T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PORSELEN YÜZEYİNE LAZER UYGULAMASININ METAL BRAKETLERİN BAĞLANMA DAYANIKLILIĞI ÜZERİNE ETKİSİ

Emire Aybüke ERDUR

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ

KONYA -2015

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PORSELEN YÜZEYİNE LAZER UYGULAMASININ METAL BRAKETLERİN BAĞLANMA DAYANIKLILIĞI ÜZERİNE ETKİSİ

Emire Aybüke ERDUR

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 13202028 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2015

ii. ÖNSÖZ

Ortodonti doktora ve klinik eğitimimde büyük emekleri olan ve tezimin hazırlanmasında değerli bilgilerini, tecrübelerini ve desteğini esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Faruk Ayhan Başçiftçi'ye,

Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi bünyesinde bulunan femtosaniye lazerin kullanımı konusunda değerli bilgileri ve yardımları için Prof. Dr. Hamdi Şükür Kılıç ve asistanları Yasemin Gündoğdu ve Abdullah Kepçeoğlu'na,

İstatistiksel yöntem ve analizlerin belirlenmesinde değerli katkılarından dolayı Prof. Dr. Aşır Genç ve asistanı Kazım Körez'e,

Tezimin yazımında ve akademik çalışmalarda verdiği destek ve yaptığı değerli katkıları için Yrd. Doç. Dr. Mehmet Akın'a,

Ortodonti eğitimim süresince mesleki anlamda bilgilerini ve tecrübelerini paylaşan Anabilim Dalımızda görev yapmış ve görev yapmakta olan değerli tüm öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım asistan arkadaşlarıma ve bölümümüz personeline,

Eğitimim boyunca birlikte olmaktan mutluluk duyduğum ve bundan sonra eksikliklerini hep hissedeceğim asistan arkadaşlarım Meliha Osman ve Rabia Merve Çelik Karataş'a,

Hayatım boyunca her anımda yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen değerli anneme, babama ve kardeşlerime,

Her zaman ve her konuda anlayışını, sabrını ve desteğini bana hissettiren hayat arkadaşım, sevgili eşim Ömer Erdur'a ve biricik oğlum Ahmet Burak Erdur'a

sonsuz teşekkürlerimi sunarım…

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR vi
1. GİRİŞ 1
1.1. Lazer Nedir? 2
1.1.1. Lazerin Tarihçesi 3
1.1.2. Lazer Işınının Özellikleri 4
1.1.3. Lazer Kullanım Parametreleri 5
1.1.4. Lazerin Biyolojik Dokularda Etki Mekanizması 6
1.1.5. Lazerin Dokuda Görülen Avantaj ve Dezavantajları 9
1.1.6. Lazerin Sınıflandırılması 11
1.2. Lazerin Diş Hekimliğinde Kullanımı 14
1.2.1. Lazerin Ortodontide Kullanımı 15
1.3. Porselen Yüzeyler 23
1.4. Ortodontide Porselen Yüzey Pürüzlendirme Teknikleri 28
1.5. Simantasyon İşlemi 30
1.6. Bağlanma Testleri 31
1.6.1. Mikrotensile (Çekme) Testi 31
1.6.2. Mikrotensile Test Metodu 31
1.6.3. Makaslama (Shear) Testi 32
1.7. Termal Siklus Uygulaması 33
1.8. Seramik Yüzeylerin Topografik İncelenmesi 34
1.8.1. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) 34
1.8.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) 35
1.8.3. Yüzey Pürüzlülük Analizi 37
2. GEREÇ ve YÖNTEM 39
2.1. Seramik Örneklerin Hazırlanması 39
2.2. Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi 40

2.3. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması 40
2.3.1. Kumlama ile Pürüzlendirme İşlemi (Kumlama): 41
2.3.2. Asit ile Pürüzlendirme İşlemi (HF asit): 41
2.3.3. Nd:YAG Lazer ile Pürüzlendirme İşlemi: 41
2.3.4. Er:YAG Lazer ile Pürüzlendirme İşlemi: 42
2.3.5. Fs Ti:Safir Lazer ile Pürüzlendirme İşlemi: 42
2.4. SEM ve AFM Görüntüleri için Örneklerin Hazırlanması 43
2.5. Silan Uygulama 43
2.6. Braketlerin Yapıştırılması 44
2.7. Termal Siklus Uygulaması 44
2.8. Makaslama (Shear Bond Strength) Testi 45
2.9. Fraktür Analizi 46
2.10. SEM Analizi 46
2.11. AFM Analizi 47
2.12. İstatistiksel Değerlendirme 47
3. BULGULAR 50
3.1. Yüzey Pürüzlülük Bulguları 50
3.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları 56
3.3. Fraktür Analizi Bulguları 60
3.4. Korelasyon Testi Bulguları 63
3.5. AFM Analizi Bulguları 63
3.5.1. Feldspatik Seramik AFM Analizi Bulguları 63
3.5.2. IPS Empress e-Max Seramik AFM Analizi Bulguları 64
3.6. SEM Analizi Bulguları 66
3.6.1. Feldspatik Seramik Örneklerine Ait SEM Bulguları 66
3.6.2. IPS Empress e-Max Seramik SEM Analizi Bulguları 67
4. TARTIŞMA 69
5. SONUÇ ve ÖNERİLER 82

6. KAYNAKLAR 84
7. EKLER.....90
EK-A: Etik Kurulu Kararı. 90
8. ÖZGEÇMİŞ 92

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

***** : P < 0,05

****** : P < 0,01

******* : P < 0,001

< : 'den küçüktür

> : 'den büyüktür

Λ : Dalga boyu

^{0}C : Derece

% : Yüzde

mm : Milimetre

µm : Mikrometre

nm : Nanometre

Max : Maksimum

Min : Minimum

N : Birey Sayısı

P : İstatistiksel anlamlılık

SPSS : Statistical Package for the Social Sciences

SD : Standart sapma

Sn : Saniye

X : Ortalama değer

Watt : Güç birimi

Al_2O_3 : Alimunyumoksit

CO_2 : Karbondioksit

LED : Ligth-emitting diod

DBY : Dalga Boyu Yüksek

DBD : Dalga Boyu Düşük

FDA : Food and Drug Administration

WSL : White-Spot Lezyon

SEM : Taramalı Elektron Mikroskobu

AFM : Atomik Kuvvet Mikroskobu

Er:YAG : Erbium: Yttrium Gallium Garnet

Nd:YAG : Neodymium-doped: Yttrium Gallium Garnet

ErCr:YSGG : Erbium Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Porselen Yüzeyine Lazer Uygulamasının Metal Braketlerin Bağlanma Dayanıklılığı Üzerine Etkisi

Emire Aybüke ERDUR
Ortodonti Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2015

Bu çalışmada, farklı seramik yüzeylerde (feldspatik ve IPS Empress e-Max) uygulanan pürüzlendirme teknikleriyle yüzeyde oluşan pürüzlülük ve metal braketlerin bağlanma dayanımları üzerine olan etkisi değerlendirilmesi amaçlandı.

Çalışmamıza feldspatik ve IPS e-Max olmak üzere 2 farklı tipte seramik dâhil edildi. Bu amaçla her gruptan 100 adet olmak üzere toplamda 200 örnek disk üretici firmanın talimatlarına göre hazırlandı. Bütün seramik disklerin yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı ile yüzeyler pürüzlendirilmeden önce ve sonra değerlendirildi. Yüzeylere Ti:Safir, Nd:YAG, Er:YAG lazerler ve geleneksel yöntemlerden kumlama ve HF asit uygulandı. Braketler yapıştırıldıktan sonra, termal siklus işlemi uygulanan yüzeyler, makaslama testine tabi tutuldu. Yüzeyde oluşan değişiklikler profilometre, SEM ve AFM analizleri ile incelendi. Istatiksel değerlendirmek için, iki yönlü varyans analizi (ANOVA), Tukey HSD ve Wilcoxon signed rank testleri kullanıldı.

