

Titanyum yüzeyine fiber lazer uygulamasının rezin simanın bağlanma dayanımı üzerine etkisi

Effect of fiber laser application on titanium surface on bonding strength of resin cement

Dr. Öğr. Üyesi Ayşe Erzincanlı
Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi A.D., İstanbul
Orcid ID: 0000-0002-3345-6835

Dt. Betül Hamitoğlu
Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi A.D., İstanbul
Orcid ID: 0000-0003-2666-7789

Prof. Dr. Zeynep Özkurt Kayahan
Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi A.D., İstanbul
Orcid ID: 0000-0002-3320-9244

Geliş tarihi: 23 Aralık 2019
Kabul tarihi: 09 Ocak 2020
doi: 10.5505/yeditepe.2020.46036

Yazışma adresi:
Dr. Öğr. Üyesi Ayşe Erzincanlı
Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi A.D.
Bağdat Cad. No:238 34728 İstanbul
Tel: 0216 363 60 44
E-mail: ayseyalniz@hotmail.com

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı parametrelerdeki fiber lazer ile yüzey pürüzlendirme işlemlerinin, titanyum ve rezin siman arasındaki bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Döküm, CAD/CAM ve lazer sinterleme yöntemleriyle 3 farklı şekilde üretilmiş, 90 adet titanyum örneği hazırlandı (n=30). Tüm bağlanma yüzeyleri standardizasyonu sağlamak amacıyla, sırasıyla 600-1000-1200 partiküllü silikon karbid kağıtlarla cilalama yapıldı ve her örneğin yüzey pürüzlülüğü ölçüldü. Her grup 3 alt gruba ayrıldı (n=10): grup (1) 110 m μ Al₂O₃ partikülleri ile kumlama, grup (2) fiber lazer 10 W, grup (3) fiber lazer 20 W. Yüzey işlemleri tamamlanan örneklerin bağlanma yüzeylerine metal primer ve dual-cure self adeziv rezin siman uygulandı. Polimerizasyonu tamamlanan örnekler kalıptan çıkartıldı ve tesviyesi yapıldı. Örneklerin kırılma işlemi üniversal test cihazında 1 mm kalınlığındaki kesme bıçağı ile yapıldı. Verilerin istatistiksel analizinde titanyum tipi ve pürüzlendirme şeklinin bağlanma dayanımı üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesinde Two way Anova testi kullanıldı. Devam testi olarak One way Anova Test kullanıldı. Anlamlılık p<0,05 düzeyinde değerlendirildi.

Bulgular: Tüm titanyum tiplerinde kumlama işleminin, 20 W gücündeki fiber lazer uygulamasına kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturduğu görüldü (p<0,05). 10 W gücündeki fiber lazer uygulaması ile kumlamaya yakın bağlanma dayanımı değerleri elde edildi. Kumlama işlemi uygulanan gruplarda, CAD/CAM grubunun ortalama bağlanma dayanımı (6,42 MPa), Döküm (12,61 MPa) ve Lazer Sinter (11,27 MPa) gruplarından anlamlı derecede düşük bulundu (p<0,05).

Sonuç(lar): Titanyum-rezin siman bağlanmasında en etkili yüzey pürüzlendirme yönteminin kumlama olduğu, düşük güçte (10W) fiber lazer uygulaması ile yüksek güce kıyasla (20W) daha başarılı bir bağlanma elde edildiği sonucuna varıldı.

Anahtar kelimeler: Fiber lazer, titanyum, rezin siman, bağlanma kuvveti.

SUMMARY

Aim: The aim of this study was to evaluate the effect of different parameters of fiber laser and surface roughening processes on the bond strength between titanium and resin cement.

Materials and Method: 90 titanium samples were produced in 3 different ways by casting, CAD/CAM and laser sintering methods (n = 30). All bonding surfaces were polished with silicon carbide papers of 600-1000-1200 particles, respectively, to ensure standardization and the surface roughness of each sample was measured. Each group was divided into 3 subgroups (n = 10): group (1) blasting with 110 m μ Al₂O₃ particles, group (2) fiber

laser 10 W, group (3) fiber laser 20 W. dual-cure self-adhesive resin cement was applied. The samples whose polymerization was completed were removed from the mold and leveled. Fracture of the samples was done with a universal knife with a 1 mm thick cutting knife. Two way Anova test was used to evaluate the joint effect of titanium type and roughening shape on bond strength in statistical analysis of data. One way Anova Test was used as continuation test. Significance was evaluated at $p < 0.05$.

Results: In all types of titanium, sandblasting showed higher bond strength compared to 20 W fiber laser application ($p < 0.05$). The bond strength values close to sandblasting were obtained by the application of 10 W fiber laser. The mean bond strength of the CAD/CAM group (6.42 MPa), foundry (12.61 MPa) and Laser Sinter (11.27 MPa) groups were significantly lower in the blasted groups ($p_1: 0,000; p_2: 0,000; p < 0.05$).

Conclusions: It is concluded that the most effective surface roughening method in titanium-resin cement bonding is sandblasting, and a more successful bonding is obtained with low power (10 W) fiber laser application compared to high power (20 W).

