal vertikal olmak üzere iki yönlü, üçüncü grupta horizontal vertikal hipotenüs olacak şekilde üç yönlü tarandı. Bu işlem 3 ayrı grupta yer alan fiber lazer grubuna dahil bütün titanyum disk örneklerine ayrı ayrı yapıldı.



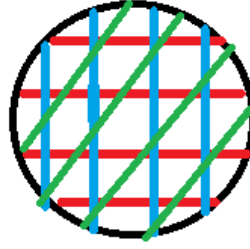
Şekil 13: Fiber lazer cihazının görüntüsü



Fiber lazer ile
horizontal tek yönlü
pürüzlendirme

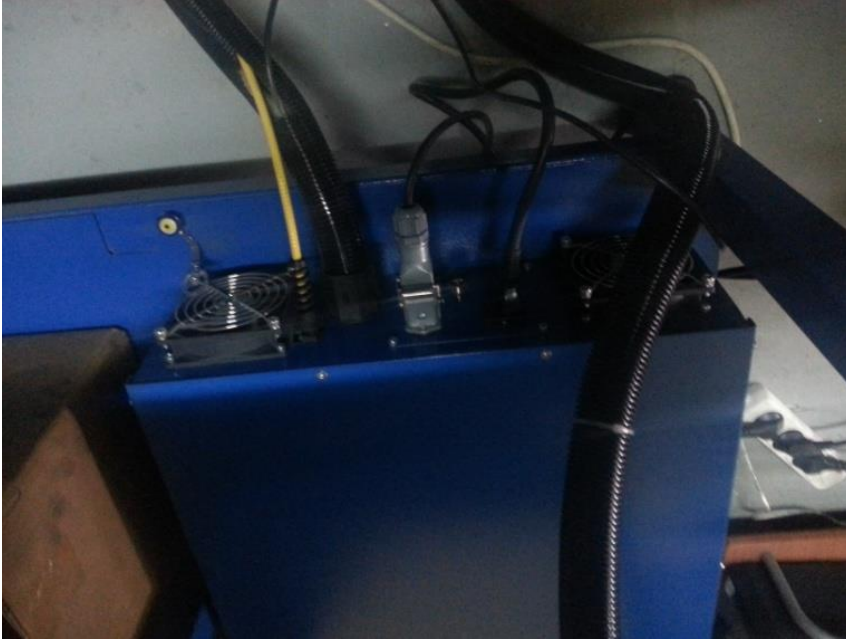


Fiber lazer ile
horizontal ve vertikal
iki yönlü pürüzlendirme



Fiber lazer ile horizontal,
vertikal ve hipotenüs üç
yönlü pürüzlendirme

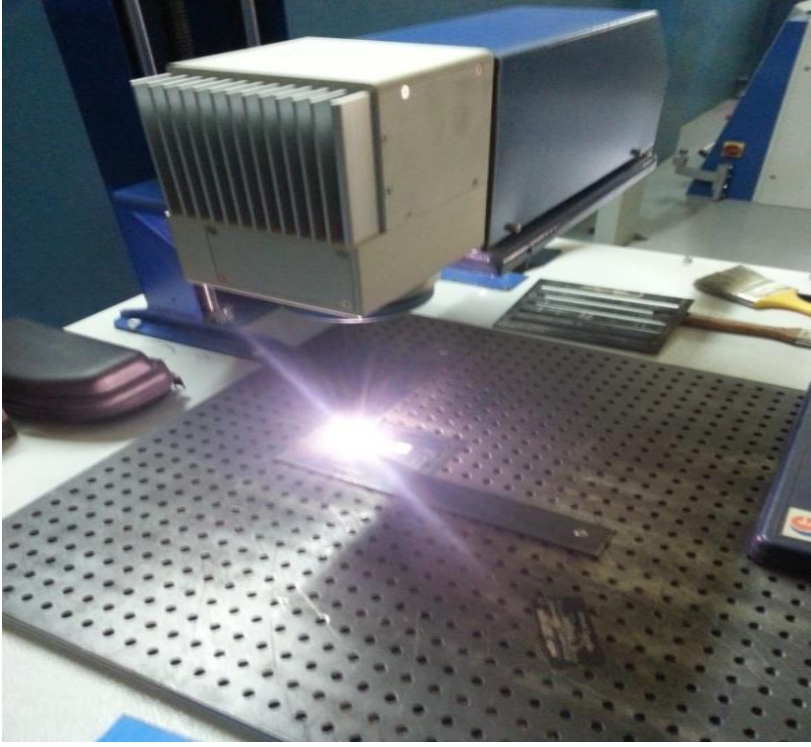
Şekil 14: Farklı yön ve sayıdaki fiber lazer tarama şekiller



Şekil 15: Fiber lazerin ışın kalitesini arttıran fiber kablo (sarı renk)



Şekil 16: Fiber lazerin güç kaynağı



Şekil 17: Fiber lazerin örneğe uygulanması

4.2.2. Kumlama Uygulaması

Kumlama yapılacak 10 adet titanyum disk örnek, 110 μm 'lik Al_2O_3 (Renfert 110; Strahlmittel, Germany) kumu ile 15 sn süre ile 10 mm uzaklıktan 2,8 bar basınçla kumlama cihazında (Renfert Basic eco, Strahlmittel, Germany) kumlanarak yüzey pürüzlendirildi.



Şekil 18: Kumlama cihazının görüntüsü

10 mm uzaklık mesafesinde kumlama yapabilmek için (tüm titanyum disk örnekler için) yoğun kıvamlı silikon ölçü maddesinden yapılmış alt tabanı, titanyum disklerin oturabileceği bir yuva içeren üst kısmı için plastikten oluşan basit bir sistem yapıldı. Bu işlem kumlama grubuna dahil tüm titanyum disk örnekler için tek tek yapıldı (Resim 4).



Resim 4: Kumlama yapımında kullanılan apanın görüntüsü

4.2.3. Cojet Uygulaması

Firmanın önerilerine uyarak, 30 μ m partikül boyutundaki SiO₂ kumu (3M ESPE, Seefeld, Germany), 2,8 bar basınç ile, titanyum disk örnek yüzeylerine dik açıyla, 10 mm mesafe 15 saniyelik süre boyunca uygulandı. Örneklerin yüzeyine firmanın talimatı doğrultusunda kumlama sonrası silan (ESPE-SIL Seefeld, Germany) uygulanarak ışık almayacak şekilde korundu.



(a)



(b)



(c)

Resim 5: Cojet kumu ve sisteminin görüntüsü (a, b, c)



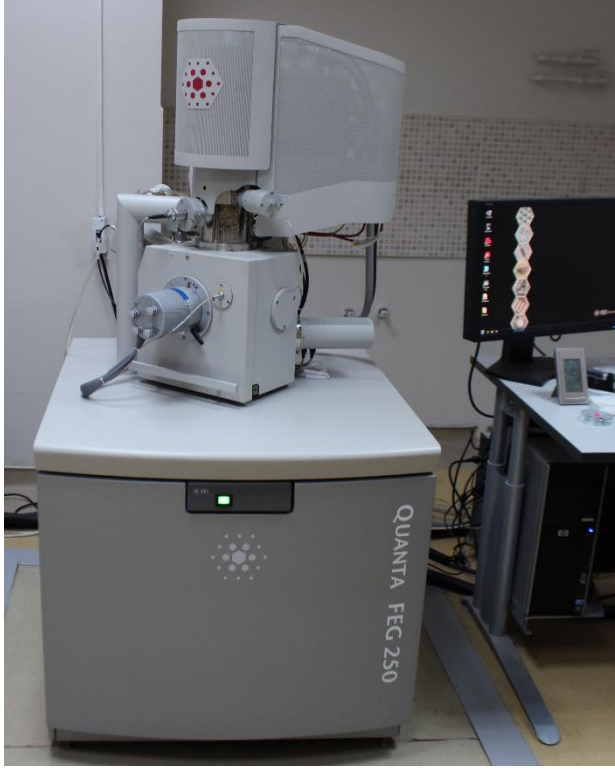
Resim 6: Cojetin titanyum örneklerle uygulanması

4.2.4. Kontrol Grubu

Herhangi bir yüzey pürüzlendirme işlemi yapılmayan 10 adet titanyum disk örnekler kontrol grubu olarak kullanıldı.

4.3. Yüzey İşlemi Uygulanmış Titanyum Disklerin Taramalı Elektron Mikroskopunda İncelenmesi

SEM (SEM-Quanta FEG 250, USA) analizi ile kontrol grubu da dahil yüzeyi pürüzlendirilmiş titanyum disklerin değerlendirilmesi yapıldı.



Şekil 19: SEM cihazı görüntüsü görüntüsü

Örneklerin yük birikimini önleyebilmek için görüntüleme öncesi yüzeyi iletken hale getirmek amacıyla, örnekler altın kaplama cihazında (Mini Plasma Sputtering Coater with Vacuum Pump & Gold Target, Korea) ince bir altın film ile 300 saniye zaman aralığında örtüldü (Şekil.34,35). SEM analizi ile X500, X1000, X2000 büyütmelemlerde görüntüler elde edilerek değerlendirilmeden önce örnekler alüminyum blok üstüne yapıştırıcı bant sayesinde konumlandırıldı.



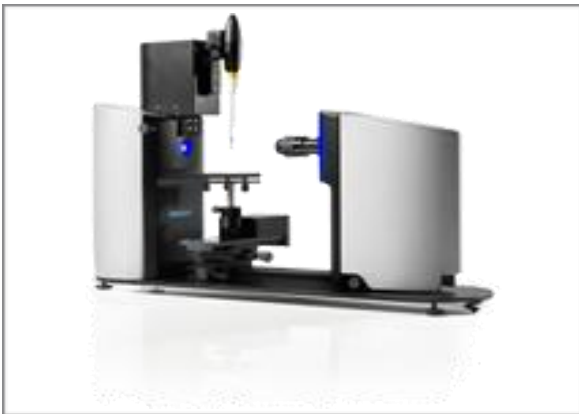
Şekil 20: Altın kaplama cihazının görüntüsü

4.4. YüzeY Pürüzlülüğünün İncelenmesi

G1, G2, G3, G4, G5, G6 olmak üzere tüm grup örnekleri arasından seçilen örneklerin yüzeY pürüzlülüğü ölçülerek yüzeY pürüzlülük farkları ve titanyum porselen bağlantısına olan etkisi incelendi. YüzeY pürüzlülüğü ölçümü Profilometre cihazı (Dektak 8 Advanced Development Profiler, Veeco, Plainview, NY, USA) ile yapıldı. 1000 μm x 4000 μm ' lik alanı elmas sivri uçlu iğnenin örnek yüzeyini tamamen kapsayacak biçimde taraması ile yüzeY pürüzlülük değeri belirlendi. Örneklerden ölçümler yapılarak ortalama Sa değeri ortaya çıkarıldı.

4.5. YüzeY İşlemi Uygulanmış Titanyum Disklerin Islanma Açılarının Analizi

Çalışmamızda, yüzeY işlemleri uygulanmış titanyum disk örneklerin temas açısı değerlerinin incelenmesi için Orta Doğu Teknik Üniversitesi AR-GE Eğitim ve Ölçme Merkezi 'nde Attension Theta (BiolinScientific, Sweden) marka Gonyometre (Optik Temas Açısı/YüzeY Gerilimi Ölçüm Cihazı) (TAYG) cihazı ile işlem yapıldı.



Şekil 21: Temas açısı ölçüm cihazı

Temas açısı kontrol grubu ve yüzey işlemleri görmüş titanyum dioksit örneklerin düz yüzeyine bırakılan sıvı damlasının, titanyum dioksit yüzeyi ile oluşturduğu açının doğrudan gözlenmesi ile ölçüldü. Bunun için goniometreye uyumlu karşılaştırmalı bir mikroskop kullanılıp, düşen damla görüntüledi ve θ açısı doğrudan hesaplanıp θ açısı ile ıslanabilirlik için aşağıdaki standart sınıflamadan yararlandı.

Sıvı yüzeyde tamamen yayılır ise temas açısı 0° dir,

Temas açısı 90° den küçükse o yüzey hidrofilik yüzey olarak kabul edilir,

Temas açısı 90° den büyükse o yüzey hidrofobik yüzey olarak kabul edilir (115).

4.6. Titanyum Disklerin Üzerine Üst Yapı Seramiğinin Uygulanması

Hazırlanan titanyum disk örneklere yüzey işlemleri uygulandıktan sonra kontaminasyon riskini engellemek amaçlı ultrasonik temizleyicide (Sharpertek Pontiac, Michigan, U.S.) 300 sn kadar işlem yapıldı ve titanyum diskler kuru hava ile kurutuldu. Gerek kontrol grubu örneklerine gerekse yüzey işlemleri uygulanmış diğer örneklere tabakalama tekniği uygulanarak seramik üst yapı uygulamasına geçildi. Çalışmada kullanılan tüm gruplar Tablo 5 'de gösterilmektedir.

4.6.1. Tabakalama Tekniği ile Üst Yapı Seramiklerinin Uygulanması

Fırınlanma sonrası 4 mm çapta ve 3 mm yükseklikte olacak şekilde üst yapı porseleni yapılması planlandı.

Üst yapı porseleni uygulanmadan önce titanyum disk örneklere dezenfeksiyon için 10 saniye basınçlı sıcak buhar uygulaması yapıldı. Firmanın önerilerine tabi olunarak porselen tozu ve likidi karıştırılıp porselen çamuru uygun kıvamda hazır hale getirildi. Sonrasında dentin porselenindeki poröziteyi minimize etmek için kondenzasyon tekniği uygulanarak önceden hazırlanmış kalıplara porselen yerleştirilip, kalıptan hassas bir şekilde çıkarıldı. Hazır hale getirilmiş örnekler üretici firmanın önerileri ve Tablo 4'de gösterilen fırınlama prosedürüyle vakumlu porselen fırınında fırınladı (Horizon, Shenpaz, Israel) (Resim 7, 8, 9, 10, 11).