Çalışmamızda kullanılan bütün pürüzlendirme teknikleri ile her iki seramik tipi arasında (feldspatik ve IPS Empress e-Max) istatiksel olarak fark bulunmadı (p >0.05). Ti:Safir lazer, hem bağlanma dayanımı, hem de yüzey pürüzlülüğü değerlerinde en yüksek sonuçları gösterdi (p <0.05). SEM ve AFM yüzey analiz yöntemleri de bu bulguları destekledi.

İn vitro olarak yapılan çalışmamızın sonuçları Ti:Safir lazerin ortodontide porselen yüzey pürüzlendirmede etkili ve güvenilir bir teknik olduğunu gösterdi.

Anahtar Sözcükler: AFM; lazer; porselen; SEM; yüzey pürüzlülüğü.

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELCUK UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

Effect of Laser Application on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets to Porcelain Surfaces

Emire Aybüke ERDUR
Department of Orthodontics

PhD THESIS / KONYA-2015

The aims of the present study were to evaluate the effects of roughening techniques on the shear bond strength of metal brackets and the surface roughness of different ceramic surfaces (feldspathic and IPS Empress e-Max).

In total, 200 porcelain discs including 100 from each group were prepared according to the manufacturers' instructions. All ceramic discs was evaluated using a profilometer before and after roughening the surfaces. In each group, the following five subgroups were prepared: femtosecond laser, Nd:YAG laser, Er:YAG laser, sandblasting, and HF acid. After brackets were bonded, the samples were stored in thermocycled. Shear bond strength testing was performed and failure modes were classified. The surface roughness of the ceramic discs was evaluated with SEM and AFM analysis. Data were analyzed using the Wilcoxon signed-rank test ($p<0.05$), two-way ANOVA, and Tukey's HSD test ($p<0.05$).

No significant difference was found between the feldspathic and IPS Empress e-Max ceramics ($p>0.05$). The Ti:Sapphire fs laser was associated with the highest mean roughness value and shear bond strength results. SEM and AFM images of the ceramic surfaces treated confirmed that the fs-laser-treated surfaces had the highest degree of irregularity ($p< 0.05$).

Within the limitations of this study, the Ti:Sapphire fs laser yielded the highest surface roughness and could be an alternative ceramic surface treatment to increase bond strength.

Key Words: AFM; porcelain; laser; SEM; surface roughness.

1. GİRİŞ

İlk uygulandığı dönemde, asit kullanılarak braketlerin yapıştırılması ortodonti pratiğinde teknik olarak çığır açmıştır. Tarihte ilk kez Buonocore (1955) tarafından mine yüzeyine %85'lik fosforik asit uygulanmasıyla braketlerin bağlanma kuvvetinin arttırıldığı gösterilmiştir. Bu gelişme estetik ve ağız hijyeni için daha iyi koşullar sağlamıştır (Barbosa ve ark 1995). Asitleme ile başlayan bu süreçte pürüzlendirme yöntemlerinde her geçen gün yeni materyaller ve yeni tekniklerle hızlı ve sürekli gelişmeler kaydedilmektedir.

Ortodonti pratiğinde kullanılan materyallardeki estetik ve teknolojik gelişmeler, insanların sosyo-ekonomik seviyelerindeki düzelmeler ile insanlar estetik görünümlerine daha çok önem vermeye başlamıştır (Poosti ve ark 2012). Bu durum ortodontik tedaviye başvuran erişkin hastaların sayısında artışa neden olmuştur. Önceleri pediatrik ve adelosan olan yaş gurubu artık erişkin yaş gurubunu da kapsamaktadır.

Erişkin hastaların çoğunda restorasyonlar ve kron-köprü protezleri mevcut olduğu için ataçmanların simantasyonu problem oluşturmaktadır (Poosti ve ark 2012). Seramik yüzeylerin yapısı yapıştırıcı materyallerin direkt yapıştırılması sırasında materyalin tutunmasını engellemektedir. Bu sebeble simantasyon öncesi bağlanma dayanımını arttırmak amacı ile glazeli seramik yüzeyine; Al_2O_3 ile kumlama, asitleme, bu işlemlerin kombinasyonları, frezeleme, silan kaplama ve lazer mikro işleme yöntemleri uygulanmaktadır (Üşümez ve ark 2003, Ersu 2009, Yassaei ve ark 2013).

Son yıllarda, kimyasal kullanmayan ve kirlenmelere sebebiyet vermeden temiz işleme yapabilen lazerlerin tıp ve diş hekimliğinde kullanımı daha yaygın hale gelmiştir. Ortodontide yüzey pürüzlendirmede Er:YAG (Erbium:Yttrium Aluminum Garnet), Nd:YAG (Neodymium-doped Yttrium Aluminum Garnet) ve CO_2 (Karbondioksit) gibi lazerler kullanılarak çalışmalar yapılmış ve diğer geleneksel pürüzlendirme tekniklerine alternatif olabileceği gösterilmiştir (Akova ve ark 2005, Poosti ve ark 2012).

Yeni bir teknoloji olan Ti:Safir lazerler son yıllarda çeşitli tıbbi kliniklerde kullanılmaya başlanmıştır. Femtosaniye (fs) lazerler, 10^{-15} saniye (s) genişliğine ve

farklı puls enerjilerine sahip lazer pulsları üretmektedir (Soong ve Malta 2009). Kabas ve ark (2013) fs lazer ile mine yüzeyinde yaptıkları çalışmada bağlanma dayanımını asit ile yapılan pürüzlendirme ile elde edilen sonuçlarla benzer bulmuşlardır.

Seramik restorasyonlarda kullanılan yüzeylerin birkaç tipi bulunmaktadır: Cam seramikler, Alümina seramikler, Zirkonya seramikler (Blatz ve ark 2003, Conrad ve ark 2007). Yapılan literatür incelemesinde, seramik yüzeyleri lazerle pürüzlendirerek, ortodontik braketlerin bağlanma dayanımını inceleyen sınırlı sayıda çalışma olup, bunların çoğu feldspatik seramikler ile yapılmış çalışmalardır (Pannes ve ark 2003). Tam seramik yüzeylerin ise hem geleneksel yöntemler hem de lazerle pürüzlendirilmesi ile ilgili çalışmalar daha az bulunmaktadır. Ancak literatürde seramik yüzeyde oluşan pürüzlülüğü ve ortodontik braketlerin bağlanma dayanımını, Ti:Safir lazer kullanarak değerlendiren herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmada farklı seramik tiplerine; kumlama, asitleme, Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer ve Ti:Safir lazer uygulanıp, yüzeyde sağlanan pürüzlendirmeler SEM ve AFM analizleri ile değerlendirilerek; farklı seramik yüzeylerde yeterli ortodontik bağlanmayı sağlayacak en güvenli yöntemin tespit edilmesi amaçlanmıştır.

1.1. Lazer Nedir?

Lazer, İngilizce "**L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation (LASER)" kelimelerinin baş harflerinden oluşan bir kısaltmadır. Radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi anlamına gelen lazer, kuantum fiziğinin gelişimi ile ortaya çıkmıştır (Yiğit ve Gürsel 2007).

Günümüz fiziğinde ışığın foton adı verilen enerji paketciklerinden oluştuğu ve dalgalar halinde yayıldığı oldukça iyi anlaşılmış olan bir gerçektir. Lazer elde ediliş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile normal ışıktan anlamlı bir şekilde ayrılır. Bu özellikler, tek renkli olması, demeti oluşturan fotonların aynı fazlı olması, yüksek mertebeden paralel olması ve yoğun bir ışık demeti oluşturması şeklinde özetlenebilir. Tüm bu özelliklerin toplamının sonunda, güçlü ve kontrol edilebilen bir ışık demeti sağlamaktadır. Lazerin temeli atom veya molekül enerji düzeyleri arasındaki elektron geçişleri sonucunda gerçekleşen foton salınımına dayanmaktadır (Atalı, 2007).