Keywords: Fiber laser, titanium and resin cement, bond strength

GİRİŞ

Son yıllarda, titanyum ve alaşımlarının protetik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanımı giderek artmıştır. Titanyum ve alaşımları için geliştirilen yeni döküm makinaları ve bu alanda artan yatırımlarla birlikte yapılan çalışmalarda titanyumun diğer baz metal alaşımlardan daha avantajlı olduğunun rapor edilmesi titanyuma olan ilginin daha da artmasına neden olmaktadır.¹⁻³ Ayrıca titanyum alaşımların mükemmel biyouyumluluğu, düşük yoğunluğu, ağırlık oranına göre var olan yüksek dayanım kuvveti, korozyona karşı dirençli olması ve kıymetli metallerle göre daha ucuz olması protetik restorasyonlarda tercih edilmesinde önemli rol oynamaktadır.^{4,5}

Titanyum alt yapı restorasyonların üretiminde, sıklıkla kullanılan yöntemlerden biri mum atım tekniği ile döküm yöntemidir.⁶ Titanyum dökümünde uygun metodu bulmak için 1980'lerin ortalarından günümüz diş hekimliğine kadar çok fazla araştırmalar yapılmıştır. Büzülme ve porozite oluşumu gibi titanyum döküm yönteminde sıklıkla karşılaşılan teknik sorunlardandır.⁷ Bunun nedeni, titanyumun çok düşük yoğunluğa (4.5 g/cm³) sahip olmasıdır. Düşün yoğunluk özelliği materyalin dökülebilirliğinin az olmasına ve döküm sonunda tamamlanmamış kenar boşluklarına neden olmaktadır.⁸

Titanyum restorasyonlarının üretiminde döküm yöntemine alternatif olarak bilgisayar destekli tasarım (CAD)/ bilgisayar destekli üretim (CAM) ile lazer sinterleme yöntemleri geliştirilmiştir.⁷ CAD/CAM ile titanyum alt yapı üretiminin döküm yöntemine göre en önemli avantajı,

döküm sonrası karşılaşılan sert yüzey tabakasının oluşmaması ve böylece yeterli porselen titanyum yapışmasının sağlanmasıdır.⁹ Ayrıca, CAD/CAM ile kazınmış titanyum yüzeyinde porselen sistemlerle daha uyumlu olan daha ince bir oksit tabakasının oluştuğu gözlenmiştir.¹⁰⁻¹² Yüksek hassasiyetli ve geliştirilmiş porselen-titanyum yapıştırma avantajlarına rağmen, CAD/CAM işlemi zaman alıcıdır ve önemli miktarda malzeme atığı oluşturur. Ayrıca, karmaşık şekillerin üretiminde sınırlı bir yeterliliğe sahiptir ve üretim sonrası el ile manipulasyonu hala gereklidir.¹³

Hızlı direkt imalat sistemlerinin gelişmesiyle ortaya çıkan lazer sinterleme tekniği, titanyumda da dahil olmak üzere herhangi bir toz malzeme yatağının yüzeyine lazer veya farklı bir ışık uygulanmasıyla kat kat eritilerek katı materyalin üretilmesi esasına dayanır.¹⁴ Titanyum da dahil olmak üzere özelleştirilmiş metal parçaların, ek maliyet gerektirmeden, verimli ve doğrudan üretilmesini sağlar. Tüm bu işlemler, daha önceden taranmış verilerden tasarlanmış CAD dosyası tarafından oluşturulur. Özellikle, lazer sinterleme, üretim sonrası el ile son işlemlere gerek kalmadan, karmaşık biçimli metal bileşenlerin üretimi için çok uygundur.¹⁵

Titanyumun üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olmasına karşın, titanyumun yüzeyine uygulanacak yüzey işlemleri metal destekli seramik restorasyonların ömrünü uzatmaktadır.¹⁶ Ağız ortamındaki çeşitli koşullara dayanabilmesi için siman ile titanyum alt yapı arasında dayanıklı ve güçlü bağlanma gereklidir.¹⁷ Titanyum abutment ve kuronlar üzerindeki çeşitli yüzey işlemleriyle birlikte oluşan mikro ve makroretansiyon alanları, simante kuronların tutuculuklarını arttırdığı bildirilmiştir.¹⁸ Titanyum ve yapıştırma ajanları arasındaki adezyonu kuvvetlendirebilmek için, farklı yüzey modifikasyon yöntemleri önerilmektedir.^{19,20}

İmplant destekli kuron ve titanyum abutment arasındaki bağlantıyı güçlendirmek için, kumlama, asitleme, lazerle pürüzlendirme gibi birçok yüzey işlemi mevcuttur.²¹

Kumlama işlemi dental alanda sıklıkla uygulanan bir yüzey pürüzlendirme işlemidir ve titanyum yüzeyine farklı boyutlardaki abraziv alüminyum oksit partiküllerin Al₂O₃ basınçlı hava ve yüksek hızda uygulanması esasına dayanır. Al₂O₃ partiküllerinin uygulanabilirliği kolaydır ve yüzeyde değişik oranlarda pürüzlülük yaratır. Ayrıca oluşan pürüzlülük ultrasonik yıkama ve asitle dağlama gibi yöntemlerle kaybolmaması avantaj gibi gözükse de Al₂O₃ partikülleri titanyum yüzeyine gömülü kalır ve yüzeyde kalıntı bırakmasıyla materyalin korozyona direncinin düşmesine neden olur.²² Kumlama işlemi, materyalin yüzey alanını genişletir ve ıslanabilirliği artırır, mekanik bağlantı gücünü artırır.¹⁶ Kumlama işlemi sonrası oluşan pürüzlülük değerleri kullanılan kumun çeşidine, boyutlarına, şekline ve uygulama basıncına göre değişiklik göstermektedir. Ayrıca yüzeye uygulanan asit