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 Sogutma (L) (°C)	Başlangıç vakum (V ₁) (°C)	Serbest vakum (V ₂) (°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

Tablo 4: Vita Titankeramik porseleni fırınlama programı



(a)



(b)

Resim 7: Titanyum porseleni olarak kullanılan Vita Titankeramik porselen (a, b)



(a)



(b)

Resim 8: Titanyum örneklere opak ve tabakalama tekniği ile porselen çamuru uygulaması

(a,b)



(a)

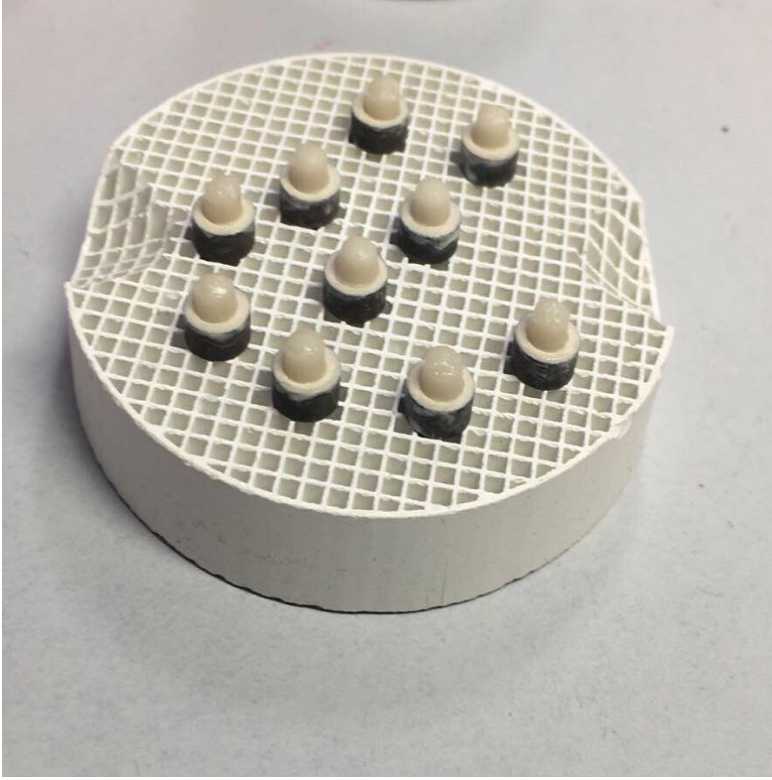


(b)

Resim 9: Fırınlanma öncesi hazır durumlarda örnekler (a, b)

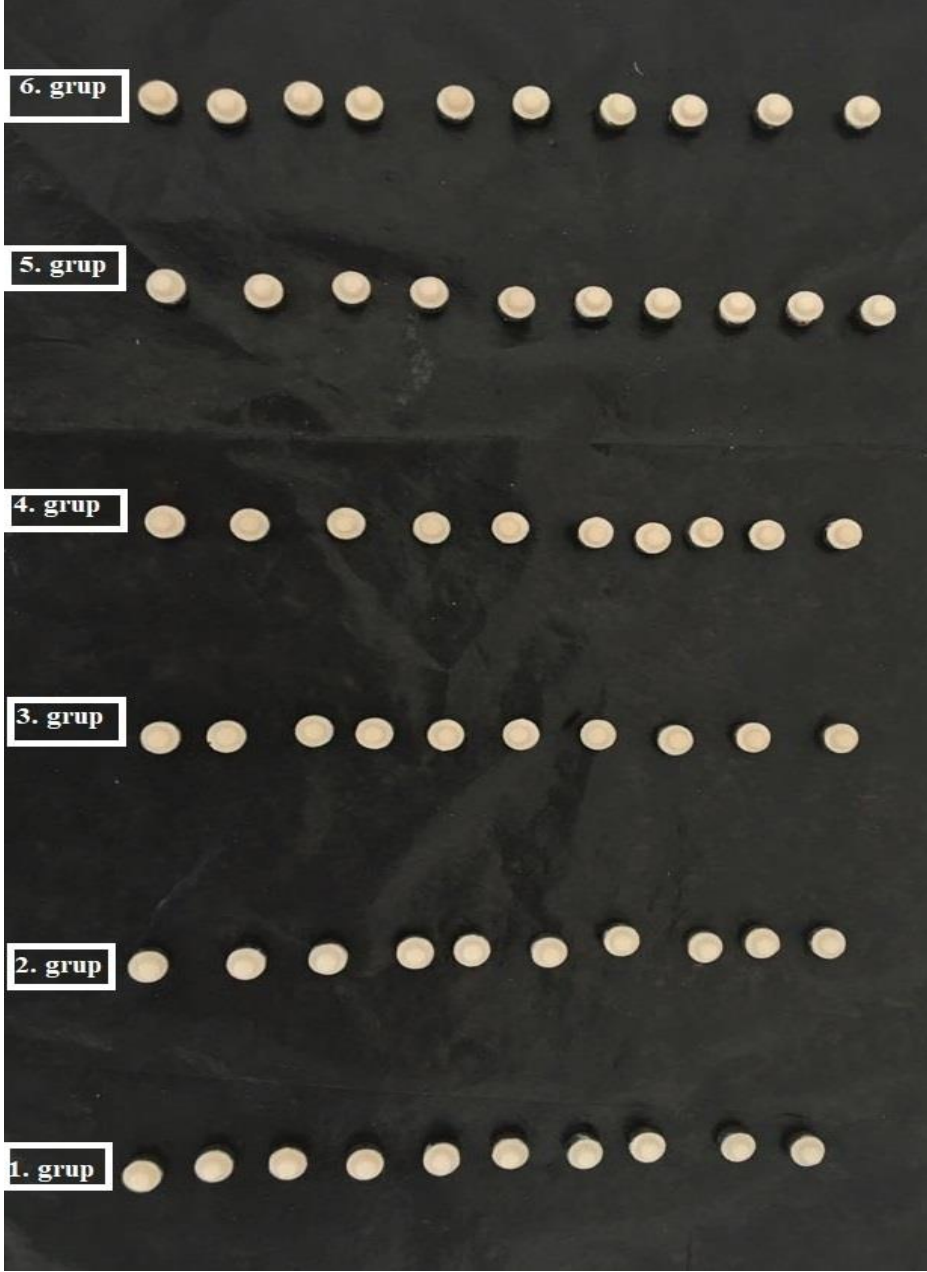


(a)



(b)

Resim 10: Üst yapısı oluşturulmuş örneklerin sırayla fırınlanması ve fırınlanma sonrası titanyum porselen örnekler (a, b)



Resim 11: Porselen uygulanmış tüm gruplar

Grup No	Grup İsmi	Uygulanan Yüzey İşlemi	Porselen Yapım Tekniği	Örnek Sayısı
Grup 1	G1	Fiber Lazer ile horizontal olmak üzere tekli tarama	Tabakalama tekniği	10
Grup 2	G2	Fiber Lazer ile horizontal ve vertikal olmak üzere ikili tarama	Tabakalama tekniği	10
Grup 3	G3	Fiber lazer ile horizontal, vertikal ve hipotenüs olmak üzere üçlü tarama	Tabakalama tekniği	10
Grup 4	G4	Cojet	Tabakalama tekniği	10
Grup 5	G5	Kumlama	Tabakalama tekniği	10
Grup 6	G6	Kontrol (İşlem yapılmadı)	Tabakalama tekniği	10

Tablo 5: Deney için hazırlanan gruplar

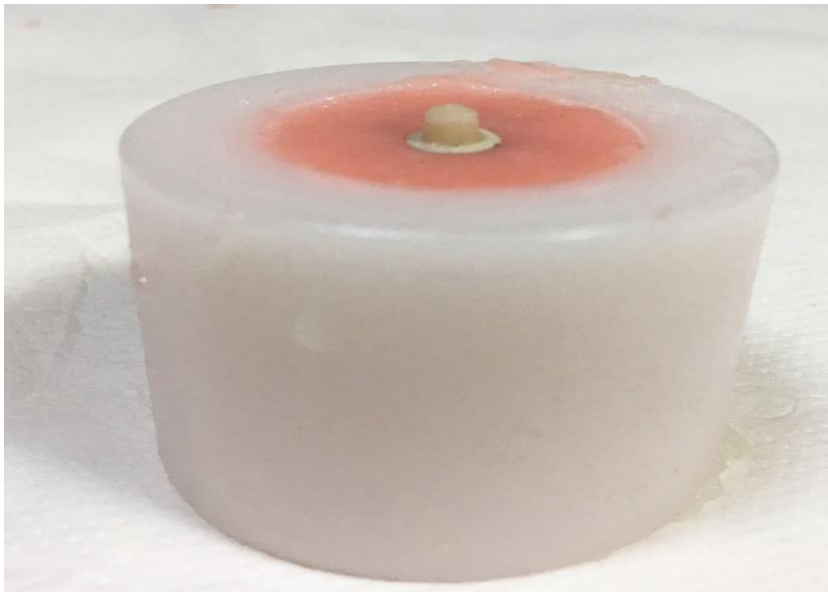
4.7. Örneklerin Makaslama Kuvvetlerine Karşı Bağlantı Dirençlerinin Değerlendirilmesi

Hazır hale getirilmiş titanyum porselen örneklere bağlanma dayanımının test edilmesi işlemi, Afyon Kocatepe Üniversitesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Mikro Tensile/Shear cihazı (Esetron Mekatronik Müh. San. Tic. Ltd. Şt, Ankara, Türkiye) ile yapıldı (Resim 12).



Resim 12: Mikro tensile/shear cihazı

Titanyum seramik örnekleri test cihazına uygun şekilde yerleştirebilmek için, çapı 2.5cm, yüksekliği 3.5 cm olan rijit pvc kalıplar hazırlandı (Resim 13).

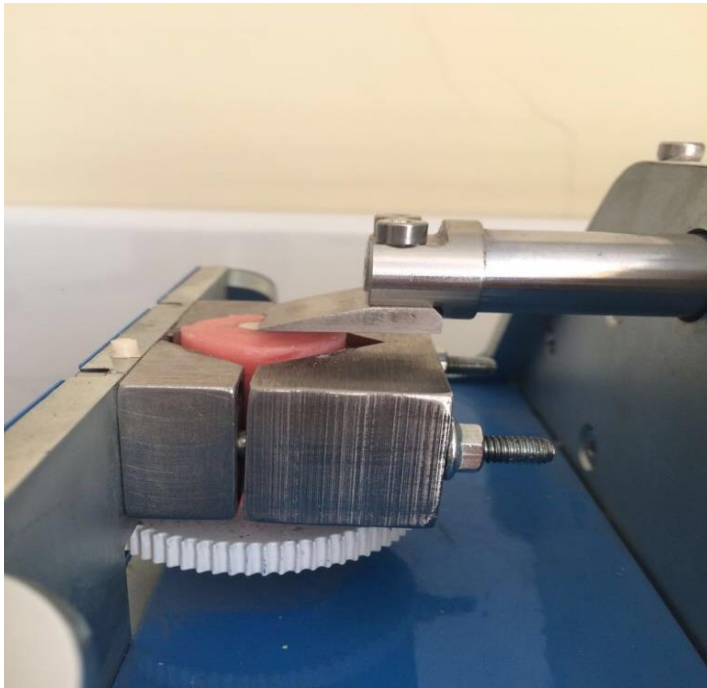


Resim 13: Akrilik içine sabitlenmiş örnek

Sonrasında bu rijit kalıplar içinde soğuk akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye) yardımıyla örnekler sabitlenip 37 ± 1 °C' de 24 saat süreyle distile suda bekletildi. Cihazda uygun hale getirilmiş örneklerde, kesme işlemini yapacak olan test aparatının ucu; titanyum diskin üzerinde yer alan üst yapı seramik yüzeyi ile dik açı yapacak şekilde yerleştirildi.



(a)



(b)

Resim 14: Örneğin mikro tensile/shear cihazındaki görüntüsü (a, b)

Makaslama testi, titanyum-porselen bağlantı yüzeyine 0,5 mm/dk yaklaşma hızı ile porselen titanyum diskten ayrılıncaya kadar yük uygulanarak tamamlandı. Bu kopma noktasının gerçekleştiği kuvvet değeri Newton cinsinden kaydedildi. Newton olarak uygulanan kuvvet, üst yapı seramiğin kapladığı alana bölünüp birim alana düşen yük miktarının tespiti için makaslama direnci MPa olarak kaydedildi.

4.8. Ayrılma Şekillerinin İncelenmesi

Makaslama testi sonrası tüm örneklerin ayrılma şekilleri Nikon D700 (SP 90 mm F/28 Dİ MACRO 1:1 VC USD) cihazı ile 50 mm odak uzaklığında incelenmiştir (Resim 15).



Resim 15: Nikon D700 görüntüsü

İnceleme sonucunda ayrılma şekilleri;

Üst yapı seramiğin titanyum diskten tamamen ayrıldığı adeziv ayrılma,

Üst yapı seramiğin tamamen kendi içinde kırıldığı koheziv ayrılma,

Her iki kırılma tipinin de beraber gözlemlendiği kombine ayrılma (adeziv + koheziv) olacak şekilde 3 ayrı gruba ayrıldı.

4.9. İstatistiksel Değerlendirme

Bu tez çalışmasında tanımlayıcı istatistik olarak ortalama ve standart sapma, standart hata, maksimum ve minimal değerler verilmiş olup, verilerin normal dağılım varsayımı ile karşılaştırılmasında Kolmogorov-Smirnow testi, homojenliği ise Levene testi ile kullanıldı.

Bağımlı gruplarda iki ortalama arasındaki farklılığın incelenmesinde Independent-samples t test, ikiden fazla gruplara ait ortalamalar arasındaki farklılık karşılaştırmalarında One Way Anova (ANOVA) uygulandı. İstatistiksel anlamlılık durumlarında, farklılığın hangi gruplardan sebep olduğunu göstermede Tukey-HSD ve Dunnett çoklu karşılaştırma istatistik analiz testleri kullanıldı.

İstatistiksel incelemede % 95 lik güven aralığı uygulandı. Tanımlayıcı istatistikler ve analizler R version 3.2.3 (2015-12-10), Copyright (C) 2015 The R Foundation for Statistical Computing free software bilgisayar paket programından yararlanılarak hazırlandı. Sonuçların istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturabilmesi için $p < 0,05$ kritik eşik olarak ele alındı.

5. BULGULAR

Çalışmamızda 6 adet deney grubu, her birinde 10'ar adet olmak üzere toplam 60 örnekte; titanyum disk örnekleri ile porselen arasındaki bağlantı kuvvetleri, makaslama bağlantı testi ile incelenmiştir.

5.1. Makaslama Bağlantı Değeri Bulguları

Çalışma için hazırlanan yüzeyi farklı işlemlere tabi tutulmuş ve kontrol grubu dahil titanyum alt yapı örneklerinin makaslama bağlantı dayanımı testi bulguları için, Kolmogorov-Smirnov testi, homojenite karşılaştırması için Levene testi, Bağımlı gruplarda ikiden fazla gruplara ait ortalamalar arasındaki farklılık karşılaştırması için One Way Anova (ANOVA) testi, istatistik anlamlılık farklılığı için de Tukey-HSD ve Dunnett çoklu karşılaştırma istatistik analiz testlerinden faydalanıldı.