1.1.1. Lazerin Tarihçesi

Lazer ışığının ilk teorisi, Albert Einstein (1916) tarafından, 19. Yüzyılın başlarında teorik olarak ortaya konmasına karşın, 19. yüzyılın ortalarında ancak gözlenebilmiştir. Rudolph W. Landenburg (1928), uyarılmış ışımanın varlığını kanıtlayıp, negatif soğurmayı açıklamıştır (Tosun 2009).

Uyarılmış ışımayı ilk defa Willis E. Lamb, R. C. Rutherford (1947) göstermiştir. Rus bilim adamları Nikolay Basov ve Aleksandr Prokhorov (1952) elektromanyetik salınımın güçlendirilmesi hipotezini açıklamışlardır. Bundan bağımsız olarak Charles H. Townes ve Arthur Schawlow (1953) amonyum gazı ve mikrodalga radyasyonu kullanarak, radyasyonun uyarılmış salınımı ile elektromanyetik dalga güçlendirilmesi MASER (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) olayını keşfetmişlerdir. MASER radyo dalgalarının güçlendirilmesi ve uzay araştırmalarında kullanılmıştır (Tosun 2009).

Townes ve Schawlow 1958 yılında lazer teorilerini yayınlamışlar ancak fikirlerini pratiğe aktaramamışlardır. Aynı yıl Gordon Gould "LAZER" adını verdiği aygıtı tasarlamış, ancak patent başvurusu reddedilmiş, lazer ışığını ilk elde eden kişi olarak 16 Mayıs 1960'ta Theodore Mainman kayıtlara geçmiştir (Tosun 2009).

Farklı dalga boylarında lazerler, ışık kaynağından çıkan ışının lazere dönüştüğü ortama göre elde edilir. William Bennett (1960) ilk sürekli dalga modunda çalışan He-Ne lazerini, 1962 yılında Robert Hall yarı iletken diyot lazeri, yine 1962 yılında Nick Holonyak ilk LED lazeri, 1964 yılında Kumar Patel CO_2 lazeri keşfetmiş, ve böylelikle 1960-1964 yılları aralığında günümüzde kullanılan tüm ana lazer ortamları ve kaynakları keşfedilmiştir.

Nikolai Basov (1970) excimer lazeri üretmiştir. Yine aynı yıl Charles Kao ve George Hockham fiber optik kablolar ile lazer aktarımını gerçekleştirmişlerdir. Aynı yılın diğer buluşlarıda Zhores Alferov ve arkadaşlarının Leningrad'da oda ısısında çalışan diyot lazeri ve Elias Snitzer'ın başkanlığında yürütülen araştırmalar sonucunda patenti alınan Erbiyum lazeridir.

Tıpta kullanılmakta olan lazer sistemleri az bir modifikasyonla 1990'lı yılların başında diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır. Son yıllarda lazerin diş

hekimliğinde kullanımı daha yaygın hale gelmiştir. Argon, Er:YAG, Nd:YAG ve CO_2 gibi μs lazerler kullanılarak çalışmalar yapılmış ve bazıları diş hekimliğinin çeşitli bölümlerinde yerini almıştır (Poosti ve ark 2012).

Geçtiğimiz son 50 yıl içerisinde, birçok teknolojik ve bilimsel uygulamada, belli bir dalga boyunda çalışan ve kısa süreli darbe üretebilen lazer sistemlerine gereksinim duyulmuştur. Bu nedenle ns (10^{-9} s) ve ps (10^{-12} s) lazerlerden sonra yeni bir teknoloji olan fs (10^{-15} s) lazerler geliştirilmiştir (Sennaroğlu 2010).

1.1.2. Lazer Işınının Özellikleri

Tek Renklilik (Monokromatiklik)

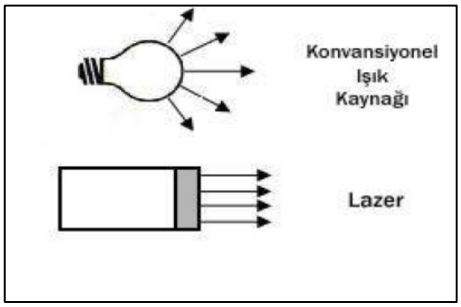
Her bir ışığın kendine has bir dalga boyu vardır. Dalganın kendisini tekrarladığı mesafeye dalga boyu denir ve λ ile gösterilir. Işığın rengi bu dalga boyu ile ifade edilmektedir. Lazer ışıkları monokromatiktir, yani tek renkli ve tek dalga boyludur (Hitz ve ark 2012).

Uyumluluk (Koherenslik)

Işınların uyum içersinde bulunmaları aynı fazda, aynı genlikte ve aynı dalga boyunda olmaları ile anlaşılır. Frekansı, fazı ve doğrultusu aynı olan iki dalga birbiriyle uyumlu olarak tanımlanır (Milonni ve Eberly 1988).

Paralellik

Lazerden çıkan ışık bir demet şeklindedir. Lazer ışığı başka ışıklar gibi çok geniş bir bölgeye yayılmaz. Çünkü yalnız birbirine paralel demetler üretir. Fakat bu kesin bir paralellik değildir. Her zaman az da olsa bir demet genişlemesi vardır ve bu genişleme difraksiyon olarak tanımlanmaktadır. Lazer ışınının enerji yoğunluğu merkezde en yüksektir, kenarlara doğru gittikçe azalmaktadır (Milonni ve Eberly 1988, Hitz ve ark 2012).



Şekil 1.1. Işının dağılımı.

Yoğunluk (Parlaklık)

Lazerin ürettiği enerji başlangıçta oldukça küçüktür ve kullanılabilir enerji olarak yetersiz bir enerjidir. Bu nedenle, $I(x)=I_{0}e^{kx}$ ifadesine uygun olarak, k küçük sinyal kazanç katsayısının sabit bir değer olduğu gözönüne alındığında, ışığın yükseltgenebilmesi için değiştirilmesi gereken x parametresi, ışığın lazer aktif maddesi içerisinde seyahat ettiği yol uzunluğudur ve ne kadar uzun olursa o kadar büyük yoğunluklarda ışık demeti üretilmektedir. Bu nedenle lazer kavitesi içerisinde yansıtılan ışık demetinin defalarca aktif medyum üzerinden geçirilmesi kaydıyla numune yol uzunluğunun artırılmasıyla, yeterince ışık yoğunluğuna ulaşılabilmektedir. Lazerin diğer ışıklar gibi çok geniş bir bölgeye dağılmaması (paralel demet olması), monokromatik olması ve eş zamanlı dalgalardan oluşması nedeniyle diğer sistemlerle ulaşılması imkansız olarak noktalara erişilmesi mümkün olmaktadır (Milonni ve Eberly 1988).

Yönlendirilebilirlik

Lazer ışık kaynaklarının ürettiği dalgaların paralel, koherens ve monokromatik olmaları nedeniyle, farklı dispersiyon özelliği göstermemesi nedeniyle bir çok defa yansıtılmasına olanak vermekte ve ışık demetinin farklı noktalara optik sistemlerin dizayn edilmesi yoluyla taşınabilmektedir (Milonni ve Eberly 1988).

1.1.3. Lazer Kullanım Parametreleri

Dalga boyu (nm): Lazer ışın demetinde birbirini izleyen dalgaların tepe noktaları arasındaki uzaklıktır. İstenilen dokuda hasar vermeden çalışabilmek için dokuya uyumlu olan dalga boyu seçilmelidir.