bileşimine ve sıcaklığına gibi temel parametreler de yüzey pürüzlüğünün özelliklere etki etmektedir.²³⁻²⁵ Adeziv rezin simanlarla birlikte, alüminyum oksit partikülleriyle kumlama yapıldığında hem kimyasal hem de mikromekanik retansiyon sağlanmaktadır. Simantasyon yapılırken kullanılan bonding materyali ile rezin siman arasında asit-baz reaksiyonuyla birlikte güçlü bağlar oluşur. Mikromekanik retansiyon genellikle kumlama ile sağlanmakta, bu işlemle yüzey temizlenmekte ve yüzey alanı artmaktadır.¹⁶ Son yıllarda lazer uygulamalarındaki teknolojik gelişmelerin bir çoğu sayesinde lazerlerin diş hekimliği alanında kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Lazer uygulamaları hem diş dokusu yüzeyinin hem de dental materyal yüzeyinin hazırlanması ve böylelikle dental materyalin diş dokusuna bağlanma kuvvetini geliştirdiği alternatif bir yöntem olarak kullanılmaktadır.²⁶⁻²⁸ Bununla birlikte, bunlar karmaşık ve maliyetli cihazlardır; bu nedenle bunların biyomateryallerin yüzey işlemlerine uygulanması normalde laboratuvar deneyleriyle sınırlandırılmıştır.²⁹ Yüzlerce kilohertz tekrarlama hızında çalışan daha yeni ultra hızlı fiber lazer sistemlerinin kullanılması, ısıl zarar vermeden temizleme işleminin verimliliğini artırabilir, işlem sürelerini kısaltabilir ve geleneksel lazer sistemleri tarafından üretilen lazer darbe enerjisiyle ilişkili çatlama ve termal yüklemeyi azaltabilir.^{30,31} Fiber lazer sistemleri kullanılarak yüksek tekrarlanabilirlik ile mikron ve nanometre büyüklüğü özelliklerine sahip çeşitli yüzey yapıları üretilebilir.²⁹⁻³¹

Lazer uygulaması, titanyum yüzeyin ısını artırdığından, bu ısı yüzeyin modifikasyonunu sağlamakta ve kumlamada meydana gelen kontaminasyonu ortadan kaldırmaktadır.²⁶ Diş hekimliği ile ilgili deneysel çalışmalarda birçok lazer sistemi kullanılmış olmakla birlikte, daha yeni ve yüksek ışın kalitesi, yüksek verimlilik, küçük boyut ve hava soğutması özellikleri nedeniyle yüksek güçlü fiber lazer sistemleri geliştirilmiştir. Bununla birlikte, dental materyal işlemede fiber lazerlerin kullanımı sınırlandırılmıştır bu alanda kullanılabilinecek düzeyde etkinliğe sahiptir.²⁶ Fiber lazer sistemleri ışın kalitesi avantajı ile kullanıcıya çok hassas yüzeyler sağlamaktadır. Verimlilik açısından en ideal lazer çeşididir.²⁹ Diş hekimliğinde kullanılan diğer lazer çeşitlerinin aksine fiber lazer sistemlerinin en önemli özelliği atım genişliği, tekrar frekansı ve ortalama güç gibi önemli parametrelerin birbirinden bağımsız olarak değiştirilebilmesidir. Bununla birlikte kristal, diyet ve gaz değişimi gibi ekstra maliyetleri ile lazer aynalarının temizliği ve ayarlanması gibi bakım onarım gerektirmektedir.³²

Çalışmamızın amacı, günümüzde sıklıkla uygulanan klasik titanyum yüzey pürüzlendirme işlemlerinden farklı olarak fiber lazer uygulamasının, diğer yüzey pürüzlendirme yöntemlerinden olan alüminyum oksit ile kumlama karşılaştırılıp; titanyum-rezin siman bağlanım dayanımına

etkisinin incelenmesidir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Klasik döküm (Rematitan Plus, Dentaurem, Ispringen, Germany), CAD/CAM (DC-Titan, DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) ve lazer sinterleme (EOS GmbH, Munich, Germany) yöntemleriyle 3 farklı şekilde üretilmiş, 90 adet, 7 mm çapında ve 3 mm kalınlığında disk şeklinde titanyum örnekler hazırlandı. Bu çalışmada kullanılan titanyum malzemeler Tablo 1'de listelenmiştir.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan titanyum örneklerinin özellikleri

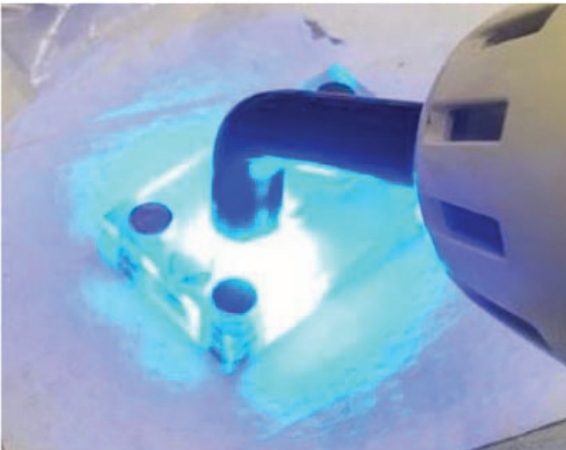
Üretim tekniği	Ürün Adı	Üretici Firma	Kimyasal Bileşim	Lot Numarası
Döküm	Tritan	Dentaurem, Ispringen, Germany	1. Derece saf titanyum	133
CAD/CAM	DC-Titan	DCS, Allschwil, Switzerland	2. Derece saf titanyum	04029
Lazer Sinterleme	EOS-Titanium	EOS, Munich, Germany	%90 titanyum, %5.5-6.5 Al, %3.5-4.5 V, 120-2000ppm O, N, C, H, Fe	0736.3

Döküm grubu titanyum örnekleri için birinci derece saf titanyum materyali (Tritan, Dentaurem, Ispringen, Almanya) kullanıldı (n=30). Örnekler özel bir döküm revetmanı (Rematitan Plus, Dentaurem, Ispringen, Almanya) ve metakrilat rezinli bir paslanmaz çelik kalıp (Paint Acryl, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Almanya) kullanılarak hazırlandı. Titanyum döküm blokları üreticinin tavsiye ettiği fırınlama programına uygun olarak fırında ısıtıldı. CAD/CAM titanyum grubu örnekleri, üretici firmanın talimatlarına göre saf titanyum blok (DC-Titan, DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre) kullanılarak disk şeklinde hazırlandı (n=30). Disk geometrisinin hesaplanarak bilgisayara tanımlanması CAD yazılımı kullanılarak yapıldı. Kontrol ve freze verileri ise diskleri blokları kazıyarak üretecek CAM cihazına iletildi. Lazer sinterlenmiş titanyum grubu örnekleri EOSINT M 270 sistemi (EOS GmbH, Münih, Almanya) kullanılarak katmanlar halinde birbirine eklenererek oluşturulan parçalar halinde üretildi (n=30). EOSINT M 270 makinesi gelişmiş donanım ve yazılım kontrolüne sahiptir. Makine odaklanmış bir lazer ışını kullanarak EOS Titanium Ti64 tozunu eritip 30 µm katmanlardan oluşan katı bir parça haline getirdi böylelikle örnekler hiç bir el manipülasyonu gerektirmeden otomatik olarak 3D CAD verilerinden üretildi.