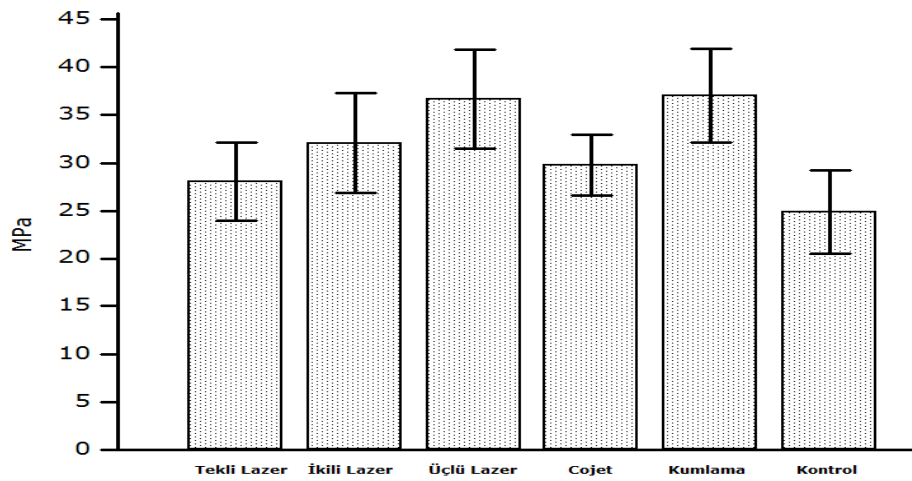
Makaslama testi sonucu kuvvet büyüklükleri Newton olarak elde edilmişse de bu tez çalışması için kuvvet değerleri MPa'a çevrilmiştir. Makaslama bağlanma dayanımına ait verilerin ortalama ve standart sapma sonuçları, standart hata sonuçları, her gruba özel minimum ve maksimum ayrılma kuvvetleri de MPa olarak çizelgelerde verilmiştir. (Tablo 6, 7)

Gruplar	n	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maximum
Tekli Lazer	10	28.055	12.906	4.081	13.10	49.62
İkili Lazer	10	32,097	16.415	5.191	12.52	64.68
Üçlü Lazer	10	36,668	16,354	5,172	13,36	63,32
Cojet	10	29,814	10,028	3,171	6,34	42,30
Kumlama	10	37,035	15,577	4,926	16,54	71,41
Kontrol	10	24,930	13,756	4,350	12,57	51,87

Tablo 6: Makaslama bağlanma dayanımına ait veriler

Grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

(F=1,122 ; p=0,360)



Tablo 7: Makaslama testi sonuçlarına ait grafiksel veriler

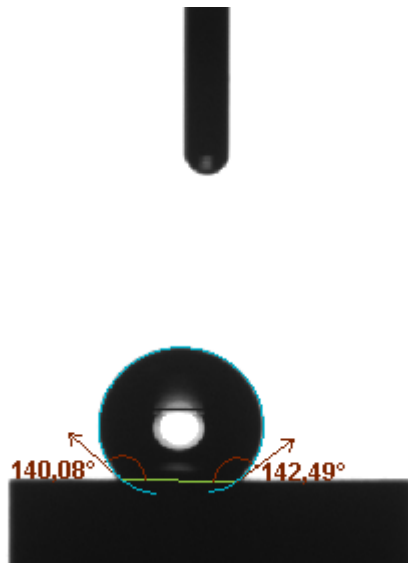
Genel olarak sonuçları ele alırsak, ortalama olarak elde edilen en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerinin Kumlama (37,035 MPa) grubuna ait olduğu görüldü. En düşük makaslama bağlantı değeri ise Kontrol grubunda (24,930 MPa) elde edildi. Örnekler tek tek ele alındığında, en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri Kumlama grubuna (71,41 MPa) ait örnekte görüldü, en düşük makaslama bağlantı değeri ise Cojet grubuna (6,34 MPa) ait örnekte elde edildi.

Bağlantı kuvveti değerlerinin ortalamalarına ait farklılıkların karşılaştırılmasında çalışmamızda tek yönlü varyans analizi yöntemi One Way Anova kullanıldı. Çalışmamızda istatistiksel anlamlılık olduğu durumlarda Tukey-HSD ve Dunnett çoklu karşılaştırma istatistik testi farklılığın hangi gruplarda olduğunu belirlemede kullanıldı.

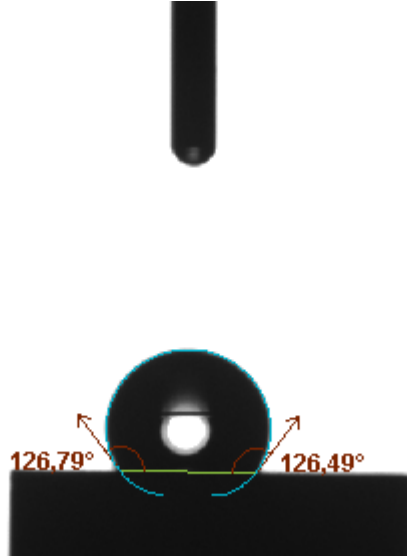
Pilot çalışmamızda yer alan fiber Lazer ile tarama grupları arasında anlamlı bir fark oluşmamışken, tarama sayısı arttıkça ortalama makaslama bağlanım dayanıklılığında artış olduğu görüldü. Gruplara ait değerler ikili olarak karşılaştırıldığında; herhangi bir grubun diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir farkı bulunmadı ($p < 0,05$).

5.2. Yüzey İşlemi Uygulanmış Titanyum Disklerin İslanma Açılarının Bulguları

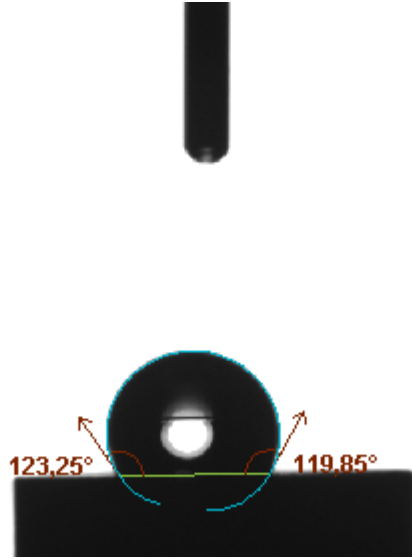
Goniometre ile yapılan G1, G2, G3, G4, G5, G6 grup örneklerinin ıslanma açıları analiz sonuçları sırasıyla aşağıda yer almıştır (Şekil 22, 23, 24, 25, 26, 27).



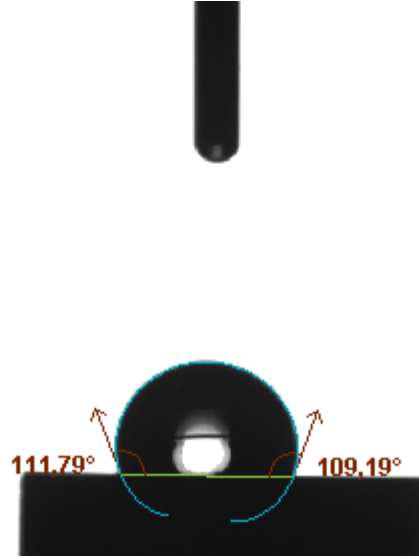
Şekil 22: G1 için yüzey açısı



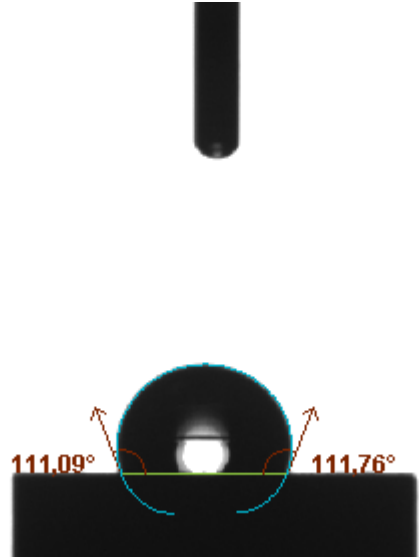
Şekil 23: G2 için yüzey açısı



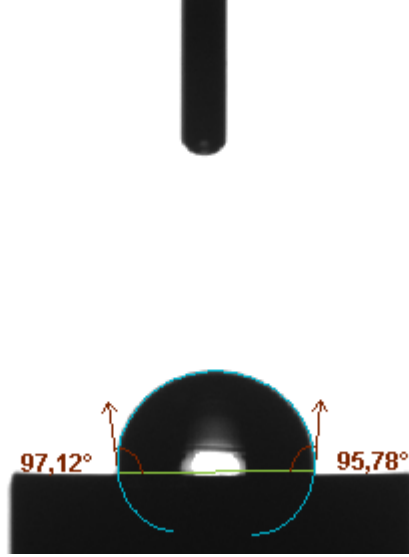
Şekil 24: G3 için yüzey açısı



Şekil 25: G4 için yüzey açısı



Şekil 26: G5 için yüzey açısı

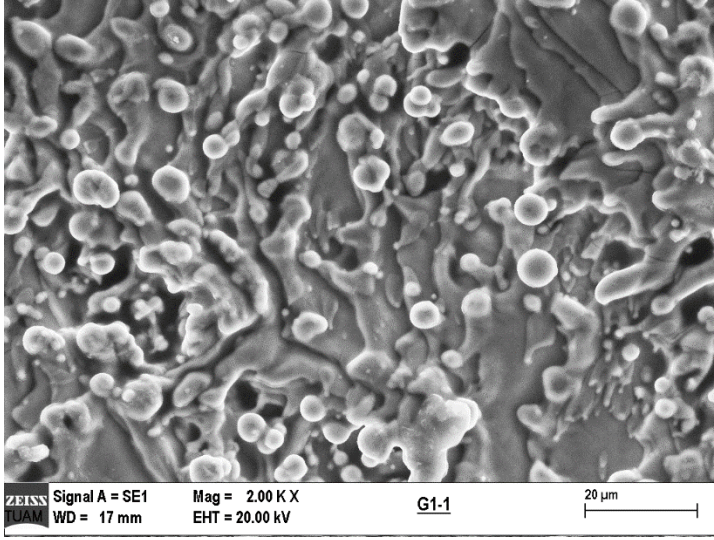


Şekil 27: G6 için yüzey açısı

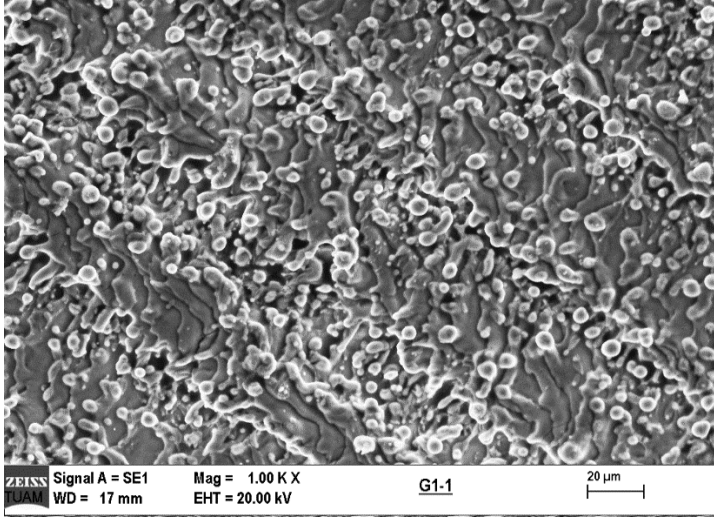
Temas açısı analizine göre en yüksek açı değeri fiber lazer ile horizontal tekli tarama grubunda (141°), en düşük açı değeri kontrol grubunda (96°) görüldü. Islanabilirlik temas açısı ile ters orantılı bir ilişkiye sahiptir. Böylece gruplar arasındaki yüzey ıslanabilirliği karşılaştırıldığında en hidrofobik grup temas açısı en yüksek olan fiber lazer ile horizontal tekli tarama grubu, en hidrofilik grup ise temas açısı en düşük olan kontrol grubu çıktı.

5.3. Yüzey İşlemi Uygulanmış Titanyum Disklerin Taramalı Elektron Mikroskopunda İncelenmesi Bulguları

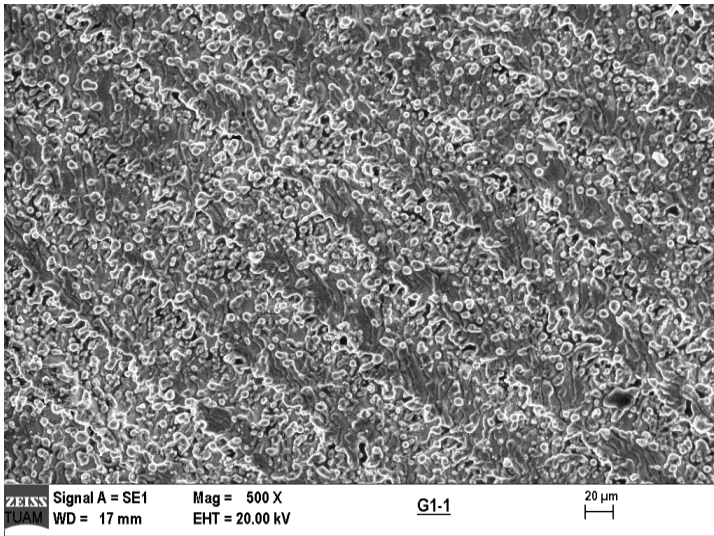
Yüzeyi işleme tutulmuş titanyum disk grup örneklerinin 500x, 1000x ve 2000x büyütmede alınan SEM görüntüleri aşağıda yer almaktadır (Şekil 28, 29, 30, 31, 32, 33). SEM analizi incelemesinde, kontrol grubu örneklerinde uniform bir yüzey gözlenirken, diğer gruplarla karşılaştırınca tamamen düz halka zeminler izlenmektedir. Fiber lazer ile yapılan tarama gruplarında ise tarama sonrası yosunumsu dalgalanmalar, çıkıntılar olduğu görülmektedir. Tarama sayısı artıkça zeminde meydana gelen yosunumsu dalgalanmalarda da artış olduğu ve dolayısıyla yüzey oluşumlarının tarama sayısı ile orantılı olarak artış gösterdiği görülmektedir. En fazla dalgalanma yani yüzey oluşumları, fiber lazer grupları arasında; grup 3 teki üç yönlü fiber lazerle tarama grubunda görüldü. Cojet ile tarama örneklerinde ise daha zayıf bir yüzey görüntüsü görülmüş olup, 1000x ve 2000x lik büyütmelerde daha net görülebilen hafif cam kırıkları şeklinde mikro çatlak görünüm elde edildi. Kumlama ile yüzeyi şekillenmiş örneklerde ise 500x lik büyütmelerde kratere yakın görünüm varken 1000x ve 2000x büyütmelerde ise daha çok yarık benzeri keskin oluşumlar görüldü.



(a)

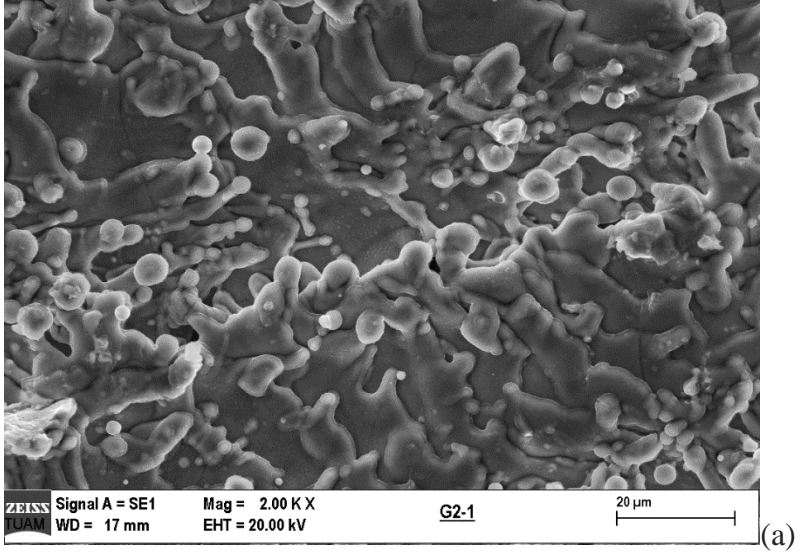


(b)

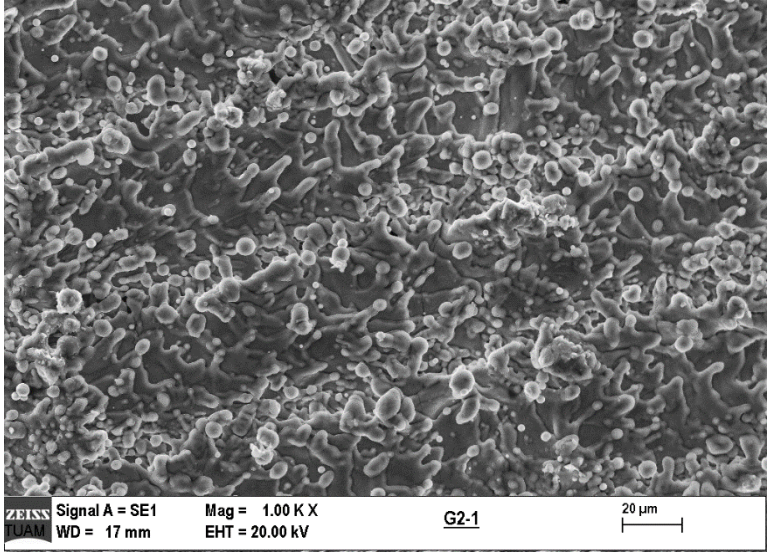


(c)