Enerji (J): Belli bir zamanda uygulanan güce enerji denir. Lazer pik enerjisi olarak okunmaktadır, bir lazer pulsunun taşıdığı enerji miktarıdır. Puls süresince harcanmaktadır.

Enerji yoğunluğu (J/cm^2): Birim alandaki enerji miktarıdır.

Güç (W=J/s): Bir watt lazer gücü, 1 saniyede 1 joule enerji harcanmasını ifade eder.

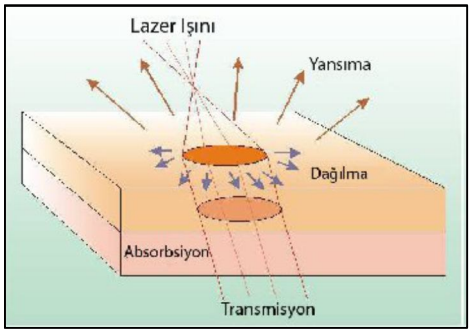
Güç yoğunluğu (W/cm^2): Pulse enerjisi ve enerjinin düştüğü alan üzerinden tanımlanmaktadır. Lazer ışığının doku üzerindeki spot alanı ile gücü ters orantılıdır ve $I\ (W / cm^2) = P\ (Watt\ ) / A(cm^2)$ biçiminde ifade edilmektedir.

Frekans (Hz): Bir dalga hareketinin kendisini birim zamandaki tekrarlama sayısı olarak tanımlanmaktadır. Bir saniyede belli bir noktadan geçen dalga sayısıdır.

Puls (atım) süresi (ms, μs, ps, fs): Puls genişliği, puls süresi olarak da ifade edilebilir. Lazer enerjisinin dokuya ne kadar süre iletildiğini gösterir.

1.1.4. Lazerin Biyolojik Dokularda Etki Mekanizması

Lazerin dokularla etkileşimi, fotonların, hedef dokunun molekül ve atomlarıyla olan etkileşmesiyle gerçekleşmektedir (Yazıcı 1998). Lazer ışını, dokuya temas edince, bir kısmı yansır (refleksiyon), bir kısmı dokuyu oluşturan atom ve moleküller tarafından soğurulur, bir kımı ise dokudan geçiş yapar (Prause 2000).



Şekil 1.2. Lazer ışınının doku ile etkileşimi (Glinkowski ve Pokora, 2001).

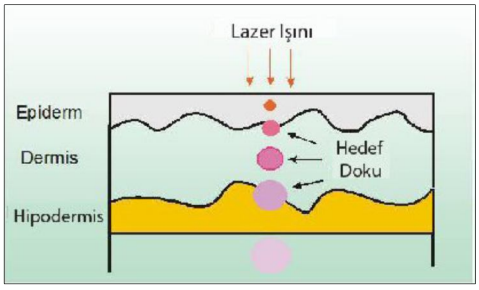
Yansıma, Yayılma, Geçiş ve Soğrulma

Yansıma, laser ışığının uygulandığı maddede etki gösteremeden geri dönmesidir. Yansıma, çevre ile materyal arasındaki ışık kırılma indisleri ile uygulandığı materyalle ışın arasındaki açıya bağlı olarak değişkenlik gösterir. Bu indisler arasındaki fark ve materyale gelen ışının açısı ne kadar büyük ise yansımada o kadar büyük olur. Dokuların homojen olmayan yapısı da yansımayı etkileyen önemli faktörlerden biridir (Özbayrak 1999, Parker 2007).

Yayılma, ışığın dalga boyu, hedef doku hücrelerinin büyüklüğüne yakın ise gerçekleşir. Yayılma sırasında, ışın doku içerisinde kontrolsüz bir şekilde değişik yönlere saçılır bu durum ışının distorsiyonuna ve ışık enerjisinde azalmaya neden olur. Ayrıca hedef doku ve çevresinde istenmeyen ısı artışınıda beraberinde getirir. (Özbayrak 1999, Parker 2007).

Geçiş sırasında, ışın ile hedef doku arasında etkileşim olmaz, ışın değişmeksizin veya bir miktar yansıma ile daha alt tabakalara iletilir ve ortamdan çıkar (Manni 2004).

Soğrulma, lazer enerjisinin doku tarafından emilmesi olayıdır. Soğrulmanın etkin olduğu durumda ışık doku üzerinde etkisini belirgin olarak gösterebilir. Soğrulma sonucu lazer enerjisi; ısı enerjisine, kimyasal enerjiye veya mekanik enerjiye dönüşmektedir. Lazer ışınının gücünün yoğunluğu belirli bir derinlikten sonra azalmakta ve herhangi bir biyolojik etki üretmemektedir. Bu derinliğe, soğrulma derinliği denir. Hem yayılma hem de soğrulma tüm biyolojik dokularda belirli bir dereceye kadar gerçekleşmektedir (Manni 2004, Parker 2007).



Şekil 1.3. Dokuda derinlere inildikçe lazer radyasyonunun etkilediği alan genişlerken radyasyonun yoğunluğu azalmaktadır (Glinkowski ve Pokora, 2001).

Lazerin Dokuda Oluşturduğu Etkiler

Dokunun lazer ile ışınlanması 3 tip etki oluşturur:

- ✓ Fotokimyasal etki
- ✓ Fototermal etki
- ✓ Doğrusal olmayan etki

Lazerin uygulanmasıyla ortaya çıkan etki lazerin enerjisi ile birlikte lazerin uygulama süresine de bağlıdır (Özbayrak 1999, Hitz ve ark 2012).

Fotokimyasal Etki: Fotokimyasal etki, güçlü lazer kullanıldığında soğrulma ve termal enerji dönüşümüne bağlı olarak dokuda ısı artışı olmasıdır. Sağlık alanında fotokimyasal etki; soft lazer uygulaması, lazer akupunktur ve fotodinamik terapi seansları sırasında kullanılır (Özbayrak 1999).

Fototermal Etki: Fototermal etki, lazer ışığının dokuda koagulasyon ve buharlaşma şeklinde kendisini göstermesidir. Sağlık alanında yapılan uygulamalarda lazerle kesi işlemi bu etki yoluyla gerçekleşmektedir. Termal etki oluşan ısının derecesi ve uygulama süresine göre değişiklik gösterir. Dokudaki yüksek soğrulma ve yansıma nedeniyle lazer enerjisinin çok az kısmı doku içerisine girebildiğinden doku yüzeyinde anında 400-500 ^{0}C'lik ısı oluşur ve bu durum çok hızlı buharlaşmaya neden olur. Kesi işlemi uzun süreli uygulama gerektirdiği için, oluşan ısının bir kısmı hedef dokunun çevresine de yayılır ve bu alanlarda koagülasyon oluşturur. Yumuşak dokuda etki derinliği sadece 10-20 nm olan CO_2 lazer için bu etki tipiktir. Hedef dokunun çevresinde ki bu ısı yayılımı ile oluşan koagülasyonun etkisiyle kesi bölgesinde kanama gözlenmez (Özbayrak 1999).

Nd:YAG lazer kullanımı ile ışık doku içerisine doğru 5-10 mm derinliğe kadar nüfuz edebildiğinden sıcaklık artışı bu geniş hacim içerisinde yavaş olur. Nd:YAG lazer, 55-80 ^{o}C'lik sıcaklık aralığında kontrollü çalışmayı mümkün kıldığından ideal bir koagulasyon lazeridir (Özbayrak 1999).