Tüm bağlanma yüzeyleri standardizasyonu sağlamak amacıyla, sırasıyla 600-1000-1200 partiküllü silikon karbid kağıtlarla su altında 15 saniye süreyle 600 devir/dakika'da cilalandı (Phoenix Beta Grinder-Polisher, Buehler, Germany). Yüzey parlatma işleminden sonra her örneğin yüzey pürüzlülüğü Mahr Perthometer M1 cihazı (Germany) ile üç ayrı noktadan ölçülerek ortalama değerleri hesaplandı ve yüzey standardizasyonu sağlandığı görüldü.

Üretim yöntemlerine göre 3 ana gruba ayrılan titanyum örnekleri, uygulanan yüzey işlemlerine göre 3 alt gruba

ayrıldı. Buna göre her bir ana grubun (n=10): grup (1) kumlama, grup (2) fiber lazer 10 W, grup (3) fiber lazer 20 W şeklinde alt grupları oluşturuldu. Kumlama işlemi, yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanma kuvvetinin artırılması amacıyla kalem uçlu kumlama cihazıyla (Micro-etcher ERC, Danville Eng., CA, USA) 110 µm AL₂O₃ partikülleri ile 0,5 MPa basınç altında ve yüzeye 10 mm uzaklıktan, titanyum örneklerin yüzeyinde 45° açı ile 15 saniye süreyle gerçekleştirildi. Fiber lazer ile yüzey pürüzlendirme işlemi ise lazer cihazı ile 10 W ve 20 W %100 güç, 350 mm/S hız, 0,04 hatch aralığında 20 saniye süreyle 0° açıyla 5 mm yükseklikten ayarlandı ve lazer cihazında ilgili bölümde tüm veriler manuel olarak düzenlendi. Titanium disklerin pürüzlendirilecek yüzey alanı hesap edilerek bilgisayar programına aktarıldı. Tüm parametreler yazılım programına aktarıldı. 2 ayrı grupta (10 W ve 20 W) olmak üzere örnek titanyum disk yüzeyleri horizontal ve vertikal olarak tarandı. Yüzey işlemleri tamamlanan örneklerin bağlanma yüzeyleri, ultrasonik temizleyicide 5 dk., sonrasında basınçlı buharla 10 sn. süreyle temizlendi ve kurutuldu. Çalışmamızda tüm titanyum grupları üzerine uygulanacak rezin simanın polimerizasyon işlemi için her yönden ışık geçiren ve ışık cihazlarının ışık haznelerine uygun boyutlarda şeffaf kalıplar hazırlandı. Her kalıp 5 adet orneğin aynı anda ve her yönden polimerizasyonunu sağlamaktadır. Hazırlanan kalıplar, 3 kat levhadan oluşmaktadır. En alt tabaka örneklerin dizilebildiği düz işlenmemiş 3 mm kalınlığında pleksiglass, orta levha 7 mm uzunluğunda ve 3 mm çapında ki titanyumlar için 2 mm kalınlığında pleksiglass ve en üstte titanyum üzerine uygulanacak rezin siman için 2 mm kalınlığındaki pleksiglasstan oluşmaktadır. Tüm levhalar birbirine, çalışma kolaylığı açısından neodyum mıknatıslar ile tutturuldu. Her bir titanyum örnek şeffaf bir kalıba yerleştirilerek bağlanma yüzeylerine metal primer (G-Multi Primer) mikro-uçlu aplikatör ile ince bir tabaka sürüldü ve bir hava şırıngası ile kurutuldu. Metal primer uygulanan örneklerin üzerine dual-cure self adeziv rezin simanı (G-CEM LinkForce) üretici firmanın talimatlarına uygun olacak şekilde uygulandı ve polimerize edildi. (Resim 1)



Resim 1. Şeffaf kalıp içinde polimerize edilen örnekler

Polimerizasyonu tamamlanan örnekler kalıptan çıkartıldı, 24 saat 37±1 °C distile suda bekletildi ve çapı 15 mm, yüksekliği 13 mm olan metal kalıplar içinde akrilik rezine gömüldü. (Resim 2)



Resim 2. Akrilik rezin içine gömülen örnekler

Daha sonra örnekler Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde var olan kesme cihazı (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) 1 mm/dak. hızda kesildi. Kesme işlemi yapacak bıçak ucu 1 mm kalınlığında ve küt olacak şekilde hazırlandı. Bıçak ucu, örneklerdeki rezin siman yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi ve kesme işlemi 1 mm/dk hızla yapıldı. Birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için elde edilen değerler MPa olarak kaydedildi.

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Titanium ve pürüzlendirme uygulamasının bağlanma dayanımı üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesinde iki yönlü varyans analizi (Two way ANOVA Test) kullanıldı. Devam testi olarak Oneway Anova Test (post hoc Tukey HSD test ve Tamhane's T2 test) kullanıldı. Anlamlılık p<0.05 düzeyinde değerlendirildi.

BULGULAR

Titaniumun bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.000; p<0.05). Pürüzlendirme işleminin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.000; p<0.05). Titanium ve pürüzlendirme işleminin bağlanma dayanımı üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05) (Tablo 2).

Tablo 2. Titanyum ve pürüzlendirme işleminin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Titanyum	550,868	2	275,434	60,151	0,000*
Pürüzlendirme	79,092	2	39,546	8,636	0,000*
Titanyum *					
Pürüzlendirme	101,015	4	25,254	5,515	0,001*

Two way ANOVA Test

* p<0.05

Kumlama işleminin uygulandığında; titanyum grupları arasında bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; CAD/CAM grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, Döküm ve Lazer Sinter gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p1:0.000; p2:0.000; p<0.05). Döküm ve Lazer Sinter grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.345; p>0.05).