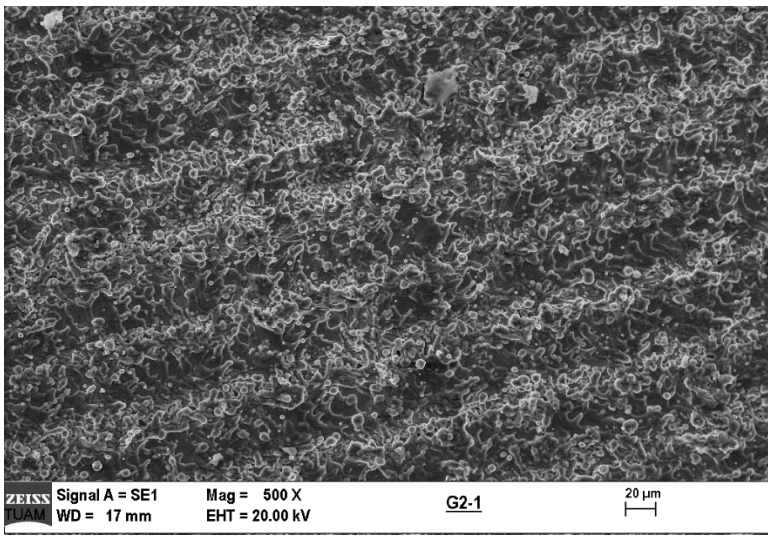
Şekil 28: G1 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)



(a)

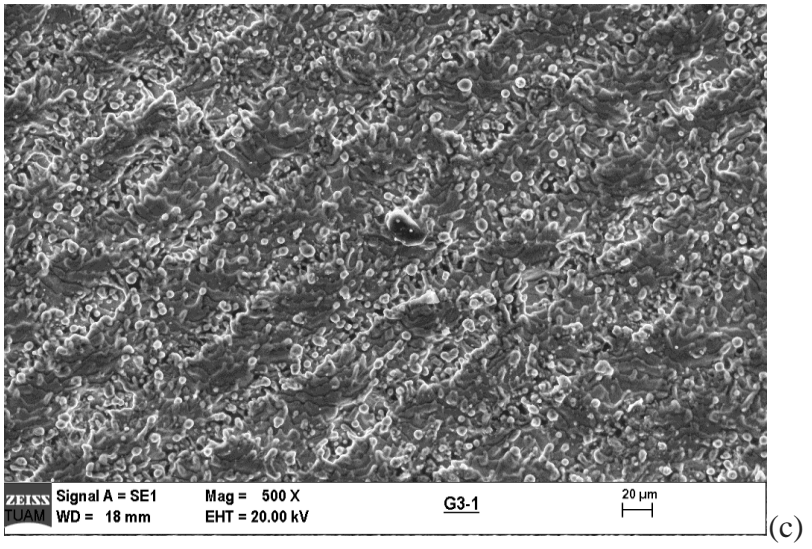
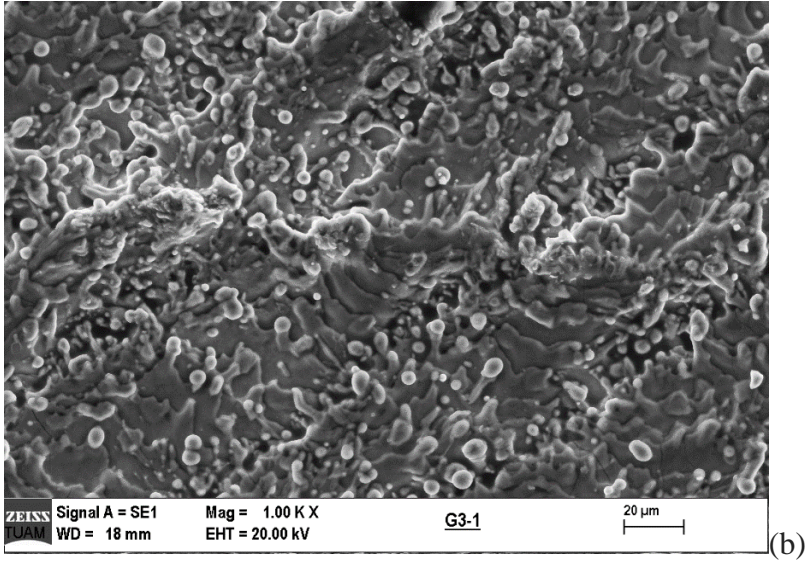
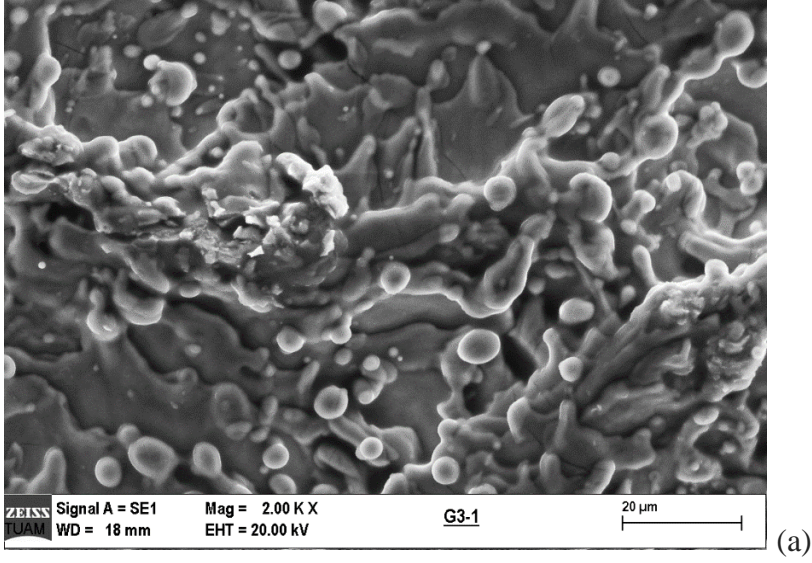


(b)

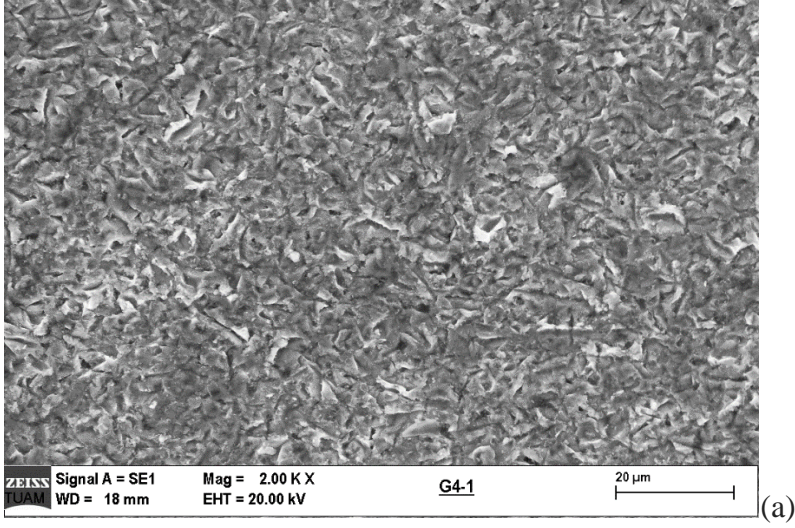


(c)

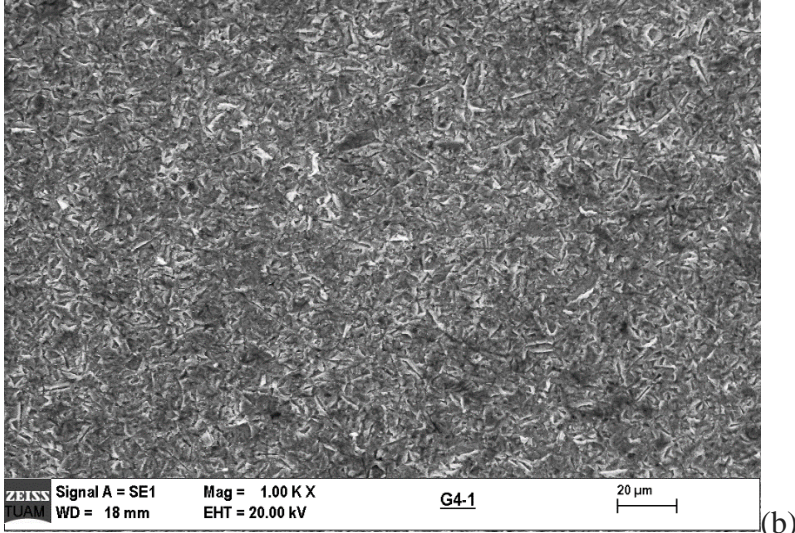
Şekil 29: G2 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)



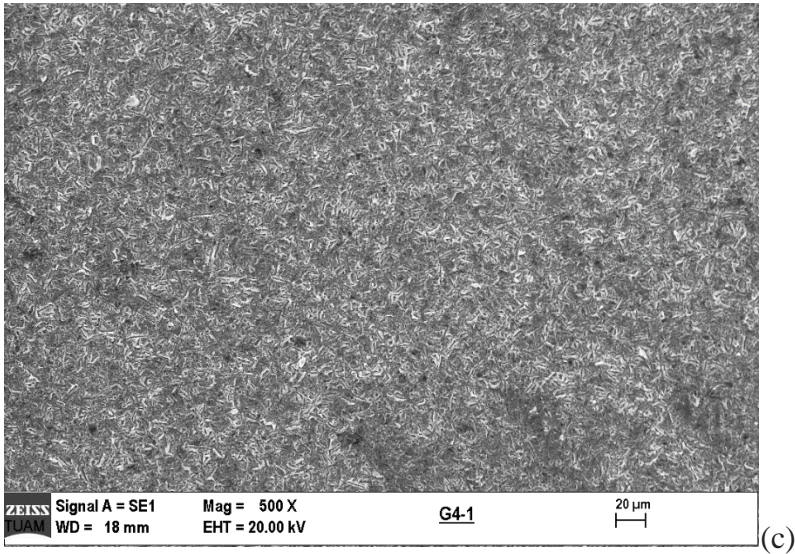
Şekil 30: G3 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)



(a)

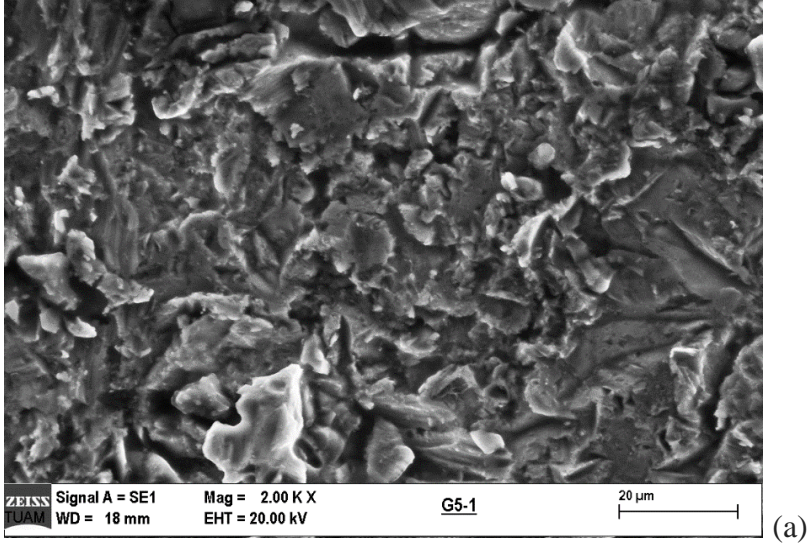


(b)

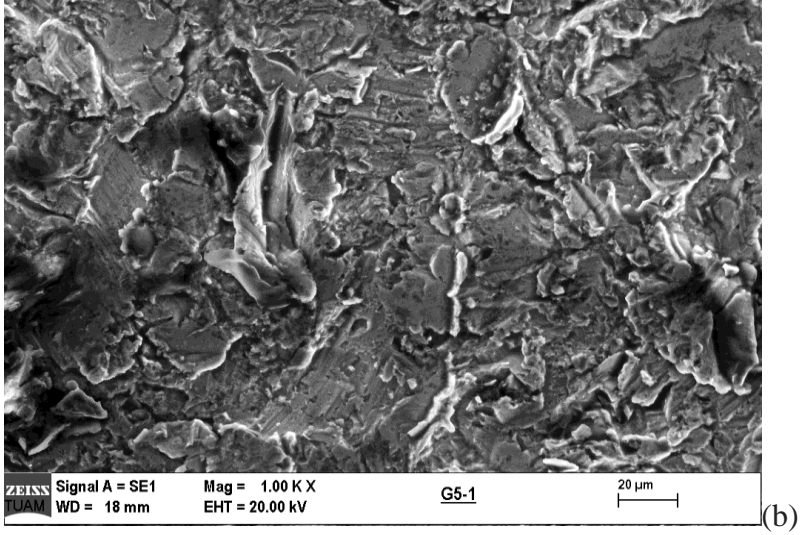


(c)

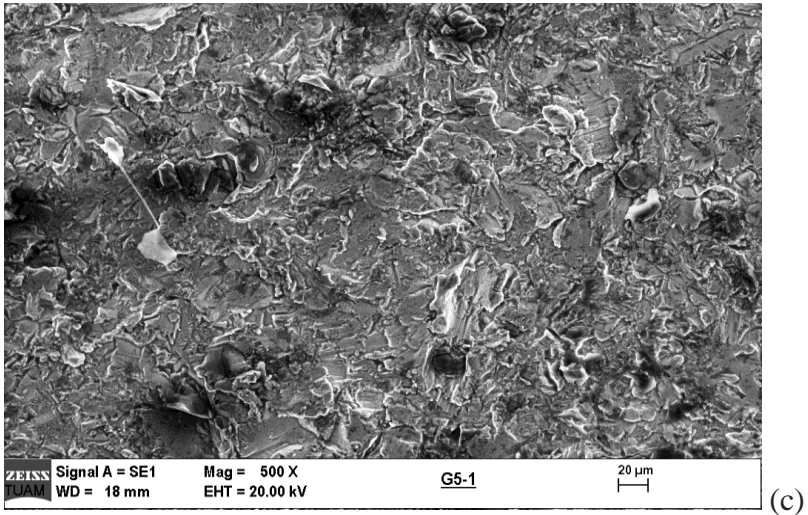
Şekil 31: G4 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)



(a)