Doğrusal Olmayan Etki: Çok kısa süre uygulanan lazerin çevreye yaydığı ısı, ihmal edilebilecek seviyede olduğu için ısının sadece uygulanan bölgede kaldığı düşünülür. Lazerin oluşturduğu ısı enerjisi, dokunun buharlaşma sıcaklığından fazla

ise buraya gelen ışın, enerjinin büyük bir kısmını hızlı bir şekilde soğurarak aniden buharlaşmasına neden olur. Buna "fotoablasyon" denir. Bu durumda dokudaki termal zararlar çok az olup, lazer ışınının penetrasyon derinliği kadar olur. Diş gibi sert dokularda parçacıklar (atomizasyon, buharlaşma) halinde madde kopartarak kavite açılması işlemi bu etki ile yapılabilmektedir (Özbayrak 1999).

1.1.5. Lazerin Dokuda Görülen Avantaj ve Dezavantajları

Lazerin Avantajları

✓ Cerrahi uygulamalarda koagülasyon, insizyon ve ablasyon amaçlı kullanılır.

✓ Koagülasyon etkisi ile kanamasız bir çalışma alanı ve iyi bir görüş alanı oluşturur.

✓ Sütur ihtiyacı azalır.

✓ Yara kontraksiyonu ve skar oluşum riski azalır.

✓ Postoperatif ağrı ve ödem azalır.

✓ Ulaşımı zor bölgelerde çalışma kolaylığı sağlar.

✓ Yüzey pürüzlendirme sırasında sadece çalışılması istenen bölgede etki göstererek, etraf dokularda minimal hasar oluşturur.

✓ Kullanımı ağrısızdır.

✓ Çalışma sırasında vibrasyon oluşturmaz.

✓ Uygulama süresi kısadır (Manni 2004).

Lazerin Dezavantajları

✓ Oküler hasar oluşumuna neden olabilir. Ortamda bulunan herkesin koruyucu gözlük takması gerekir.

✓ Termal hasar oluşturabilir. Çalışılan bölgede ısının kontrol altında tutulması gerekir.

✓ Lazer ışınları parlak yüzeylerden yansıdığı için yansıtıcı yüzey bulunmayan özel ortamlar gerekir.

✓ Cihazlardan gaz sızıntısı, ışınlama sırasında karbonize veya virüs ile enfekte doku artıklarının havaya karışması gibi durumlarda solunum açısından olumsuz durumlar gözlenebilir.

✓ Hekimin ve yardımcı personelin lazer kullanımı için özel eğitim alması gerekir.

✓ Ekonomik değildir (Manni 2004).

1.1.6. Lazerin Sınıflandırılması

Çizelge 1.1. Lazerin Sınıflandırılması.

LAZER AKTİF MADDESİNE GÖRE	KATI	GAZ	SIVI	ELEKTRONİK
	Nd:YAG (1064 nm) Ho:YAG (2100 nm) Er:YAG (2940 nm) Ruby (694.3 nm) Alexandrite (720-780 nm) Er,Cr:YSGG (2780 nm) Ti:Safir Lazer (650-1050 nm)	CO_2 (10600 nm) Argon / Kripton (457-528 nm) Excimer (Excited Dimer) Ultraviolet (UV) He-Ne (632.8 nm)	Boya (çeşitli) (VIS)	Yarı iletkenler Diyod Lazerler (infrared)
LAZER IŞIĞININ HAREKETİNE GÖRE	Sürekli ışık verenler (Continous)	Puls ışık verenler (Pulse)	Dalgalı akım olarak ışık verenler (Choop)	
LAZER IŞIĞININ DALGA BOYUNA GÖRE	Mor ötesi (ultraviolet-UV) spektrum (140-400 nm)	Görünür (visual-VIS) spektrum (400-700 nm)	Kızıl ötesi (IR) spektrum (700 nm ve üstü)	
LAZER IŞIĞININ ENERJİSİNE GÖRE	Soft lazer	Mid lazer	Hard lazer	
LAZER IŞIĞININ UYGULANIŞ ŞEKLİNE GÖRE	Kontaktlı	Kontaktsız		

(Harris ve Pick 1995, Karu 1998)

Nd:YAG Lazer

İlk üretilen ve diş hekimliği pratiğinde ilk kullanılmaya başlanan Nd:YAG lazer, aktif medyumu YAG kristali içerisine neodimyum (Nd^{+3}) iyonlarının katkılanmasıyla oluşturulmuştur. Nd^{+3} iyonları YAG içinde olduğunda 1064 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirmektedir. Nd:YAG lazer, Er:YAG ve CO_2 lazere göre suda daha az absorbe olur. Fototermal etkisi kalın bir koagülasyon tabakası ile güçlü bir hemostazis oluşturduğundan yumuşak doku cerrahisinde tercih nedeni olmasını sağlar. Işın kalitesi, yarı iletken lazerlere göre çok iyi, gaz lazerlere göre daha kötüdür. Ancak gaz lazerlere göre maliyetleri daha düşüktür. Nd:YAG lazer, özel bilgi ve beceri gerektirmeyen, kullanımı kolay, dayanıklı ve az bakım gerektiren bir lazer tipidir (Dederich ve Bushick 2004, Yiğit ve Gürsel 2007).

Tıpta daha derin dokulara nüfuz edilmesi istenen üroloji ve dermatoloji gibi alanlarda, endoskopik olarak, yüzeyel dokuya temas etmeden yapılacak koagülasyon işlemlerinde sıkça kullanılır. Diş hekimliğinde gingival düzeltme, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi gibi yumuşak doku uygulamalarında daha sık olmak üzere hem sert hem yumuşak doku uygulamalarında kullanılmaktadır (Stabholz ve ark 2003, Douglas ve ark 2004, Turkmen ve ark 2006).

Seramik yüzeylerde Nd:YAG lazer uygulaması, yüzey modifikasyonuna ve glaze oluşumuna neden olur (Schmage 2003, Osorio 2010). Ayrıca seramik yüzeyinde ısı artışı ile erime meydana getirip kristalizasyonu bozarak, seramik yüzeyi ve rezin siman arasında adezyonu güçlendirir (Li 2000, Spohr 2008, Akyıl 2010). Nd:YAG lazerin diş hekimliğinde kullanımı Food and Drug Administration (FDA) tarafından onaylanmıştır (Akçiçek ve ark 2010).

Er:YAG Lazer

Erbiyum lazer, Erbiyum (Er^{+3}) iyonları ile katkılandırılmış, YAG kristalinden oluşmaktadır. Erbiyum iyonları, YAG içerisine katkılandığında 2940 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirmektedir. Lazerin dalga boyu hem dokunun su bileşenleri, hem de inorganik matris ve hidroksiapatit bileşenleri tarafından çok güçlü bir şekilde soğurulmaktadır. İlk olarak 1980 yıllarının sonlarına doğru bilimsel araştırma ve uygulama için üretilmeye başlanmıştır. Diş hekimliğinde en yaygın

kullanılan lazer çeşididir. FDA tarafından diş hekimliğinde kullanımı onaylanmıştır (Hossain ve ark 2003).

Günümüzde Er:YAG lazerler diş hekimliğinde; eski restorasyonların sökülmesinde, bazı çürük dokuların temizlenmesinde, çürüğe karşı dayanıklılığın arttırılmasında, mine ve dentin dokularının pürüzlendirilmesinde, kavite hazırlanmasında, kavitelerin sterilizasyonunda, pulpa kaplamalarında, dişeti konturlarının düzeltilmesinde, kuron boyunun uzatılmasında ve seramik yüzeyini pürüzlendirilmesinde güvenle kullanılmaktadır (Weiner 2004).

Er:YAG lazer, çürük temizlerken geleneksel frez sistemine göre daha çok zaman gerektirmesi, diş ve seramik yüzeyde yapılan işlemler sırasında termal etkilerini önlemek için su soğutma sistemi gerektirmesi, sürekli değil pulslu tarzda ışınlama yaparak ağrıya neden olması gibi dezavantajlara sahiptir (Sulewski 2000, Takamori ve ark 2003).