Lazer 10W işleminin uygulandığında; titanyum grupları arasında bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; CAD/CAM grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, Döküm ve Lazer Sinter gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p1:0.000; p2:0.000; p<0.05). Döküm ve Lazer Sinter grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.328; p>0.05).

Lazer 20W işleminin uygulandığında; titanyum grupları arasında bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.001; p<0.05). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; CAD/CAM grubunun bağlanma dayanımı ortalaması, Döküm ve Lazer Sinter gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p1:0.006; p2:0.009; p<0.05). Döküm ve Lazer Sinter grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.159; p>0.05).

Döküm grubunda; pürüzlendime işlemleri arasında bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Lazer 20W işleminin bağlanma dayanımı ortalaması, Kumlama ve Lazer 10W gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p1:0.000; p2:0.001; p<0.05). Kumlama ve Lazer 10W grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.764; p>0.05). CAD/CAM grubunda; pürüzlendime işlemleri arasında bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.105; p>0.05). Lazer Sinter grubunda; pürüzlendime işlemleri arasında bağlanma dayanımı ortalamaları

açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.060; p>0.05) (Tablo 3).

Tablo 3. Titanyum ve pürüzlendirme işleminin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi

Pürüzlendirme	Titanyum			p
	Döküm Ort±SS	CAD/CAM Ort±SS	Lazer sinter Ort±SS	
Kumlama	12,61±2,33	6,42±1,32	11,27±2,47	0,000*
Lazer 10 W	11,96±2,36	5,48±0,97	13,47±3,08	0,000*
Lazer 20 W	8,04±1,23	6,32±0,78	10,29±3,12	0,001*
p	0,000*	0,105	0,060	

Oneway ANOVA test

*p<0.05

TARTIŞMA

Titanyum, biyoyumluluk olarak üstün özellikli doku dostu bir materyaldir. Ayrıca yüksek korozyon direnci ve üstün mekanik özelliklerine sahip hafif bir materyaldir. Fakat titanyum ile porselen ya da rezin siman veya kompozit bağlantısının, metal-porselen bağlantısına göre daha zayıf olduğu belirtilmiştir.³³ Bu nedenle protetik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanması arzulanan titanyumun, üst yapı materyalleri ile arasındaki bağlantı sorunundan ötürü klinik pratiğinde kullanımı geleneksel metal alt yapı materyallerine göre daha azdır.^{33,34} Protetik restorasyonların klinik olarak desimante olması özellikle simante olması kararlaştırılan kısa implant abutmentlerinde ya da kısa dişlerin kuronlanmasında sıklıkla karşılaşılan bir komplikasyondur. Titanyum alt yapı ile rezin siman arasındaki bağlantının kuvvetlendirilmesiyle kuronun tutuculuğu da artmaktadır. Dolayısıyla bu bağlantının başarısı simante restorasyonların ağız içi ömrünün uzamasına katkıda bulunur. Bu problemin abutment ya da kuron bağlama alanının yüzeyinin artırılmasıyla üstesinden gelinebileceği bildirilmiştir.^{35,36} Diş hekimliğinde kullanılan titanyum ve alaşımları için çeşitli üretim teknikleri vardır.^{13,37,38} Döküm tekniği ile üretilen titanyumun yüzeyinde oluşan oksit tabakasının bağlantı kuvvetini olumsuz yönde etkilediği bilinmektedir.³⁸ Bununla birlikte yapılan bir araştırmada döküm yoluyla üretilen titanyum ile CAD/CAM ile üretilen titanyum arasında, porselen ile bağlanma açısından anlamlı farklılık bulunmamıştır.³⁷

Kompozit rezin ile metal yüzeyler arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmak için bir çok teknik denenmiş ve geliştirilmiştir. Bunlardan sıklıkla tercih edilenler asit ile aşındırma, kalay kaplama, oksidasyon ve kumlama.³⁹ Protetik restorasyonlar genellikle bağlantı yüzeylerini temizlemek amacıyla kumlanır. Metal yüzeyine alüminyum oksit ile kumlama işleminin yapıldığında, metal yüzeyinde kompleks reaksiyonlar meydana gelir. Mikroretentif yüzey alanı elde edilen metal bağlanma yüzeyinde, alan artışı sağlanarak yüzey gerilimi düşürülür ve yüzeyin ıslanabilirliği artmış olur.^{26,40} Literatürde ve klinik pratiğinde çokça çalışılmış ve halen araştırılmaya devam eden en iyi en popüler teknik kumlama.⁴¹⁻⁴⁵ Çeşitli çalışmalar, farklı alüminyum oksit partikül boyutları ile (25-250 µm) kum-

lama işleminin titanyum implant abutment tutuculuğunu geliştirdiğini değerlendirmiştir. Kumlama ile ilgili yapılan önceki çalışmalarda, titanyum abutment ile rezin siman arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmak için hangi partikül boyutunun kullanılması gerektiği konusunda bir fikir birliği yoktu. Bazı çalışmalar, abutment yüzeylerinin 110-125 µm alüminyum oksit partikülleriyle kumlanmasının materyalin islanabilirliğini arttırması ve retansiyon alanları oluşturmasıyla bağlanma kuvvetini arttırdığını belirtmişlerdir.^{42,46} Diğer in-vitro çalışmalar ise, 50 µm alüminyum partikülleriyle kumlanmanın da bağlanma kuvvetinde etkili olduğunu bildirmişlerdir.^{41,47}