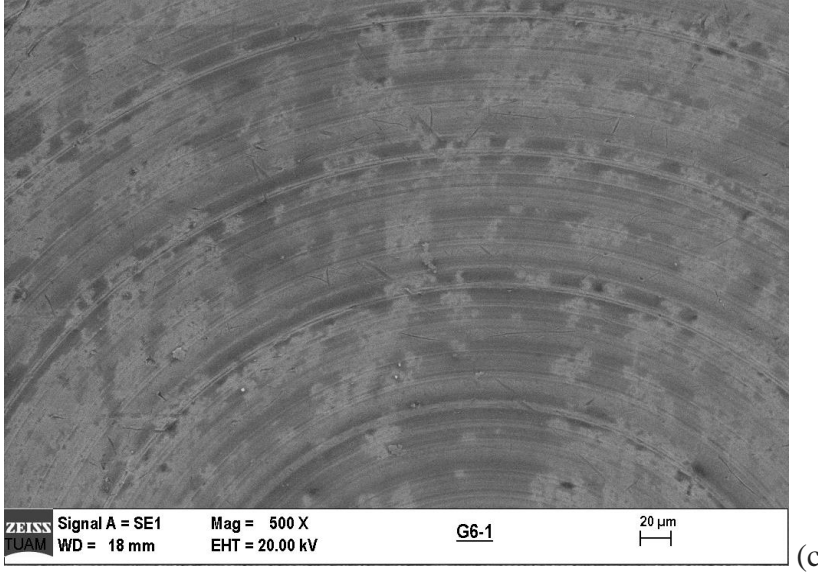
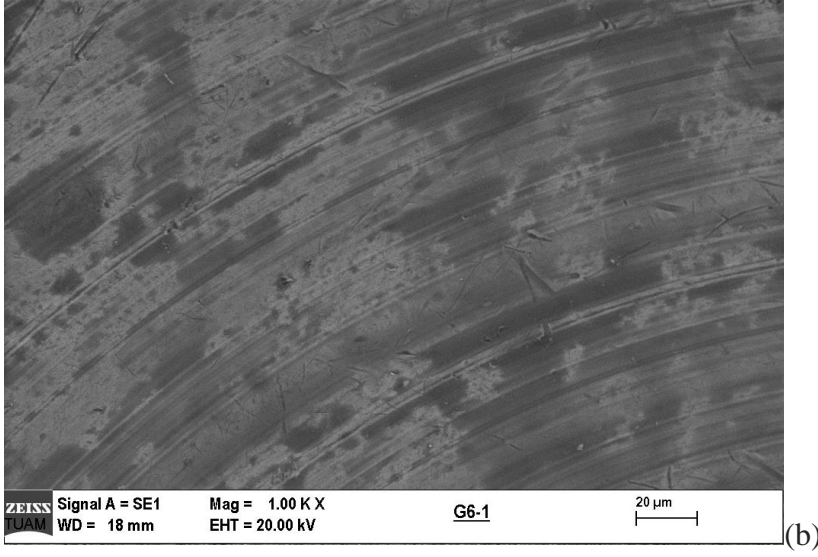
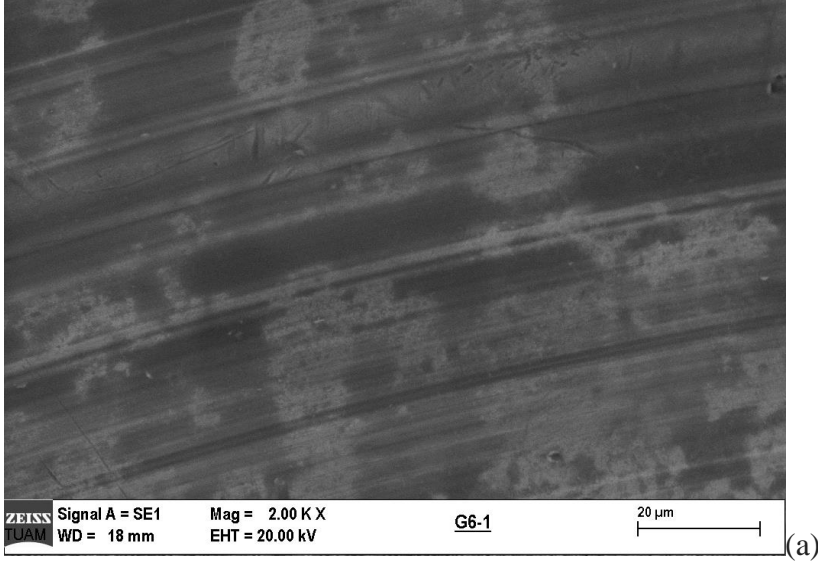


(b)



(c)

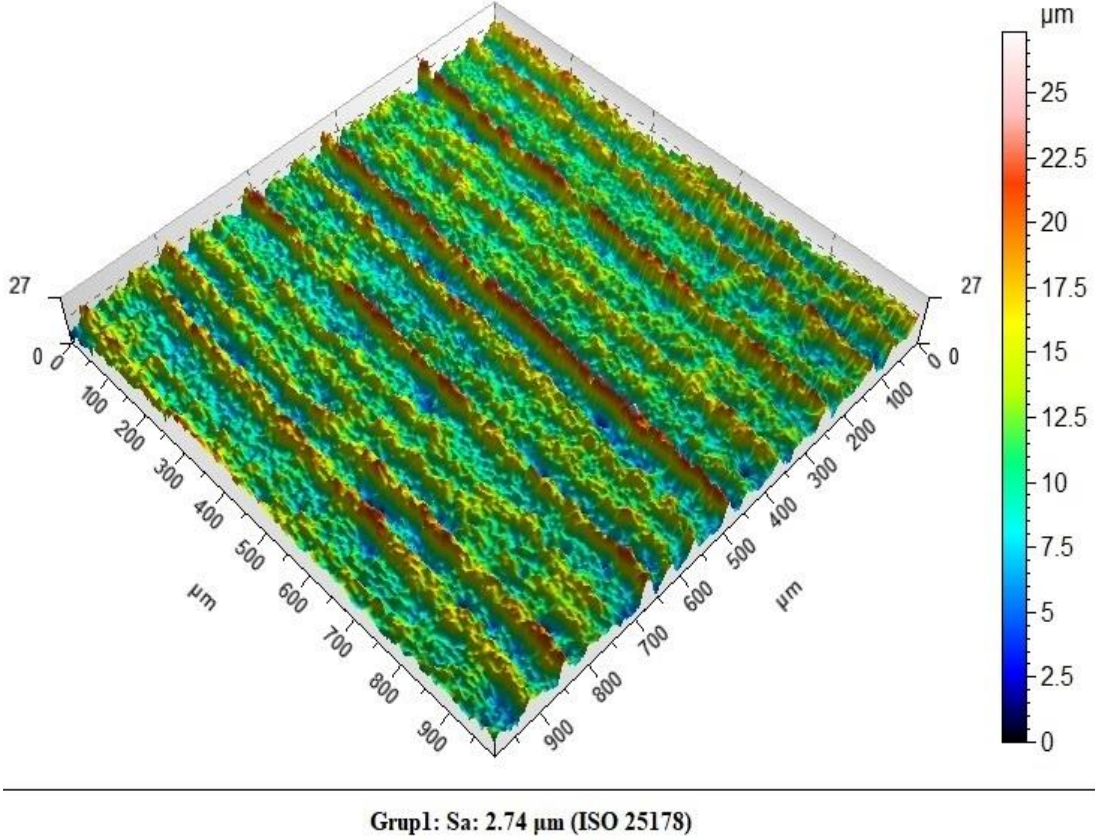
Şekil 32: G5 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)



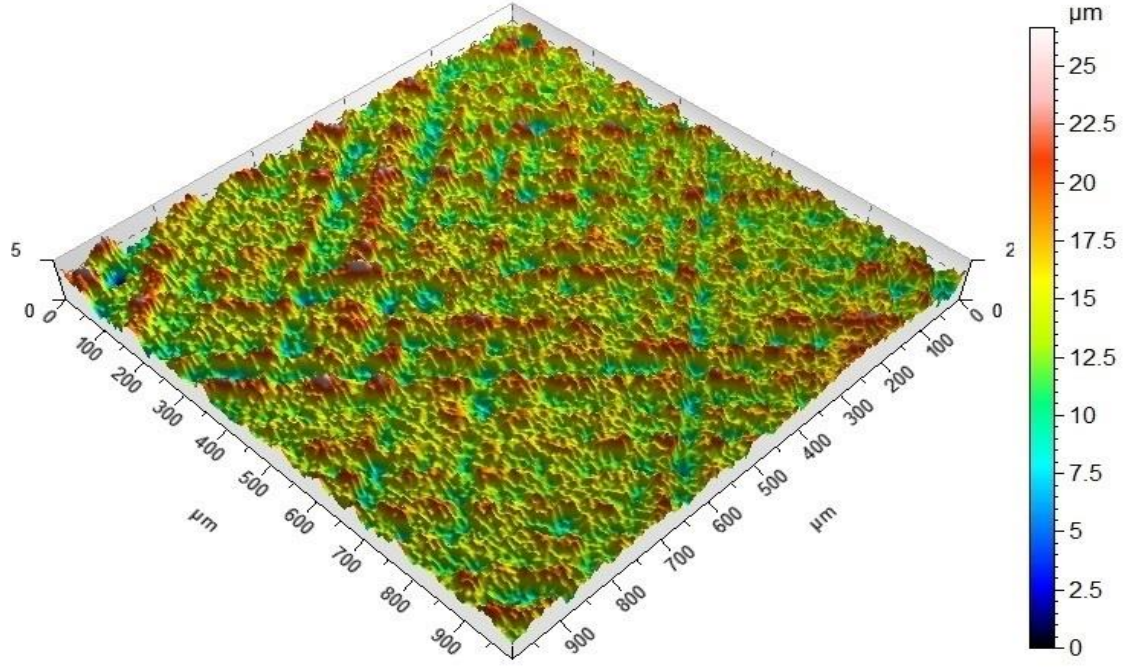
Şekil 33: G6 tarama örneği için x500, x1000, x2000 büyütme görüntüsü (a, b, c)

5.4. Yüzey İşlemi Uygulanmış Titanyum Disklerin Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümlerinin Bulguları

Her gruptan alınan örneklerin Sa yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapıldı. Örneklerden ölçüm yapılarak belirlenen pürüzlülük değerleri grup sıralamasına göre aşağıda yer almaktadır. (Şekil 34, 35, 36, 37, 38, 39)

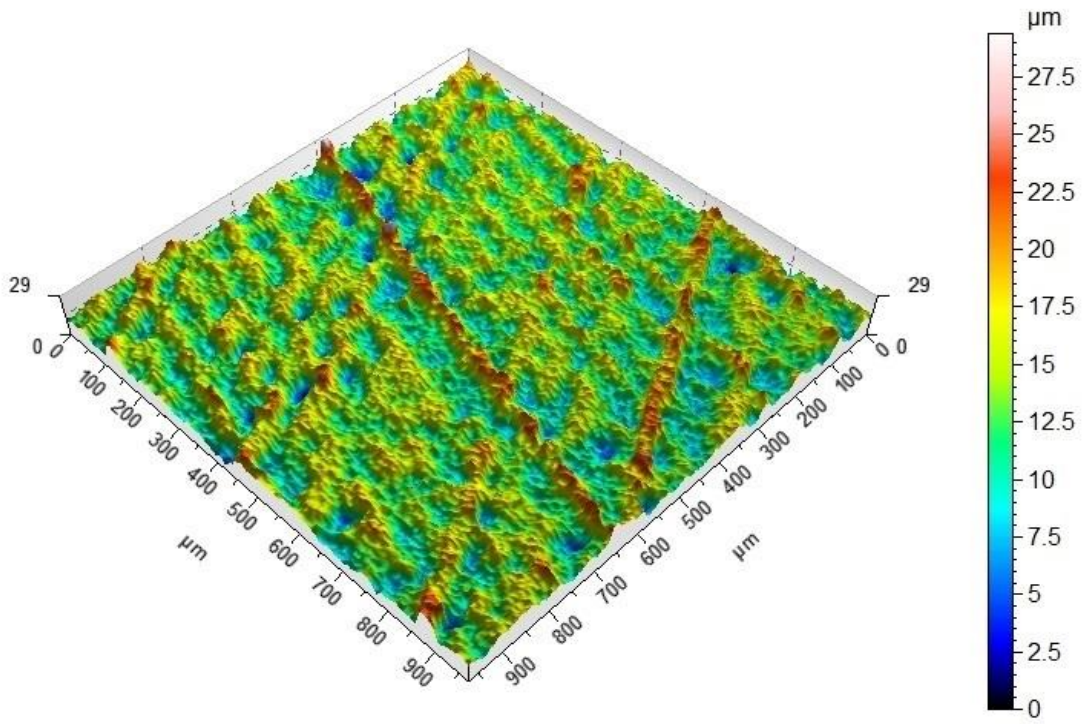


Şekil 34: Grup 1 için profilometre test sonuçları



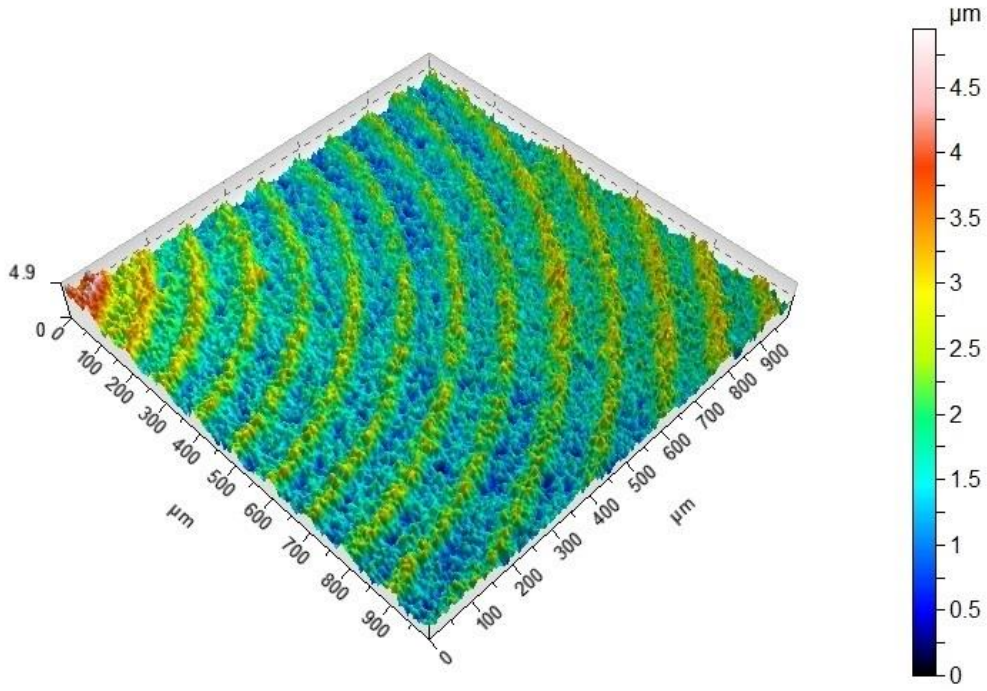
Grup2: Sa: 2.33 μm (ISO 25178)

Şekil 35: Grup 2 için profilometre test sonuçları



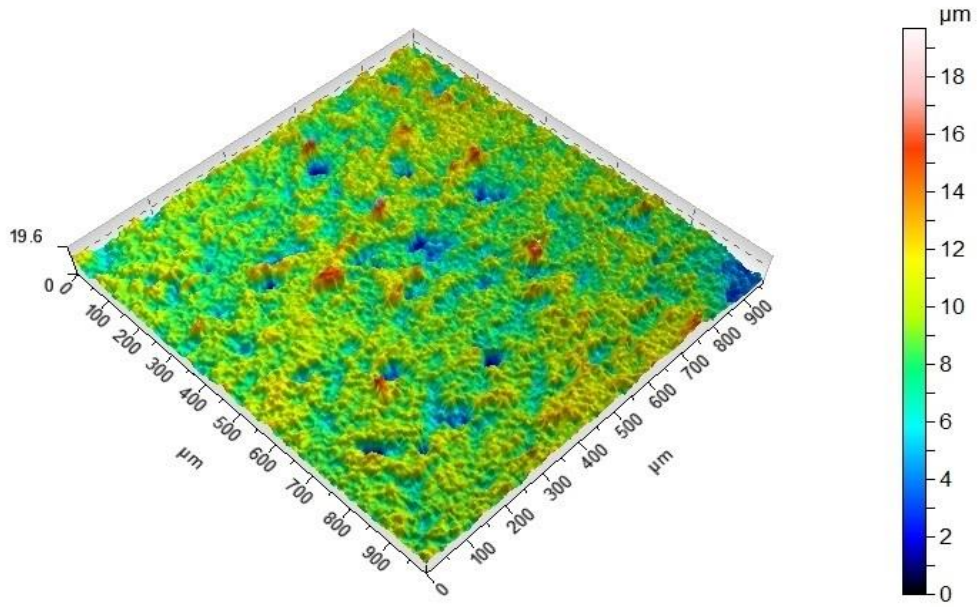
Grup3: Sa: 2.64 μm (ISO 25178)