Er:YAG lazerde etkili ablasyon, çalışılan dokudaki su miktarı ve lazerin enerji yoğunluğu, puls sayısı, enerjisi ve puls süresi gibi parametrelere bağlıdır (Kim ve ark 2003). Günümüzde farklı enerji yoğunluğu, puls sayısı ve puls sürelerine sahip Er:YAG lazerler kullanılmaktadır (Bader ve Krejci 2006).

Femtosaniye Ti:Safir Lazer

Geçtiğimiz son 50 yıl içerisinde, birçok teknolojik ve bilimsel uygulamada, belli bir dalga boyunda çalışan ve kısa süreli darbe üretebilen lazer sistemlerine gereksinim duyulması nedeniyle yeni fs lazerler geliştirilmiştir (Sennaroğlu 2010). Ns ve ps lazerlerden sonra yeni bir teknoloji olan Ti:Safir lazer son yıllarda çeşitli tıp bilimlerinde kullanılmaya başlanmıştır. Ti:Safir lazer, safir içerisine katkılanan Ti^{3+} ile yeşil spektral bölgede soğurulur ve 700-900 nm geniş bant aralığında hemen hemen % 100 verimle yayılır. Uyarılmış Ti:Safir kristalinin yaydığı fotonlar 650-1050 nm arasındadır. En büyük bant genişliğine sahip Ti:Safir lazer, 10^{-15} sn kadar kısa pulslar üretebilmektedir (Hitz ve ark 2012).

Bu tür lazerlerin kullanım alanları arasında, biyomedikal görüntüleme, çok hızlı fotokimyasal olayların ölçümü, hassas malzeme işleme, faz uyumlu x-ışını üretimi ve metrolojik uygulamalar (hassas frekans ve zaman ölçümü gibi) yer

almaktadır. Fs lazerlerin yüzey işlemede kullanılması ile üretimi yapılan malzemelerin boyutları nanometre seviyelerine kadar indirilmiştir (Hitz ve ark 2012).

Fs puls üretmek için katı, sıvı veya gazdan oluşmuş optik kazanç ortamları kullanılabilir. Ancak, pratik uygulamalarda kullanılacak lazer sistemlerinin kimyasal kararlılık, uzun çalışma ömrü, mekanik dayanıklılık gibi özelliklere sahip olması istenir. Bu şartları sağlayabilen sistemlerin başında yarı iletken, fiber ve katıhal lazerleri gelmektedir. Bu tür lazerlerde optik kazanç elde etmek için, içerisine ışıyabilen iyon katkılanmış yakut, safir, gibi kristallerin yanısıra, seramik veya camlar kullanılmaktadır. Katı hal lazerlerinden Ti:Safir lazerde safir kullanılmaktadır (Sennaroğlu 2010).

Fs lazerlerin, diğer lazerlere göre kimyasal kararlılık ve çözücülerinin olmaması, yüksek verim, hız, enerji aktarımına sahip olması, yüzeyde çok iyi pürüzlendirme yapıp kısa darbeleri sayesinde termal ve mekanik zarar vermemesi gibi çeşitli avantajları vardır (Hitz ve ark 2012).

1.2. Lazerin Diş Hekimliğinde Kullanımı

Lazer teknolojisinin geliştirildiği 1960 yılından bu yana, lazer tıp bilimlerinde olduğu gibi diş hekimliğinde de yaygın olarak kullanılmaktadır (Yassaei ve ark 2013). Diş hekimliğinde kullanılan başlıca lazer sistemleri; argon lazerler, CO_2 lazerler, yarı iletken diyot lazerler, Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerdir (Strauss 2000, Convissar 2001). Diş hekimliğinde lazerin kullanımı, yumuşak doku üzerine lazer uygulamaları ile başlamıştır. Er:YAG lazer ile sert dokularda uygulamalar 1990'lı yıllarda başlamıştır. Er,Cr:YSGG (Erbium-chromium:Yttrium, scandium, gallium, and garnet) lazerlerin 1997 yılında piyasaya çıkması ile sert doku uygulamaları yaygınlaşmıştır. Bugün diş hekimliğinde kullanılan lazer cihazları yumuşak doku lazerleri (Nd:YAG ve Diyot lazer) ve sert doku lazerleri (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG) olarak iki ana grupta değerlendirilmektedir (Yiğit ve Gürsel, 2007, Akçiçek ve ark 2010).

Lazer diş hekimliğinin hemen her bölümünde olduğu gibi Ortodonti pratiğinde de bir çok alanda kullanılmaktadır.

1.2.1. Lazerin Ortodontide Kullanımı

Ağrının Giderilmesi

Ortodontik kuvvet uygulanmasını takiben çoğu hastada 2-4 gün süreyle ağrı ya da rahatsızlık hissi oluştuğu bilinmektedir. Yapılan araştırmalarda düşük doz lazer uygulamalarının analjezik ve yara iyileşmesini hızlandırıcı etkileri olduğu gösterilmiştir. Hedef dokunun sıcaklığını normal vücut ısısından (36.5°) yükseğe çıkarmayacak kadar düşük dozda enerji veren lazer uygulamaları 'düşük doz lazer terapisi' olarak tanımlanmaktadır. Düşük doz lazer terapisinin analjezik etki altındaki mekanizması tam olarak bilinmemekle birlikte, santral düzeyde seratonin ve asetilkolin, periferal düzeyde ise histamin ve prostoglandin sentezi, salınımı ve metabolize edilmesi üzerindeki nörofarmakolojik etkileri olduğu düşünülmektedir (Turhani ve ark 2006, Aras ve Güngörmüş 2011, Kim ve ark 2013).

Birçok çalışmada Nd:YAG, CO_2 ve diyot lazerlerin analjezik etkileri olduğu ortaya konulmuştur. Fujiyama ve ark (2008) sabit ortodontik tedavi sırasında hastalara CO_2 lazer uygulayarak, ağrı üzerindeki etkinliğini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda CO_2 lazerin ortodontik hareketler esnasında oluşan ağrıyı azalttığını bildirmişlerdir. Doshi-Mehta ve Bhad-Patil (2012) hastalara kanin retraksiyonu sırasında diyot lazer uyguladıkları çalışmalarında, ortodontik kuvvete bağlı oluşan ağrıyı azaltmada etkinliği olduğunu göstermişlerdir. He ve ark (2013) düşük doz lazer terapisinin ortodontik tedavi sırasında oluşan ağrı üzerindeki etkinliği üzerine yapılan çalışmalar üzerinde yaptıkları literatür derlemesinde, düşük doz lazer terapisinin ağrıyı azaltmada etkin olduğunu bildirmişlerdir. Kim ve ark (2013) birinci molar dişlerde sıkı kontakları rahatlatmak için kullanılan elastik seperatörlerin kullanımı esnasında diyot lazer uygulayarak, ağrı değerlendirmesi yapmışlardır. Çalışmaları sonucunda, diyot lazerin ağrıyı azaltmada etkili olduğunu göstermişlerdir.

Diş Hareketinin Hızlandırılması

Ortodontik diş hareketi için dişlere mekanik ve fizyolojik kuvvetler uygulanmaktadır. Kısa süre içerisinde daha fazla diş hareketi elde etmek için kuvvetin şiddetinin arttırılması dişte ve dişi çevreleyen dokularda patolojiye neden olmaktadır. Bu nedenle diş hareketini hızlandırmak için alternatif metod arayışları

başlamıştır. Düşük doz lazer terapisinin, ağrı kontrolünden kemik kırıklarının tedavisine kadar çok çeşitli alanlarda biyostimülan etkilerinden faydalanılmakta olup, ortodontik diş hareketi üzerinde de stimülan etkileri olabileceği düşünülmüştür. Lazer ışınları ile mikrosirkülasyon, hücre beslenmesi ve protein sentezi artmakta; kollagen sentezi, kan damarları ve sinir rejenerasyonu, kemik tamiri ve yara iyileşmesi gibi birçok süreç stimüle edilebilmektedir. Uygun dozda lazer uygulanan vakalarda, tedavi prosedürleri etkisinin arttırıldığı, enfeksiyon riskinin azaltıldığı ve hasarlı dokuların rejenerasyonun hızlandırıldığı gösterilmiştir (Cruz ve ark 2004).