Titanyum yüzeylerinin alüminyum oksit partikülleri ile kumlanmasıyla elde edilen yüzey pürüzlülüğünün titanyum ile üst yapı materyali arasındaki bağlanma kuvvetini arttırdığını belirten çalışmalar olduğu gibi^{6,4} kumlama sonrası incelenen metal yüzeylerinde alüminyum oksit partiküllerine ait kalıntılar görülmüştür.^{6,49} Titanyum yüzeyine gömülen bu partiküllerin bağlanma kuvveti üzerine negatif etkisi olduğunu bildiren çalışmalar olduğu gibi⁵⁰, partiküllerin sıkı bir şekilde yüzeye gömüldüğü durumlarda kitlenme etkisiyle üst yapı ile olan adezyon dayanımının üzerine pozitif etkisi olduğu, alüminyum oksit partiküllerinin gevşek şekilde yüzeye yapıştığına ise negatif etkisinin olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur.⁶ Kumlama sonrası titanyum yüzeyinde gevşek şekilde yapışmış alüminyum oksit partiküllerinin temizlenmesi ve kontaminasyon ile ortaya çıkan yağ ve buna benzer diğer artıkları ultrasonik temizleyiciler ile uzaklaştırılmasıyla hazırlanan örneklerin bağlanma kuvvetlerinin arttığı belirtilmiştir.⁶ Çalışmamızda kumlama yapılan titanyum grupları arasında bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.05$). Buna göre kumlama sonrası rezin siman ile bağlanan döküm ve lazer sinterize titanyum örneklerinin bağlanma kuvvetleri, CAD/CAM kazıma yapılanlara göre oldukça yüksektir. Bağlanma kuvveti değerlerindeki bu farklılıkların nedeninin, döküm, CAD/CAM ve lazer sinterize titanyumun kumlanmış yüzeylerindeki morfolojik farklılıklar ve ayrıca titanyum oksit tabakasının farklı kalınlıkları olduğunu düşünülmektedir.¹⁵ Son yıllarda metal alt yapılar ile üst yapı (porselen, akrilik, kompozit, rezin siman) arasındaki bağlantının kuvvetini geliştirilmesine yönelik farklı lazer sistemleri kullanılarak metal yüzeylerin taranmasıyla ilgili araştırmalara ağırlık verilmektedir. Diş hekimliğinin hemen her alanında kullanılmaya başlanan Er:YAG, Nd:YAG, CO2 ve Er,Cr:YSGG lazer sistemleri titanyum materyalinin yüzey pürüzlendirilmesinde de kullanılmaya başlanmıştır.⁵¹ Bir çok çalışma, farklı güç aralıklarına sahip çeşitli lazerlerin, farklı dental materyallerin mekanik özellikleri ve bağlanma kuvvetleri üzerindeki etkisini araştırmıştır.^{43,44,52} Titanyum gibi su içeriği olmayan bir materyal üzerinde uygulanan

lazer ışını, yüzeyin lazer enerjisinin emmesiyle yüzey alanının eriyip oyulmasını sağlar, böylece yüzey topografisi değişir ve yüzey alanı genişler.^{42,52} Bazı araştırmalar, lazer uygulamalarının bağlanma kuvvetini arttırmada etkili olduğunu ve bazıları ise diğer yüzey pürüzlendirme işlemlerine kıyasla sonuçlarda herhangi bir farklılık bulunmadığını göstermiştir. Venkat ve ark. yaptıkları çalışmada, titanyum abutment yüzeyine üzerine uygulanan Nd:YAG lazerin, geçici akrilik kum ile abutment arasındaki bağlanma kuvvetini arttırdığını belirtmiştir.⁵³ Başka bir çalışmada ise, titanyum ve porselen arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmak için titanyum yüzeyine Nd:YAG lazer uygulamasının Al₂O₃ kumlamaya alternatif bir yöntem olabileceği söylenmiştir.⁴³ Er:YAG ve Nd:YAG lazerler kullanılarak yüzeyleri işlenen titanyum abutmentlerini rezin simanla bağlanmasını inceleyen başka bir çalışma ise, bu iki lazerin bağlanma kuvveti değerlerini etkilemediğini belirtmiştir.³⁵ Bazı araştırmacılar klinik pratiğinde kullanılan dental lazerlerin metal yüzeylerin pürüzlendirmesinde istenen etkiyi sağlamadığını ve pürüzlendirme derecesini arttırmak için daha güçlü lazerlerin gerekli olduğu düşüncesindedir. Fiber lazerler iyi bir ışın kalitesine sahiptir ve metal yüzeylerden kolayca emilir, ayrıca kısa atım uzunlukları nedeniyle ısı etki olmadan yüzey işlemini sağlamaktadır.^{30,54-56} Bu lazer, ablasyon soğutmayı mümkün kılan, gerekli ablasyon için lazer darbe enerjilerini azaltan ve yüzeyden malzeme kaldırma işleminin etkinliğini artıran son derece yüksek tekrarlama oranlarına sahiptir.^{30,54,55} Bu avantajları fiber lazerlerin son yıllarda materyal yüzeylerinin işlenmesinde sıklıkla tercih edilmelerini sağlamıştır.^{30,51,56,57} Ancak, diş hekimliğinde kullanımları ile ilgili çalışmalar sınırlıdır. Fiber lazer kullanılarak titanyum yüzeyi pürüzlendirilen bir çalışmada, bağlanma kuvveti değerlerinin önemli ölçüde arttığı belirtilmiştir.⁴²

Çalışmamızda iki farklı güçte fiber lazer ışınları kullanarak titanyum diskleri tarandı, buna göre titanyum grupları arasında bağlanma dayanımı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.05$). Kumlama yapılan grup ile 10W fiber lazer uygulanan gruplar arasında farklılık bulunmazken, lazer gücü artırılan örneklerin bağlanma kuvvetlerinde her bir titanyum grubunda düşük sonuçlar elde edilmiştir. Bunun sebebinin, daha kuvvetli olan 20W lazerin titanyumun dış katmanında hasar meydana getirdiği ve pul şeklinde kabartıların rezin simanı soyduğu düşünülmektedir.⁵⁸

Bu çalışmanın sonuçları, fiber lazer ile titanyum yüzeylerinin işlenmesinin kumlamaya alternatif bir teknik olduğunu göstermesine rağmen, rezin siman ile titanyum arasındaki bağlantı kuvvetini en iyi şekilde etkileyecek en uygun enerji kuvvetini söyleyebilmek için yetersizdir. Bununla beraber, fiber lazer uygulamasının titanyumun korozyon direnci veya yorulma direnci gibi mekanik özel-

likleri üzerindeki etkileri de ayrıca incelenmesi gerekmektedir.