Şekil 36: Grup 3 için profilometre test sonuçları



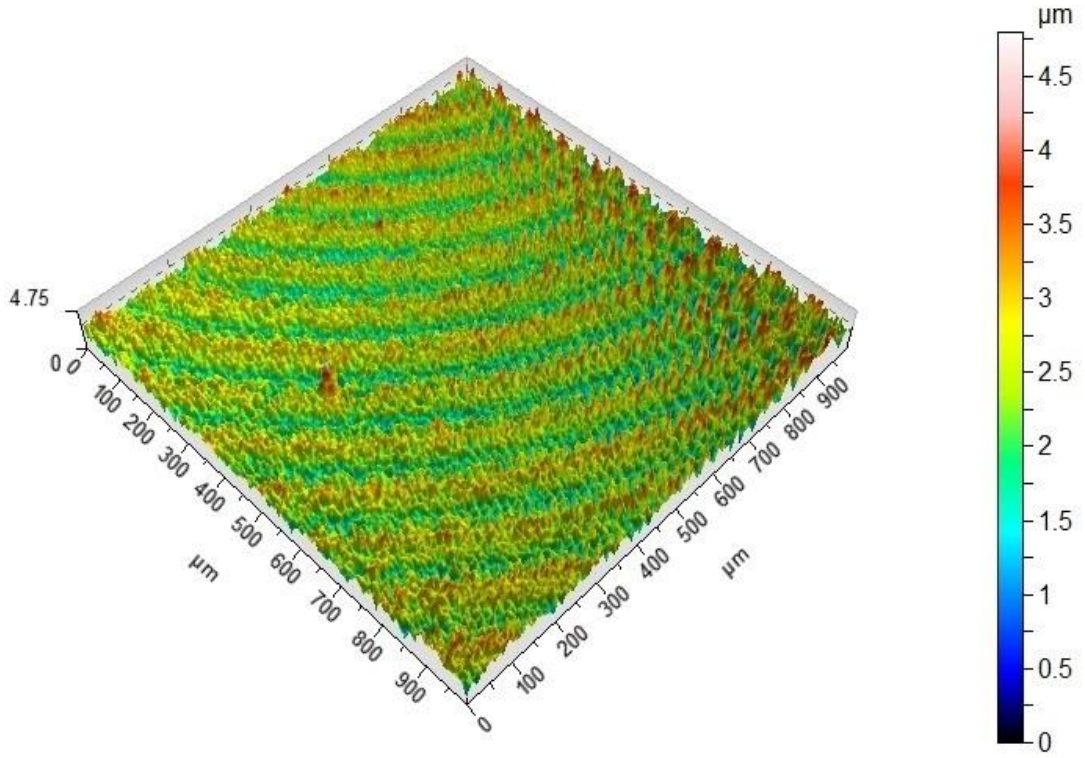
Grup4: Sa: 0.451 μm (ISO 25178)

Şekil 37: Grup 4 için profilometre test sonuçları



Grup5: Sa: 1.27 μm (ISO 25178)

Şekil 38: Grup 5 için profilometre test sonuçları



Grup6: Sa: 0.404 μm (ISO 25178)

Şekil 39: Grup 6 için profilometre test sonuçları

Yapılan inceleme ile en yüksek yüzey pürüzlülüğü sonucu Fiber lazer ile tek yönlü tarama grubu örneğinde 2.74 μm değeri ile görüldü. En düşük yüzey pürüzlülüğü sonucu ise kontrol grubu örneğinde 0.404 μm değeri ile görüldü. Fiber lazer ile yüzeyi pürüzlendirilmiş örneklerde, yüzey pürüzlülüğü sonuçları diğer tüm gruplara göre daha yüksek elde edildi.

5.5. Makaslama Bağlanma Testi Sonrası Kopma Yüzeyi İncelemesi Bulguları

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası tüm gruplardaki örneklerin kopma yüzeyi görüntüleri incelendi. Tüm örneklerde yaptığımız incelemede adeziv ayrılma görülmemişken, 5 adet örnekte (2 adet kontrol grubu örneği, 2 adet cojet grubu örneği ve 1 adet iki yönlü fiber lazer ile tarama grubu örneği) koheziv ayrılma, diğer tüm örneklerde ise kombine ayrılma görüldü. Oransal olarak ise tüm titanyum-porselen örneklerde kopma sonrası % 91.6 kombine ayrılma, % 8.3 koheziv ayrılma görüldü. Örneklerden elde edilmiş koheziv ve kombine ayrılma görüntüleri aşağıda yer almaktadır. (Şekil 40, 41)



(a)



(b)



(c)

Şekil 40: Kombine ayrılma görüntüsü (a, b, c)



Şekil 41: Koheziv ayrılma görüntüsü

6. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanılan metal-seramik sistemlerdeki metalin alerjiye yol açabiliyor olması, genel olarak metal alt yapının biyouyumluğunun yetersizliği, alt yapı metalinin korozyona uğraması, metal altyapının full ark protez restorasyonları gibi durumlarda özgül ağırlığının fazlalığı gibi sebeplerle protetik tedavilerde yeni materyal arayışı yaşanmasına sebep olmuştur (1).

Titanyum, biyouyumluluk olarak üstün özellikli doku dostu bir materyaldir. Ayrıca yüksek korozyon direnci ve üstün mekanik özelliklerine sahip hafif bir materyaldir. Fakat geleneksel metal-porselen bağlantısına göre titanyum-porselen bağlantısı daha zayıf olarak görülür (61).

Titanyum ile porselen bağlantısının zayıf olması olarak iki faktöre bağlanır. Bu faktörlerden ilki; titanyum ile porselen arasında oluşan termal genişleme katsayındaki uyumsuzluk (61, 70, 117), ikincisi ise oksit tabakasının özelliği ve oluşumunu etkileyen titanyumun oksijene karşı göstermiş olduğu aşırı afinitedir (61, 118, 119, 120).

Sıcaklığın artışı ile beraber titanyumun oksijene olan ilgisi de artar ve aşırı afinite sebebiyle titanyum üzerinde aşırı oksit tabakası oluşur (61, 119, 121). Titanyumun üzerinde oluşan bu oksit tabakanın kalın olması, titanyum ile porselen arasındaki bağlantı kuvvetini beklenilene göre düşük kılar (61, 118, 122). Bu durum titanyum-porselen bağlantısında büyük probleme sebep olur. Çünkü; titanyum alt yapı ve porselen arasındaki adeziv fraktür, çoğunlukla titanyum ile porselen arasındaki titanyum üzerinde oluşan oksit tabakasında görülür (70, 118, 121, 123, 124). Kimura ve ark. (122), minimal oksit tabakası meydana getirmek için ideal porselen fırını sıcaklığının 883 °C altında olması gerektiğini bildirmişlerdir.

Adachi ve ark. (125), yaptığı çalışmada 750 derece olan düşük ısı porselen fırınında oluşan oksit tabaka kalınlığının saf titanyumda yaklaşık 32 nm, Ti6Al4V da 11 nm olduğunu, 1000 °C de ise hem saf titanyum hem de Ti6Al4V da 1 µm olduğunu göstermişlerdir.

Bu bağlamda diş hekimliğinde titanyum, elde edip kullanmak istediğimiz bir materyal iken, titanyum ve porselen arasındaki bağlantı sorunu titanyumun diş hekimliği pratiğinde kullanımına engel olan bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır (1, 61).

Diş hekimliği pratiğinde titanyum ve titanyum alaşımları çeşitli teknikler ile üretilmektedir (40, 123, 126). Haag ve Nilner (126), döküm tekniği ile üretilen titanyumun yüzeyinde oluşan oksit tabakasının özelliği sebebiyle bağlantı dayanımının yetersiz olduğunu bildirmişlerdir. Pang ve ark. (123), döküm yoluyla üretilen titanyum ile frezelenmiş titanyum arasında, porselen ile adezyon açısından anlamlı fark bulunamadığını bildirmişlerdir.

İnan ve ark. (64), yaptıkları araştırmada, döküm yoluyla üretilen titanyum ile frezelenmiş titanyumun porselen ile olan adezyonunda anlamlı bir fark bulunmadığını göstermişlerdir. İşeri ve ark. (40), farklı metodlarla üretilen iki farklı titanyum altyapı üzerine farklı markalarda porselen kullanarak porselenin titanyum ile bağlantı dayanımını araştırdıkları çalışmalarında; Triceram porselen ile oluşturulan örneklerde döküm ve frezelenmiş yollarla oluşturulan titanyum altyapı porselen bağlantı dayanımında bir fark oluşmadığı, Vita Titankeramik porselen ile oluşturulan örneklerde ise frezelenmiş yollarla oluşturulan titanyum alt yapılı örneklerin döküm yoluyla oluşturulan titanyum alt yapı örneklerine göre oldukça düşük adezyon değerleri verdiğini sonuç etmişlerdir.

Titanyum-porselen bağlantı sorununun çözümü için farklı yöntem ve tekniklerin geliştirilip bu konudaki araştırma sayısının artması, sorunun çözümüne yönelik katkı sağlayacaktır. Bu amaçla titanyum yüzeyine farklı yüzey pürüzlendime işlemleri uygulanıp, bağlantıyı artırma üzerine yapılan çalışmalar günümüzde de devam etmektedir. Kuşlama ve asitle pürüzlendirme gibi yüzey işlemleri uygulamalarının oksit tabakasını ideal değerlere getirip, titanyum porselen bağlantısını artırdığı bildirilmiştir (65, 66).

Titanyum ile porselen arasındaki bağlantı dayanımını etkilediği için ve titanyum porselen arasında yeterli bağlantının elde edilebilmesi için titanyum alt yapının yüzey alanı artırılarak yüzey pürüzlülüğünün gerekli olduğu araştırmalarda bildirilmiştir (65, 66, 117, 124, 127). Alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kuşlama işlemi, yüzey alanı artırmak için kullanılan yüzey pürüzlendirme işlemlerinden biridir. Al_2O_3 ile yüzey pürüzlendirilerek yüzey gerilimi düşürülür ve bağlantı için yüzey alanı artırılmış olur (72, 73).

Wang ve ark. (128), titanyum yüzeylerinin alümina partikülleri ile kuşlanmasıyla elde edilen yüzey pürüzlülüğü ile titanyum-porselen arasındaki adeziv dayanımını yükselttiğini bildirmişlerdir. Lee ve ark. (129) ise, titanyum alt yapılar üzerine yaptığı araştırmada, en yüksek yüzey pürüzlülüğü ve adeziv dayanımını kuşlama yapılan örneklerde elde edildiğini bildirmişlerdir. Çalışmaların bazılarında da kuşlama yapıldıktan sonra yüzey incelenmesinde, titanyum yüzeyinde alümina partiküllere ait bulgular görülmüştür (62, 128, 130). Fakat;

Lautenschlager ve Monagham (39), titanyum alt yapı yüzeyinde görülen alümina taneciklerin varlığının adezyon üzerine negatif etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Wang ve ark. (128) ise, titanyum yüzeyine yapışık alümina taneciklerinin sıkı şekilde yüzeye bağlandığı durumlarda kitlenme etkisiyle porselen ile olan adezyon dayanımının üzerine pozitif etkisi olduğu, alümina tanecikleri gevşek şekilde yüzeye yapıştığına ise negatif etkisinin olduğunu bildirmişlerdir.

Ultrasonik temizleyiciler ile yüzeyde oluşan bileşime olumsuz bir etki oluşturmadan, kumlama sonrası yüzeye gevşek şekilde yapışmış alümina taneciklerinin temizlenerek adezyon üzerinde olumlu etkisi olduğu bildirilmiştir (131). Wang ve ark. (128), aynı şekilde buhar ile titanyum yüzeyinin temizlenmesinin, kumlama sonrası yüzeyde oluşabilen ya da kontamine ile ortaya çıkabilen yağ ve buna benzer diğer artıkları uzaklaştırdığı ve böylece kumlama sonrası bu şekilde hazırlanan örneklerin adezyon dayanımlarının oldukça arttığını bildirmişlerdir.

Günümüz diş hekimliğinde porselen üretici firmaları titanyumun mevcut bağlantı problemlerini engelleyebilmek için hem termal genleşme katsayıları titanyum ve alaşımlarına daha yakın hem de porselen fırınlanma sıcaklık değerleri 800 °C daha düşük, kontrolsüz kalın oksit tabakası meydana gelmesini engellemeye yardımcı olan titanyuma özel porselenler üretmektedirler. Literatüre de baktığımızda karşımıza çıkan titanyum alt yapı yüzeyi ile porselen arasındaki adezyon dirençlerinin araştırıldığı çalışmalarda, sıklıkla kullanılan titanyum porselenin Vita Titankeramik (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) (132, 133, 134), Duceratin (Ducera Dental, Rosbach, Germany) (135, 136, 137), Triceram (Dentaurum, Ispringen, Germany) (68, 117, 138) ve Noritake Ti-22 (Noritake, Nagoya, Japan) (65, 128, 139) porseleni olduğunu göstermişlerdir.

Bazı çalışmalarda birden fazla titanyum porselenleri kullanılmış ve Vita Titankeramik titanyum porselenini, kullanılan gruplarda en yüksek bağlantı değerine sahip porselen grubu olarak bildirmişlerdir (138, 140). Yine bazı çalışmalarda Noritake Ti-22 titanyum porseleninin kullanıldığı gruplarda elde edilen adezyon değerlerinin diğer titanyum porseleni gruplarına göre daha fazla olduğu gösterilmiştir (69, 141). Bizim çalışmamızın laboratuvar aşamalarında CAD-CAM teknolojisiyle üretilmiş frezelenmiş titanyum disk örneklerimizin üzerine titanyum porseleni olarak Vita Titankeramik porseleni kullanılmıştır.

Titanyum yüzeyine porselen uygulaması öncesi bonding ajanların kullanımının ara yüz tabakası kontrolünde önemli yer teşkil ettiği ve titanyum yüzeyi ile porselen arasındaki

adezyonu önemli oranda yükselttiği belirtilmiştir (126, 142). Atsü ve Berksun (143), yaptıkları araştırmada bonding ajanı ve bonding porseleni uygulamasının titanyum ile porselen arasındaki adezyon dayanımı üzerine pozitif etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Kimura ve ark. (122), yaptıkları çalışmada, oksit tabakasının kalınlığını azaltan bir sonuca ulaşmışlar ve opak porselen ile bonding ajan kullanımının titanyum ile porselen arasındaki adeziv dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da, Vita Titankeramik düşük ısı porselenleri ile kullanımına uygun olacak şekilde bonding porselenleri üretici firmanın da talimatlarına uyacak şekilde kullanıldı.