Kert ve Rose (1989) düşük doz lazer etkilerini inceledikleri çalışmalarında; hücre büyümesinde stimülasyon ve hücre rejenerasyonunda artış olduğunu, hücresel aktivitede anti-enflamatuar etkilerin ödemi azalttığını, tekrar kanlanmayı sağladığını ve sinir dokularında rejenerasyonun sağlandığını bildirmişlerdir. Fujita ve ark (2008) düşük doz lazer uygulamalarının; RANK/RANKL ve c-fms makrofaj koloni stimüle edici faktör sistemlerini stimüle ederek, diş hareketini ve kemiğin basınç alan tarafında osteoklastogenezisi hızlandırdığını bildirmişlerdir. Yousef ve ark (2008) kanin distalizasyonu için 15 hastaya ortodontik tedavi ile düşük seviyeli lazer tedavisi uyguladıkları çalışmalarında, düşük seviyeli lazer tedavisinin diş hareketini oldukça hızlandırdığını bildirmişlerdir. Doshi-Mehta ve Bhad-Patil (2012) hastalara kanin retraksiyonu sırasında diyot lazer uyguladıkları çalışmalarında, ortodontik hareketin hızlandırılmasında diyot lazerin etkin olduğunu göstermişlerdir.

Ortodontik Tedavide Yumuşak Doku Lazer Uygulamaları

Ortodontik tedavi sırasında diş sürmesi ve yumuşak doku karakteristikleri gibi beklenmedik engeller tedavinin süresini uzatabilir. Bu gibi tedavi süresini uzatabilecek engeller, lazer uygulamaları ile ortadan kaldırılabilir (Sarver ve Yanosky 2005).

Lazer uygulamaları, ortodontik tedavi sürecinde, yumuşak dokular üzerinde çeşitli şekilde kullanılabilir:

Maksiller Vestibül Frenektomi Uygulaması: Maksiller keser dişler arasına uzanan frenulumlar, keser dişler arasında diastemaya neden olarak estetik problem oluşturur. Ortodontik tedavi ile kapatılabilen bu diastemaların tekrar açılmaması için frenektomi yapılması gerekir. Cerrahi yöntemlere alternatif olarak lazer ile de

frenektomi yapılmaktadır. Lazerle yapılan frenektomi de anestezi uygulanmasına genellikle ihtiyaç duyulmaz, işlem sonrası sutur gerektirmez, ağrı, ödem ve skar dokusu daha az olur (Fornaini ve ark 2013).

Sürmekte Olan Dişlere Braket Yerleştirmek için Giriş Sağlanması: Ortodontik tedavide sürmesi tamamlanmamış dişlerin labial yüzeylerinde braketlerin yerleştirilmesi için yeterli yer olmadığında, ya dişlerin sürmesi beklenilir ya da dokunun kaldırılması için geleneksel yöntemler kullanılır. Ancak her iki seçenekte de genel tedavi süresi önemli ölçüde uzamaktadır. Yumuşak doku lazerleri bu gibi durumlarda önemli bir alternatif olup, kuronu açıp hemorajiyi durdurur. Böylece aynı seansta braketler yerleştirilebilir (Sarver ve Yanosky 2005).



Şekil 1.4. Tam sürmemiş mandibular kaninin fasiyal yüzünün lazer uygulaması ile açılıp, braketin yerleştirilmesi için yeterli yüzeyin ortaya çıkarılması ve braketin aynı seans içerisinde yerleştirildiği görülmektedir (Sarver ve Yanosky 2005).

Yarı gömük kaninlerin üzerini açmak veya sürdürmek için birçok tedavi seçeneği vardır. Genelde dişin üzerindeki mukozayı cerrahi olarak kaldırmak, braketi yapıştırmak ve arka doğru hareket ettirmek tercih edilir. Bugün ise dişin üzerindeki mukozayı kaldırmak için lazer uygulaması yapılabilmesi, hekime ve hastaya önemli ölçüde rahatlık sağlamaktadır (Sarver ve Yanosky 2005).



Şekil 1.5. Yarı gömük kaninin sürdürme işlemleri öncesi, mukozanın lazer uygulaması ile kaldırılıp braketin dişe yapıştırılması görülmektedir (Sarver ve Yanosky 2005).

Dişler Arasındaki Boşluğun Kapanması Sonucu Katlanan Dokunun Kaldırılması: Büyük miktarda boşluk kapanması gereken hastalarda sık sık interdental aralıktaki gingival dokularda katlanma meydana gelir. Bu problem kötü ağız hijyeni olan bireylerde hiperplaziden kaynaklansada büyük ölçüde kapanan boşluğun boyutu önemli olmaktadır. Eğer bu katlanan doku çok büyük ise, hastanın periodontolojiye gönderilmesi daha uygun olup, buna karşılık küçük doku fazlalıkları lazer ile küçültülebilir (Sarver ve Yanosky 2005).



Şekil 1.6. Maksiller kaninin vestibüle doğru hareketi için, dişe yapıştırılan braketin gingival doku ile kapatıldığı görülmektedir. Gingival doku lazer uygulaması ile kaldırılmış ve ark teli brakete yerleştirip ortodontik tedaviye devam edilmiştir (Sarver ve Yanosky 2005).

İkinci Molar Dişlerdeki Operküllerin Kaldırılması: İkinci molarların bantlanmasını gerektiren tedavilerde operküllerin varlığı engel olabilir. Operküllerin, yumuşak doku lazeri kullanılarak ortadan kaldırılması aynı randevuda bant yerleştirilmesine olanak sağlar (Sarver ve Yanosky 2005).



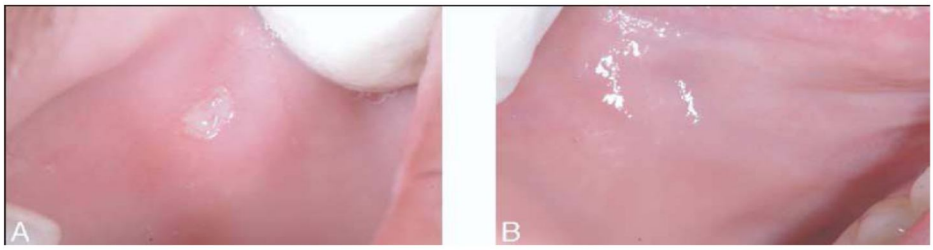
Şekil 1.7. Alt ikinci molar üzerindeki operküllerin lazer ile giderilmesi görülmektedir (Sarver ve Yanosky 2005).

Kötü Ağız Hijyeni Yüzünden Oluşan Dişeti Hiperplazilerinin Kaldırılması: Hastalarda kötü ağız hijyeni diş eti dokularında ödeme sebep olmakta, bunu takiben oluşan kanama ve rahatsızlık sonucu yeterli şekilde dişlerin fırçalanamaması ve diş ipi kullanılamaması durumu daha da kötüleştirmektedir. Bu durumda, gingival kontur oluşturarak iltihabı yok etmek için doku fazlalıkları lazerle kaldırılabilir; bu da temizliğin yapılabilmesini sağlar. Doku iyileştiği zaman, hasta ağız hijyenini daha

iyi koruyabilecek, böylece bu prosedür tekrarlanmak zorunda kalmayacaktır. Tedavi bittiğinde hipertrofik gingival konturler oluştuğu durumda, lazer konturleme daha estetik sonuca ulaşılmasını sağlayacaktır (Sarver ve Yanosky 2005).