SONUÇLAR

Titanium-rezin siman bağlanmasında en etkili yüzey pürüzlendirme yönteminin kumlama olduğu, düşük güçte (10 W) fiber lazer uygulaması ile yüksek güce kıyasla (20 W) daha başarılı bir bağlanma elde edildiği sonucuna varıldı. Lazer sinterleme tekniği ile üretilen titanium disklerine uygulanan 10 W fiber lazer grubu en yüksek en yüksek bağlanma dayanımını gösterdi.

KAYNAKLAR

1. Fujishima A, Fujishima Y, Ferracane JL. Shear bond strength of four commercial bonding systems to cp Ti. *Dent Mater* 1995; 11: 82-86.
2. Yanagida H, Matsumura H, Taira Y, Atsuta M, Shimoe S. Adhesive bonding of composite material to cast titanium with varying surface preparations. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 121-126.
3. Yanagida H, Taira Y, Shimoe S, Atsuta M, Yoneyama T, et al. Adhesive bonding of titanium-aluminium-niobium alloy with nine surface preparations and three self-curing resins. *Eur J Oral Sci* 2003; 111: 170-174.
4. Taira Y, Yanagida H, Matsumura H, Yoshida K, Atsuta M, et al. Adhesive bonding of titanium with a thione-phosphate dual functional primer and self-curing luting agents. *Eur J Oral Sci* 2000; 108: 456-460.
5. Matsumura H, Yoneyama T, Shimoe S. Veneering technique for a Ti-6Al-7Nb framework used in a resin-bonded fixed partial denture with a highly filled indirect composite. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 636-639.
6. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int* 1996; 27: 401-408.
7. Haag P, Nilner K. Questions and answers on titanium ceramic dental restorative systems: a literature study. *Quintessence Int* 2007; 38: 5-13.
8. 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* 2006; 78: 393-400.
9. Gilbert JL, Covey DA, Lautenschlager EP. Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium. *Dent Mater* 1994; 10: 134-140.
10. Miyakawa O, Watanabe K, Okawa S, Nakano S, Kobayashi M, et al. Layered structure of cast titanium surface. *Dent Mater J* 1989; 8: 175-185.
11. Atsü S, Berksun S. Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two firing atmospheres. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 567-574.
12. Könönen M, Kivilahti J. Fusing of dental ceramics to titanium. *J Dent Res* 2001; 80: 848-854.
13. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser sintered titanium. *Dent Mater J* 2011; 30: 274-280.
14. Keles A, Türker ŞB. Cad-cam ve lazer sinterleme teknikleri ile üretilen metal alt yapılı seramik restorasyonlarda marjinal uyum. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2018; 28: 125-131.
15. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater* 2008; 24: 1400-1404.
16. Fonseca RG, Haneda IG, Almeida-Junior AA, Abi-Rached FD, Adabo GL. Efficacy of air-abrasion technique and additional surfacen treatment at titanium/resin cement interface. *J Adhes Dent* 2012; 14: 453-549.
17. Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Takeuchi M, Mine A, Yatani H, et al. Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. *Dent Mater* 2006; 22: 545-552
18. Witwer DJ, Storey RJ, Von Fraunhofer JA. The effects of surface texture and grooving on the retention of cast crowns. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 421-424.
19. Lin J, Shinya A, Gomi H, Matinlinna JP. In vitro evaluation of the bonding durability of self-adhesive resin cement to titanium using highly accelerated life test. *Dent Mater J* 2011; 30: 837-944.
20. Özcan M, Valandro LF. Bond strength of two resin cements to titanium after different surface conditioning methods. *Gen Dent* 2012; 60: 6-12.
21. Kunt GE, Ceylan G, Yilmaz N. Effect of surface treatments on implant crown retention. *J Dent Sci* 2010; 5: 131-135.
22. Geçkili O, Mumcu E, Bural C, Bilhan H, Bilgin T. Dental implant yüzeylerinde osseointegrasyonun geliştirilmesi için yapılan modifikasyonlar. *Hacettepe Diş hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010; 34: 60-69.
23. Havitçioğlu H. İmplant malzemelerinin yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi. *TOTBİD Dergisi* 2011; 2: 178-183.
24. Ronold HJ, Lyngstadaas SP, Ellingsen JE. Analysing the optimal value for titanium implant roughness in bone attachment using a tensile test. *Biomaterials* 2003; 24: 4559-4564.
25. Günay A, Durakbaşa N, Katiboğlu AB. Dental implantolojide kullanılan G4 saf titanium implantların kumlama ve asitleme teknikleriyle oluşturulan yüzey modifikasyonlarının imalat aşamalarını ele alarak değerlendirilmesi. *Mühendis ve Makine* 2013; 54: 36-43.
26. Kim JT, Cho SA. The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 101-106.
27. Baygin O, Korkmaz FM, Tüzüner T, Tanriver M. The effect of different enamel surface treatments on the microleakage of fissure sealants. *Lasers Med Sci* 2012; 27: 153-160.
28. Korkmaz FM, Bagis B, Ozcan M, Durkan R, Turgut S, et