Son yıllarda metal alt yapılar ile porselen arasındaki bağlantının adezyon direncini artırmaya yönelik, lazerle tarayıp pürüzlendirme üzerine sıklıkla araştırmalar yapılmaktadır. Diş hekimliğinin hemen her alanında kullanılmaya başlanan lazer sistemleri, son zamanlarda yapılan çalışmalarda titanyum materyalinin pürüzlendirilmesinde de kullanılmaya başlanmıştır. Bizim çalışmamızda da, titanyum materyalinin pürüzlendirmek amacıyla daha önce kullanılmamış olan Yb:Fiber lazer kullanıldı. Yb:Fiber lazer ile pürüzlendirme işlemlerinde uygun doz aralıklarını bulmak için pilot çalışma yapıldı. Pilot çalışmada en uygun doz parametreleri 20 Wattlık %100 güç, 300 mm/S hız, 25 frekans ve 0,06 hatch aralığı bulundu ve çalışmamızda bu doz aralıkları kullanıldı.

Çalışmamızda titanyum disklere kumlama ve cojet işleminin yanı sıra Yb:Fiber lazer kullanılarak farklı şekilde taramalar ile 3 ayrı grup olacak şekilde yüzey pürüzlendirmesi yapıldı. Gruplardaki ilk örneklere fiber lazer ile horizontal yönlü olacak şekilde tekli tarama yapıldı, diğer gruptaki örneklere fiber lazer ile horizontal taramanın yanında vertikal tarama da yapılarak iki yönlü yüzey pürüzlendirmesi işlemi yapıldı, üçüncü gruptaki örneklere ise fiber lazer ile hem horizontal hem vertikal hem de hipotenüs yönlü olmak üzere üçlü tarama ile yüzey pürüzlendirmesi işlemi yapıldı. Makaslama testi verilerine göre, titanyum alt yapı örneklerinde en iyi bağlanım değerleri kumlama ile fiber lazer ile horizontal-vertikal-hipotenüs olacak şekilde üç yönlü taramalı grupta elde edildi. Çalışmamızda kullanılan fiber Lazer ile tek yönlü tarama ile fiber lazer ile iki yönlü tarama grupları ve fiber lazer ile üç yönlü tarama grupları arasında hem kendi aralarında hem de diğer tüm gruplara karşılaştırınca istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı. Fiber Lazer ile tarama sayısı arttıkça bağlanım kuvveti artmış, maksimum bağlanım kuvveti 3 yönlü fiber lazer ile tarama grubu ve kumlama gruplarında görüldü.

Akın ve ark. (144), kumlama ile beraber 1 Wattlık ve 2 Wattlık çıkış gücüyle titanyum yüzeyine uyguladıkları Nd-YAG lazer ile yaptıkları araştırmada, daha yüksek çıkış gücündeki lazer grubunda daha yüksek bağlantı dayanımı görüldüğünü rapor etmişlerdir. Kumlama ve 1 Wattlık düşük çıkış gücünde uygulanan Nd-YAG lazer grubu arasında farklı bir sonuç elde edilmemiştir. Saygın'ın tez çalışmasında (145), farklı yüzey şartlandırma işlemleri arasında en yüksek makaslama bağlantı değeri sırasıyla 2,5 Watt Nd-YAG + Kumlama, 1,5 Watt + Kumlama ve Kumlama grubunda elde edilmiştir.

Kim. ve ark. (68), titanyum örneklerine 4 farklı yüzey işlemi uygulayıp titanyum ile seramik arasındaki adezyon dayanımına baktıkları araştırmada Kontrol grubu, %10 HCL ile asitleme grubu, 250 µm alümina partikülleri ile kumlama grubu ve Nd-YAG lazer (7 W, 120mJ ve 50 Hz) ile pürüzlendirilmiş grup olmak üzere 4 grup oluşturmuşlardır. Oluşan grupların makaslama bağlanım dayanımlarına bakılmış, sırayla kumlama ve lazer grubu ile oluşturulmuş gruplarda en yüksek dayanım değerini elde etmişlerdir. Bu araştırmada çıkan sonucu, kullanılan Nd-YAG lazerin gücünün yüksekliğine ve standartına göre daha büyük partiküllerle yapılmış kumlama işlemi sonucu daha fazla yüzey dağlaması elde edilmesine bağlanabilir. Nitekim bizim çalışmamızda da kumlama ve fiber lazer ile üç yönlü tarama ile oluşturulmuş tarama gruplarında en yüksek bağlanım değerleri elde edilmiştir.

Ayobian-Markazi ve ark. (146), Er-YAG lazeri (100 Mj ve 10 Hz) titanyum yüzeye uygulayıp kumlama, asit uygulama ve lazerli gruplarla çalışma yapmışlardır. Çalışmada sonuç olarak Er-YAG lazer yüzey pürüzlülüğünü azaltmış, temas açısı azalmış, biyouyumluluğa ise olumsuz bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

Kreisler ve ark. (147) yaptıkları çalışmada; dental implantların yüzeylerini pürüzlendirme yapmak amacıyla, GaAlAs lazerin mevcut sistemler arasında güvenli olduğu sonucuna varmışlardır, implant yüzeyinin dekontaminasyonu için Nd-YAG ve Ho-YAG lazerin uygun olmadığı, Er-YAG ve CO2 lazerin ise yüzeye zarar vermemek için çıkış güçlerinin asgari düzeyde tutulması gerektiğini bildirmişlerdir.

Saygın'ın yapmış olduğu tez çalışmasında (145), titanyum altyapılı örneklerle Nd-YAG, Er-YAG, Ho-YAG lazer uygulamaları yapıldıktan sonra SEM analizi ile görüntüleme yapılmıştır. Örneklerde yüksek doz lazer uygulamalarının materyalin özünde bir bozulmaya sebep olduğu ve mikro-çatlaklara neden olduğu sonucuna varılmıştır. En düşük titanyum porselen adezyon dayanımı Ho-YAG lazerle hazırlanmış örneklerde görülmüştür; buna sebep

olarak da Ho-YAG ile yüzeyi pürüzlendirilen gruplara ait örneklerde, titanyum yüzeyinde belirgin deformasyonlar ve ara ara çatlamlar oluştuğu görülmüş olmasına bağlanmıştır.

Çalışmamızda Yb:Fiber lazer ile pürüzlendirilen titanyum disklerin porselen ile arasındaki bağlanma dayanımı; tarama sayısı arttıkça bağlanım dayanımının da lazer grupları arasında artış olduğu görülse de, lazer grupları ile cojet, kumlama ve kontrol grubunun oluşturduğu bağlanma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü. Makaslama testi sonrasında kumlama ve Yb:Fiber lazer ile üç yönlü tarama grubu örneklerinin ortalama olarak daha iyi bir bağlanma kuvveti gösterdiği görüldü.

Hussaini ve ark. (148), yaptıkları çalışmada, titanyum altyapılara pürüzlendirme işlemi sonrası düşük ısı porseleni uygulayıp bağlantı dayanımına etkisine bakılmıştır. Kumlama işlemi sonrası bonding ajanı ile porselen uygulaması sonucu en yüksek bağlantı dayanımı elde edilmiş, bunu yalnız kumlama ve yalnız bonding ajanı uygulanan gruplar olacak şekilde sıralanmıştır. Ayrılma sonrası SEM görüntüleme sonucunda tüm yüzeylerde porselen kalıntısı izlerine rastlanmıştır. Hussaini ve ark. (148), yaptığı çalışma neticesinde elde edilen veriler; bizim yaptığımız çalışmaya benzer şekilde sonuç vermiş, yüksek bağlantı dayanıklılığı için kumlamaya ek olarak bonding ajanı uygulamasının bağlantıyı arttırmada etkili olduğu görüldü.

Acar ve ark. (141), yaptıkları incelemede 50 µm kumlama uygulanan grupta 1.32 µm yüzey pürüzlülüğü, 125 µm kumlama uygulanan grupta ise 1.53 µm'luk yüzey pürüzlülüğü sonucu elde etmişlerdir. İnan ve ark (64), frezelenmiş titanyum örnek yüzeyine 125 µm kumlama uygulamış ve ortalama olarak grup yüzey pürüzlülük değerini 1.78 µm olarak bildirmişlerdir. Lee ve ark. (132), titanyum yüzeyine 110 µm kumlama uygulamış ve yüzey pürüzlülüğü değerini 1.57 µm elde etmiş, altın kaplama uyguladığı titanyum yüzeyi grubunda ise pürüzlülük değerini 1.85 µm olarak sonuç etmişlerdir. Yüzeyine kumlama uygulanmış kontrol gruplarındaki titanyum örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerini; Li ve ark. (139), 0.99 µm, Park ve ark. (134), 0.71 µm olarak bulmuşlardır. Benzer şekilde Wagner ve ark. (149), bağlantı dirençlerinin yüzey pürüzlülüğü ile doğrudan ilişki olduğunu, pürüzlülük değeri arttıkça bağlantı direncinin de artacağını rapor etmişlerdir.

Bu bilgiler paralelinde, çalışmamızda da 110 µm'lik Al₂O₃ partikülleri 10 mm mesafeden 15 saniye boyunca 2,8 bar basınçla kumlama işlemi titanyum yüzeyine uygulandı ve 1,27 µm lik yüzey pürüzlülüğü elde edildi. Çalışmamız sonucu elde edilen yüzey pürüzlülüğü sonucunun diğer literatürlerde çıkan sonuçlara benzer olmakla beraber farklılıkların sebebi

Gruplara ait değerler ikili olarak karşılaştırıldığında; herhangi bir grubun diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmedi ($p < 0,05$). Pilot alışmamızda yer alan fiber lazer ile tarama grupları arasında anlamlı bir fark oluşmamışken, tarama sayısı arttıķça ortalama makaslama bağlanım dayanıklılığında artış olduğu görüldü.

Yüzeyi przlelendirmeye tabi tutulmuş titanyum disk grup örneklerine 500x, 1000x ve 2000x büyütmede alınan SEM görüntülerinde, kontrol grubu örneklerinde yapılan incelemede uniform bir yüzey gözlenirken, diğer gruplarla karşılaştırılınca tamamen düz halka zeminler izlendi. Fiber lazer ile yapılan tarama gruplarında ise tarama sonrası yosunumsu dalgalanmalar oluştuğu görüldü; tarama sayısı arttıķça zeminde meydana gelen dalgalanmalarda da artış olduğu ve dolayısıyla SEM analizleri paralelinde yüzey oluşumlarının tarama sayısı ile orantılı olarak artış gösterdiği düşünüldü. En fazla dalgalanma, fiber lazer grupları arasında, grup 3 teki  yönlü fiber lazerle tarama grubunda görüldü. Cojet ile tarama örneklerinde ise daha zayıf bir yüzey görüntüsü görüldü, 1000x ve 2000x lik büyütmelerde daha net görülebilen hafif cam kırıkları şeklinde mikro çatlak görünüm elde edildi. Kumlama ile yüzeyi şekillenmiş örneklerde ise 500x lik büyütmelerde kratere daha yakın görünüm varken, 1000x ve 2000x büyütmelerde ise daha çok yarık benzeri keskin oluşumlar görüldü.

Genel olarak yüzey ıslanabilirliğinin metal yüzeyi ile porselen arasındaki adezyonu olumlu etkilediği düşünülür. Li ve ark. (139), yaptıkları araştırmada yüzey temas açısına bakıp, titanyum kontrol grubu örneklerinin hidrofobik olduğunu, Mikro Ark Oksidasyon (MAO) tekniği uygulanan titanyum örnek yüzeylerinin aşırı derecede hidrofilik olduğunu bildirmişlerdir. Yerokhin ve ark. (151), MAO tekniği kullanılarak metal yüzeyinin kaplanması ile metal yüzeyine iyi yapışan, hidrofilik, rijit ve kalın bir yüzey tabakasının oluştuğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda temas açısı analizine göre, en yüksek açı değeri fiber lazer ile horizontal tekli tarama grubunda (141°), en düşük açı değeri ise kontrol grubunda (96°) görüldü. Islanabilirlik temas açısı ile ters orantılı bir ilişkiye sahiptir. Böylece gruplar arasındaki yüzey ıslanabilirliği karşılaştırıldığında en hidrofobik grup, temas açısı en yüksek olan fiber lazer ile horizontal tekli tarama grubu; en hidrofilik grup ise, temas açısı en düşük olan kontrol grubu olarak belirlendi.

Profilometre testi ile yapılan yüzeyi przlelendirilmiş titanyum disk örneklerin yüzey incelemesinde en yüksek yüzey pürüzlülüğü sonucunu fiber lazer ile tek yönlü tarama grubu

örneğinde 2.74 μm değeri ile görüldü. En düşük yüzey pürüzlülüğü sonucu ise kontrol grubu örneğinde 0.404 μm değeri ile görüldü. Fiber lazer ile yüzeyi pürüzlendirilmiş örneklerde genel olarak diğer tüm gruplara göre yüzey pürüzlülüğü sonuçları daha yüksek elde edildi.

Yüzey pürüzlülüğünün fazla olması bir yere kadar istenen durumdur. Nitekim fiber lazer ile tekli tarama örneklerinde en yüksek yüzey pürüzlülüğü sonucu görülmüşse de en hidrofobik örnekler de yine fiber lazer ile tekli tarama örneklerinde görüldü. Yani çok fazla yüzey pürüzlülüğü istenilen bir durum değildir. Kontrol grubu örneklerinde en düşük yüzey pürüzlülüğü sonuçları görülsede en hidrofilik örnekler de kontrol grubu örneklerinde görüldü.

Islanabilirliğin tek başına iyi bir bağlanma direnci için yeterli olmadığı da, kontrol grubu örneklerinin en yüksek hidrofilik örnekler olsa da en düşük bağlanma dirençlerine sahip olmasından anlaşıldı. Burda da göze çarpan tespit; kontrol grubu örnekleri hidrofilik olsalar da düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olmalarından dolayı, bağlantı dirençlerinin de düşük olmasına sebep olduğudur. Yani çok düşük yüzey pürüzlülüğü de istenen bir durum değildir. En yüksek bağlanma dirençlerinin görüldüğü kumlama grubu örneklerinde ise diğer gruplara oranla daha ortalama yüzey pürüzlülüğü sonuçları görülmüş olup yeterli ıslanabilirliğe sahip olduğu düşünüldü.

Böylelikle 1,2 μm ile 2,5 μm değerleri arası yüzey pürüzlülüğü sonuçlarının ve yeterli ıslanabilirliğin bağlantı dirençleri için daha iyi sonuçlar verdiği düşünüldü. Yüzey pürüzlülüğü parametre sonuçlarının aşırı fazla olması veya aşırı düşük olması bağlantı direncinde olumsuz sonuçlara yol açtığı düşünüldü.

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası tüm gruplardaki örneklerin kopma yüzeyi analizinde; adeziv ayrılma görülmemişken, 5 adet örnekte (2 adet kontrol grubu örneği, 2 adet cojet grubu örneği ve 1 adet iki yönlü fiber lazer ile tarama grubu örneği) koheziv ayrılma, diğer tüm örneklerde ise kombine ayrılma görüldü. Oransal olarak ise tüm titanyum-porselen örneklerde kopma sonrası % 91.6 kombine ayrılma, % 8.3 koheziv ayrılma görüldü.

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar dahilinde çıkarılmış sonuçlar ve öneriler şöyledir;

. Bu tez çalışmasıyla elde edilen sonuçlar dahilinde kontrol grubu hariç (24.930 MPa) diğer gruplardan elde edilen ortalama bağlantı dayanıklılığının hepsi ISO 9693-1:2012 standardında metal porselen arasındaki bağlantı dayanıklılığı için kabul edilebilir asgari değer olarak gösterilen 25 MPa' dan daha yüksek elde edildi.