- al. Peel strength of denture liner to PMMA and polyamide: laser versus air-abrasion. *J Adv Prosthodont* 2013; 5: 287-295.
- 29.** Erdogan M, Oktem B, Kalaycioglu H, Yavas S, Mukhopadhyay PK, et al. Texturing of titanium (Ti6Al4V) medical implant surfaces with MHz-repetition-rate femtosecond and picosecond Yb-doped fiber lasers. *Opt Express* 2011; 19:10986-10996
- 30.** Kerse C, Kalaycioglu H, Elahi P, Cetin B, Kesim DK, et al. Ablation-cooled material removal with ultrafast bursts of pulses. *Nature* 2016; 537: 84-88.
- 31.** Hoy CL, Ferhanoglu O, Yildirim M, Kim KH, Karajanagi SS, et al. Clinical ultrafast laser surgery: recent advances and future directions. *IEEE J Sel Top Quantum Electron* 2014; 20: 7100814
- 32.** Ayalp DD. İmplant destekli kronlarda, kron tutuculuğunu artırmak için yapılan yüzey işlemlerinin etkilerinin karşılaştırılması. Doktora Tezi. Ankara, 2015.
- 33.** 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;6: 1230-1235.
- 34.** Jorge JR, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Queiroz TP, Assunção WG. Titanium in dentistry: historical development, state of the art and future perspectives. *J Indian Prosthodont Soc Jun* 2013; 13: 71-77.
- 35.** Akin H, Güney U. Effect of various surface treatments on the retention properties of titanium to implant restorative cement. *Lasers Med Sci* 2012; 27: 1183-1187.
- 36.** Cano-Batalla J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Munoz-Viveros CA, Giner-Tarrida L. Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 36-41.
- 37.** 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: 17-25.
- 38.** Haag P, Nilner K. Bonding between titanium and dental porcelain: A systematic review. *Acta Odontol Scand* 2010; 68: 154-64.
- 39.** Murray AK, Atrill DC, Dickinson MR. The effects of XeCl laser etching of Ni-Cr alloy on bond strengths to composite resin: a comparison with sandblasting procedures. *Dent Mater* 2005; 21: 538-544.
- 40.** 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: 453-461.
- 41.** Kurt M, Külünk T, Ural C, Külünk S, Danişman S, Savaş S. The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *J Oral Implantol* 2013; 39: 44-51.
- 42.** Ates SM, Korkmaz FM, Caglar IS, Duymus ZY, Turgut S, Bagis EA. The effect of ultrafast fiber laser application on the bond strength of resin cement to titanium. *Lasers Med Sci* 2017; 32: 1121-1129.
- 43.** Akin H, Tugut F, Topcuoglu S, Kirmali O. Effects of sandblasting and laser irradiation on shear bond strength of low-fusing porcelain to titanium. *J Adhes Dent* 2013; 15: 55-63.
- 44.** Kirmali O, Barutcuoglu C, Harorli O, Kapdan A, Er K. Resin cement to indirect composite resin bonding: effect of various surface treatments. *Scanning* 2015; 37: 89-94.
- 45.** Akin GE, Akin H, Sipahi C, Piskin B, Kirmali O. Evaluation of surface roughness and bond strength of quartz fiber posts after various pre-treatments. *Acta Odontol Scand* 2014; 72: 1010-1016.
- 46.** Sahu N, Lakshmi N, Azhagarasan NS, Agnihotri Y, Rajan M, Hariharan R. Comparison of the effect of implant abutment surface modifications on retention of implant-supported restoration with a polymer based cement. *J Clin Diagn Res* 2014; 8: 239-242.
- 47.** El-Helbawy NG, El-Hatery AA, Ahmed MH. Comparison of oxygen plasma treatment and sandblasting of titanium implant-abutment surface on bond strength and surface topography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016; 31: 555-562.
- 48.** Lee BA, Kim OS, Vang MS, Park YJ. Effect of surface treatment on bond strength of Ti-10Ta-10Nb to low-fusing porcelain. *J Prosthet Dent*. 2013; 109: 95-105.
- 49.** Derand T, Hero H. Bond strength of porcelain on cast vs. wrought titanium. *Scand J Dent Res*. 1992; 100: 184-188.
- 50.** Lautenschlager E, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993; 43: 245-253.
- 51.** Fornaini C, Poli F, Merigo E, Brulat-Bouchard N, El Gamal A, et al. Disilicate dental ceramic surface preparation by 1070 nm fiber laser: Thermal and ultrastructural analysis. *Bioengineering* 2018; 5: 1-11.
- 52.** Kirmali O, Kustarci A, Kapdan A, Er K. Efficacy of surface roughness and bond strength of Y-TZP zirconia after various pre-treatments. *Photomed Laser Surg* 2015; 33: 15-21.
- 53.** G Venkat, M Krishnan, S Srinivasan, M Balasubramanian. Evaluation of bond strength between grooved titanium alloy implant abutments and provisional veneering materials after surface treatment of the abutments: an in vitro study. *Contemp Clin Dent* 2017; 8: 395-399.
- 54.** García-Sanz V, Paredes-Gallardo V, Bellot-Arcís C, Mendoza-Yero O, Doñate-Buendía C, et al. Effects of femtosecond laser and other surface treatments on the bond strength of metallic and ceramic orthodontic brackets to zirconia. *PLoS One* 2017; 12: 1-11.
- 55.** Aivazi M, Hossein Fathi M, Nejatidanesh F, Mortazavi V, HashemiBeni B, et al. The evaluation of prepared mi-

crogroove pattern by femtosecond laser on alumina-zirconia nano-composite for endosseous dental implant application. *Lasers Med Sci* 2016; 31: 1837-1843.

56. Kara O, Kara HB, Tobi ES, Ozturk AN, Kilic HS. Effect of various lasers on the bond strength of two zirconia ceramics. *Photomed Laser Surg* 2015; 33: 69-76.

57. Tuncdemir AR, Buyukerkmen EB, Celebi H, Terlemez A, Sener Y. Effects of postsurface treatments including femtosecond laser and aluminum-oxide airborne-particle abrasion on the bond strength of the fiber posts. *Niger J of Clin Pract* 2018; 21: 350-355.

58. Ustun O, Akar T, Kirmali O. A comparative study of laser irradiation versus sandblasting in improving the bond strength of titanium abutments. *Photobiomodul Photomed Laser Surg* 2019; 37: 465-472.