. Titanyum altyapının fiber lazer tekniği ile pürüzlendirilmesi titanyum porselen bağlantı dayanımını olumlu etkiledi ve ortalama bağlantı dayanıklılık değerlerini artırdı.

. Fiber lazer ile üçlü tarama ve kumlama pürüzlendirme teknikleri ile ortalama titanyum porselen bağlantı dayanımının en yüksek değerleri elde edildi. En yüksek ortalama titanyum porselen bağlantı dayanımı değeri 37,035 MPa ile kumlama grubu örneklerinde elde edildi.

. Fiber lazer ile pürüzlendirme gruplarında tarama sayısı arttıkça bağlantı dayanım değerleri de paralel olarak arttı. Fiber lazer ile yüzey işlemi yapılması titanyum porselen bağlantısının dayanımı açısından olumlu sonuçlar verdiği ve bağlantı dayanımını arttırdığı görüldü.

. Üç yönlü fiber lazer ile tarama grubunun diğer lazer gruplarına göre titanyum porselen bağlantısı açısından daha başarılı sonuçlar verdiği görüldü.

. Fiber lazer uygulaması, titanyum disk örnekler için bağlantıyı olumlu yönde etkilediği görüldü ama diğer gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı.

. SEM analizi incelemelerinde, fiber lazer uygulamalarında titanyum disk yüzeyinde tarama sayısı ile artan dalgalanmalar görüldü. Cojet uygulamalarında hafif mikro çatlaklar, kumlama uygulamalarında ise krater ve keskin yarıklar oluştuğu görüldü.

. Çalışma sonuçlarını göz önüne aldığımızda titanyum alt yapı yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde Cojet veya Al_2O_3 ile kumlama yöntemlerinde biri tercih edilecekse istatistiki bir fark bulunmasa da ortalama bağlantı dayanımı daha yüksek olduğundan daha geleneksel bir yöntem olan Al_2O_3 önerilir.

. Titanyum yüzeyini pürüzlendirme işlemi için; fiber lazer uygulamasının ulaşılabilirliğinin zorluğu ve maliyet hesabı göz önüne alınarak ve hem istatistiki olarak

anlamli bir fark bulunamaması hem de elde edilen ortalama bağlantı dayanımının da benzer olması sebebiyle klinik uygulamalarda kumlama ile pürüzlendirme işlemleri tercih edilebilir.

8. 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. Liu P-R, Essig ME. (2008) Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 29, 482, 484, 486-488.
3. Duret F, Preston J. (1991) CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1, 150-154.
4. Mörmann W. (1989) Chairside computer aided direct ceramic inlays. *Quintessence International*, 20, 329-339.
5. Mörmann WH. (2004) The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7, 11.
6. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28, 44-56.
7. Andersson M, Oden A. (1993) A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51, 59-64.
8. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. (1996) Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76, 187-193.
9. Williams DF. Titanium and titanium alloys. CRC Press, Inc. . *Biocompatibility of Clinical Implant Materials*. 1981;(1):9-44.
10. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.* 1996;27(6):401-408.
11. Uzun İH, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri. *Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg.* 2010;20(2):213-220.
12. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993;43(3):245-253.
13. Mark JJ, Waqar A., (2007). *Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices*. New York, Springer, 533-576.
14. Van Noort R., (2002). *Introduction To Dental Materials*. Edinburgh; New York: Mosby, 221-230.
15. Jaffee RI, Promisel NE. *The science technology and application of titanium*. 1st ed., Oxford, Pergamon Pres,1970.

16. Boyer, Howard E. and Timothy Gai. Metal Handbook. American Society for Metals. Metals park.8th ed, Ohio, gall, 1985.
17. Sundgren JE, Bodö P, Lundström I. Auger electron spectroscopic studies of the interface between human tissue and implants of titanium and stainless steel. *J Colloid Interf Sci.* 1986;110:9-20.
18. Brustone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1980;77:121-132.
19. https://www.researchgate.net/figure/Ti-6Al-4V-phase-diagram_fig1_256446663.
20. Chevalier J., (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* Feb,27(4),535-543.
21. Wang RR., Li Y., (1998). In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *J Prosthet Dent*, 80, 495-500.
22. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2nd ed, ed by WJ O'Brien, Quintessence Pub Co Inc, Carol Stream, Illinois, 1997.
23. Pohler EM. Unalloyed titanium for implants in bone surgery, *Injury Int J Care Injured* 2002;31:7-13.
24. Niinomi M., (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Sci Eng A*, 243, 231-236.
25. Longoni S, Sartori M, Davide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding, *J Prosthet Dent*. 2004;91:595-598.
26. Rilo B, da Silva JL, Martinez-Insua A, Santana U. A titanium and visible light polymerized resin obturator, *J Oral Rehabil* 1997;24:338-341.
27. Ismailoğlu K, Coskunfirat OK, Tetik G, Ozgentas HE. Complication and removable rates of miniplates and screws used for maxillofacial fractures. *Ann Plast Surg* 2002;48:265-268.
28. Walker MP, White RJ, Kula KS. Effect of fluoride prophylactic agents on the mechanical properties of nickel-titanium-based orthodontic wires, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005 127:662-669.
29. Goto Y, Nicholls JI, Phillips KM, Junge T. Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems, *J Prosthet Dent* 2005;93:45-50.
30. Rangel S, Cremonese R, Bryant S, Dummer P. Shaping ability of race rotary nickel-titanium instruments in stimulated root canals. *J Endod* 2005;31:460-463.
31. Segovic S, Ferik S, Anic I, Jukic S, Galic N, Sistig S. Changes in dentin after insertion of self-threading titanium-reinforced composite cement. *J Prosthet Dent* 1992;68:910-912.
32. Cortellini P, Tonetti M. Clinical performance of a regenerative strategy for intrabony defects: scientific evidence and clinical experience, *J Periodontol* 2005;76:341-350.

33. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Effects of three bonding systems on the torsional resistance of titanium-reinforced composite cores supported by two post designs. *J Prosthet Dent* 1999;81:678-683.
34. Cohen BI, Condos S, Musikant BL, Deutsch AS. Retentive properties of threaded splint-shaft posts with titanium-reinforced composite cement. *J prosthet Dent* 1992;68:910-912.
35. Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent* 2001;86:304-308.
36. Haag P, Nilner K. Questions and answers on titanium-ceramic dental restorative systems: a literature study. *Quintessence Int.* 2007;38(1):e5-13.
37. Hautaniemi JA, Hero H., on the bonding of porcelain on titanium. *J Material Science* 1992;3:186-191.
38. Kaus T, Pröbster L, Weber H. Clinical follow-up study of ceramic veneered titanium restorations-three-year results. *Int J Prosthodont*;1996;9:9-15.
39. Lautenschlager E, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993;43:245-253.
40. 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.
41. 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.
42. 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.
43. Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 1988;46(4):247-253.
44. 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.
45. 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.
46. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont.* 1997;10(6):541-546.
47. 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.
48. <http://trends.medicalexpo.com/zirkonzahn/project-74646-413549.html>.
49. Raigrodski AJ., (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 48, 531-544.
50. https://www.researchgate.net/figure/A-single-SiO4-4-tetrahedron-unit-showing-a-Si-4-cation-surrounded-by-four-O-2-anions-in_fig2_316452121.

51. Craig, R.G.: Restorative Dental Materials, Ninthed., St. Louis, Mosby Year Book Inc., 1993.
52. Öztaş, D.D.: Porselen Jaket Kron Yapımında Uygulanan Çeşitli Kor Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin Araştırılması, Doktora Tezi, A.U. Diş Hek. Fak., Ankara, 1990.
53. Anusavice KJ. Dental Ceramics. In: Anusavice KJ, editor. Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed., St. Louis, WB Saunders Company. 2003; 655-719.
54. 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.
55. 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.
56. 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.
57. 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.
58. Denry I. Ceramics. In: Craig RG, Powers JM, editors. Restorative dental materials, 11th Ed., St Louis; Mosby Year Book Inc. 2002:550-574.
59. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128(3):297-307.
60. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int. 2002;33(6):415-426.
61. 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.
62. Derand T, Hero H. Bond strength of porcelain on cast vs. wrought titanium. Scand J Dent Res. 1992;100(3):184-188.
63. 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.
64. 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.
65. 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.
66. 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.

67. 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.
68. 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.
69. Papadopoulos TD, Spyropoulos KD. The effect of a ceramic coating on the cpTi-porcelain bond strength. *Dent Mater.* 2009;25(2):247-253.
70. 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.
71. 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.
72. 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.
73. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14(1):64-71.
74. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19(8):725-731.
75. Maiman, T.H.(1960). Stimulated optical radiation in ruby. *Nature.* 187: 493–494.
76. <http://www.bilimgenc.tubitak.gov.tr/makale/lazer-silahlar-bilim-kurgudan-gercege-neden-donusemiyor>.
77. Research, Science and Therapy Committee of the American Academy of Periodontology. Laser in periodontics. *J Periodontol* 2002;73(10):1231-1239.
78. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol* 2000 2004;36(1):59-97.
79. Algan S. Kronik periodontitis hastalarında başlangıç periodontal tedaviye yardımcı olarak kullanılan Er:Yag lazer ve topikal ozon uygulamasının klinik ve mikrobiyolojik olarak karşılaştırılmalı değerlendirilmesi. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık.
80. Miserendino, L.J., Pick, R.M. (1995). *Lasers in dentistry.* Illinois: Quintessence Publishing Co.
81. Arslan S. Ultrasonik uç veya Er:cr:ysgg lazer ile hazırlanan kök ucu kavitelelerinde kök ucu dolgu materyali olarak kullanılan farklı adeziv sistemlerin apikal tıkama etkinliği. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2011.
82. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dent Clin North Am* 2004;48(4):751-770.
83. Dederich D. Laser-tissue interaction what happens to laser light when it strikes tissue?. *J Am Dent Assoc* 1993;124(2): 57-61.

102. 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.
103. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater.* 1999;15(2):79-86.
104. Adamson W.A, Shirley F.P., Kunichika K. T. J. *Colloidal Interface Sci.* 1970; 34, 461.
105. Bigelow W.C., Pickett D.L., Zisman W.A., 1946, *J. Colloid Sci.*, 1, 513; see also R. E. Johnson and R. H. Dettrew, 1965, *J. Colloid Sci.*, 20, 173 .
106. Baxter S., Cassie A.B., 1945, *J. Text. Inst.*, 36, T67; A. B. D. Cassie and S. Baxter, 1944, *Trans. Faraday Soc.*, 40, 546 .
107. Leja J. and G.W. Poling,, Preprint, International Mineral Processing Congress, London, 1960 .
108. Spelt J.K., Y.Rotenberg, D. R. Absolom and A. W. Neumann, *Colloids&Surfaces*, 1987, 24, 127 .
109. Ottewill R.H.: private communication; see also A. M. Gaudin, *Flotation*, McGraw- Hill, New York, 1957, p. 163 .
110. Cain J.B., Francis D.W., Venter R.D., Neumann A.W. *J Colloid Interface Sci*, 1983; 94,123 .
111. Neumann A.W. and D. Renzow, *Z. Phys. Chemie Neue Folge*, 1969; 68, 11; W. Funke, G. E. H. Hellweg and A. W. Neumann, *angew. Makromol. Chemie*, 1969 ;8:185 .
112. Phoenix R.D., Shen C.. Characterization of treated porcelain surfaces via dynamic contact angle analysis. *Int J Prosthodont*,1995; 8:187-194.
113. Contact Angle Measurement‘, <http://www.biolinscientific.com/application/contact-angle-measurement>, 15.11.2016.
114. Olphen H.V *Colloidal chemistry clay*. John Wiley&Sons, Inc., Newyork, 92-108, 1987.
115. Zissis A., Yannikakis S., Jagger R.G., Waters M.G.J. (2001). Wettability of denture materials. *Quintessence Int.* 2001; 32; 457-462.
116. <http://inovatifkimyadergisi.com/sivilarin-islalma-yetenekleri-ve-temas-acisi>.
117. 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.
118. Hautaniemi JA, Herø H, Juhanoja JT. On the bonding of porcelain on titanium. *J Mater Sci Mater Med.* 1992;3(3):186-191.
119. Oshida Y, Hashem A. Titanium-porcelain system. Part I: Oxidation kinetics of nitrated pure titanium, simulated to porcelain firing process. *Biomed Mater Eng.* 1993;3(4):185-198.
120. Wang RR, Fung KK. Oxidation behavior of surface-modified titanium for titanium-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1997;77(4):423-434.

121. White SN, Ho L, Caputo AA, Goo E. Strength of porcelain fused to titanium beams. *J Prosthet Dent.* 1996;75(6):640-648.
122. 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.
123. 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.
124. Fischer J. Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy. *Biomaterials.* 2002;23(5):1303-1311.
125. Adachi et al., 1990. M. Adachi, J.R. Markert, E.E. Parry, C.W. Fairhurst. Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V alloy.
126. Haag P, Nilner K. Bonding between titanium and dental porcelain: A systematic review. *Acta Odontol Scand.* 2010;68(3):154-164.
127. 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.
128. 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.
129. Lee J, et al. (2013) MAPK Hog1 closes the *S. cerevisiae* glycerol channel Fps1 by phosphorylating and displacing its positive regulators. *Genes Dev* 27(23):2590-601.
130. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993;43(3):245-253.
131. 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.
132. 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.
133. 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.
134. 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.
135. 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.
136. 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.

137. 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.
138. Garbelini WJ, Henriques GE, Troia Junior M, Mesquita MF, Dezan CC. Evaluation of lowfusing 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.
139. 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.
140. 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.
141. 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.
142. Gilbert JL, Covey DA, Lautenschlager EP. Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium. *Dent Mater.* 1994;10(2):134-140.
143. S. Atsü, S. Berksun, Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two firing atmospheres, *J. Prosthet. Dent.* 84 (5) (2000) 567.
144. Akin H, Tugut F, Emine Akın G, Guney U, and BM, 2011. Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med Sci*, “in press”.
145. Zirkonya ve Titanyum Metal Alt Yapılara Yüze Şartlandırma Amacıyla Uygulanan Farklı Lazer Sistemlerinin Porselen Bağlantı Dayanımı Üzerine Etkilerinin İncelenmesi” adlı Uzmanlık Tezi Dt. Ayşegül GÖZE SAYGIN Sivas 2015.
146. 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.
147. 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.
148. 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.
149. Wagner UG, et al. (1993) Comparison of the crystal structures of genetically engineered .
150. Dederich D, Bushick RD. Laser in dentistry separating science from hype. *J Am Dent Assoc* 2004;135(2):204-212.
151. 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.

9. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	İBRAHİM HALİL TEPE
Doğum Yeri ve Tarihi	Samsat/ADIYAMAN 03.07.1990
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Sur/DİYARBAKIR
E-posta Adresi	ibrahimhaliltepe7@gmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lisans-Yüksek Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2008-2013
Uzmanlık	Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi 2016 - 2019

ORJİNALLİK RAPORU

% **11**
BENZERLİK ENDEKSİ

% **6**
İNTERNET
KAYNAKLARI

% **3**
YAYINLAR

% **7**
ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	%4
2	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	%2
3	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	%1
4	www.pamukovarehberim.com İnternet Kaynağı	<%1
5	www.dicle.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
6	sbk2017.org İnternet Kaynağı	<%1
7	"Review of Matrix Algebra", Elsevier BV, 2010 Yayın	<%1
8	Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
9	DUYMUŞ YEŞİL, Zeynep and GÜNGÖR,	<%1