Aftöz Ülser Tedavisi

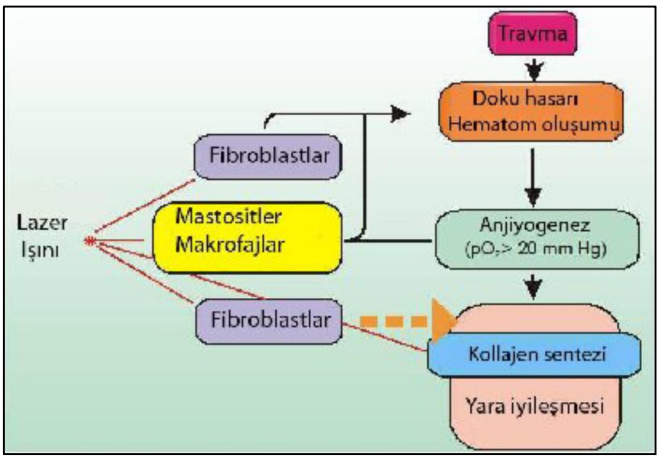
Ortodonti hastaları için en rahatsız edici durumlardan biri aftöz ülserlerin oluşumudur. Tedavisinde; tuzlu su gargarası, çeşitli anestezik ve palyatif ağız gargaraları, özellikle kalıcı ve ağrılı lezyonlarda reçeteli tetrasiklin gargara ve topikal anestezikler önerilir. Bu yöntemler çoğunlukla sadece durumun tolere edilmesini sağlar. Lazerin diş hekimliğinde kullanımı, aftöz ülser tedavisine de çözüm sunmaktadır. Tavsiye edilen teknik çok düşük watt seviyesinde lazer kullanmayı, lezyonla kontakta bulunmamayı (1-2 mm uzaklık), bütün lezyonu kaplayacak kadar yeterli büyüklükte bir spot kullanmayı içerir. Aftöz ülser, lazer tedavisinden yaklaşık 1 gün sonra iyileşmekte ve kaybolmaktadır (Sarver ve Yanosky 2005).



Şekil 1.8. Düşük seviyede lazer ışınına 30 sn maruz kalan(A) ve 24 saat içinde kaybolan aftöz ülser görülmektedir(B) (Sarver ve Yanosky 2005).

Ortodontik Aparey ve Braketlere Bağlı Travmaların Tedavisi

Ortodonti hastalarında rahatsız edici durumlardan birisi de braketin veya kullanılan apareyin neden olduğu travmatik lezyonlardır. Bu lezyonlar 1-2 mm uzaklıktan uygulanan düşük doz lazer ile tamamen kaybolmakta ve iyileşme kısa sürede gerçekleşmektedir (Tanyeri 2008).



Şekil 1.9. Yara iyileşme sürecinin lazer ışınlarıyla stimülasyonu(Glinkowski ve Pokora, 2001).

Ortodontik Tedavi Nedeniyle Oluşan Beyaz Nokta Lezyonların (WSL) Teşhisinde

Lazer fluoresans, ortodontik tedaviyi takiben WSL'a sahip dişlerin fluoresans özelliklerinde zamanla meydana gelen değişimleri tespit etmek için kullanılmaktadır. Minenin, mineral içeriği az olan bölgeleri düşük flouresansa sahiptir. Lazer fluoresans yöntemi de, diş dokusunun ışık uygulama sonrası sağlıklı ve çürük mine arasındaki fluoresans farkının ölçümü esasına dayanır. Lazer uygulamasından sonra alınan sonuçlar zamanla radyans derecelerinin arttığını ve hemen hemen tüm WSL'ın alanının küçüldüğünü göstermiştir. Lezyonun remineralizasyonunda en çok mineral kazancı erken dönemlerde gözlenirken remineralizasyon oranı zamanla azalmaktadır (Benson 2008).

Minedeki Demineralizasyonu Azaltmak için Lazer Kullanımı

Blankenau ve ark (1999) *in vitro* yaptıkları çalışmada; dişlere bonding işlemi için gerekli olan asit uygulanmadan önce lazer uygulamanın, demineralizasyonu azaltmada etkili olduğunu göstermişlerdir. Anderson ve ark (2002) dişlere önceden argon lazer uygulandığında %37 oranında fosforik asidin başlattığı mine demineralizasyonunun azaltılabileceğini bildirmişlerdir. Argon lazerle flor tedavisini birleştirdikleri başka çalışmada, lazer sonrasında flor uygulanmasının demineralizasyona karşı direnci belirgin olarak arttırdığı ve ortodontik ataçmanlar etrafındaki minenin demineralizasyonunu azalttığı sonucuna ulaşmışlardır. Chan ve

ark (2014), minede asitle oluşan demineralizasyonu engellemek için CO_2 lazer kullandıkları çalışma sonucunda, lazer tedavisi uygulanan alanlarda belirgin olarak erozyon oranının azaldığını göstermişlerdir.

Bonding Süresini Azaltmak için Lazer Kullanımı

Ortodontik materyallerin bonding süresini azaltmak klinik bir başarıdır. Işıkla polimerize olan kompozitlerin sertleşmesinde geleneksel tungsten-quartz halojen ışığına alternatif olarak Argon lazerin kullanımı araştırılmıştır. Elaut ve Wehrbein (2004) araştırmalarında 10 sn Argon lazer uygulamasının, 40 sn geleneksel yöntem uygulaması ile karşılaştırıldığında, belirgin derecede daha az bağlanma hatası gösterdiğini belirtmiştir.

Debonding İşlemi için Lazer Kullanımı

Lazerin kullanım alanlarının içinde seramik braketlerin dişlerden ayrılması da bulunmaktadır. Yapılan araştırmalar lazer kullanımının, geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında minede daha az hasar oluşturduğunu göstermiştir.

Lazer enerjisi braket yapıştırmada kullanılan adeziv rezin materyalini yumuşatarak braketlerin sökülmesi işlemi esnasında daha az kuvvet uygulanmasını sağlamaktadır. Bu yöntemin özellikle yüksek yapışma değerlerine sahip seramik braketlerin sökülmesi işlemleri sırasında, geleneksel yöntemlerin (özel el aletleri, ultrasonik söküm aletleri, elmas ve tungsten karbid frezlerin kullanımı) mine yüzeyinde meydana getirebileceği çatlak veya kırık gibi olası zararların engellenmesinde etkili olduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (Nalbantgil ve ark 2011b).

Obata ve ark (1999) yaptığı araştırmada, CO_2 lazerin, seramik braketlerin dişlerden ayrılmasında geleneksel yöntemlerle farkını çekilmiş dişler üzerinde incelemiştir. Bu araştırmada braketlerin sökülmesinde ortaya çıkan makaslama kuvveti ve pulpa odası sıcaklık artışı karşılaştırılmıştır. Araştırmanın sonuçlarında; lazerle yapılan sökme işleminde kimyasal yöntemle oluşandan daha düşük bir makaslama kuvveti oluştuğu sonucu ortaya çıkmıştır. Üstelik CO_2 lazerin 2 W gücünde 4 saniyeden daha kısa bir sürede (2,9±0,9 s) ayırma işlemini gerçekleştirebildiği görülmüştür. Lazer, seramik braketlerin üzerinden 2 W gücüyle

ışınlandığında pulpada 1,4 ^{0}C; 3 W gücünde ise 2,1 ^{0}C ısı artışına sebep olmuştur. Bu sıcaklık artışları, fizyolojik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir. Bu sonuçlar eşliğinde ortodontik tedavilerde lazerle ayırma yönteminin geleneksel yöntemler ile yapılan ayırma işleminden daha az zararlı olduğu belirtilmiştir.

Braketleri Yapıştırmak için Yüzey Pürüzlendirilmesi

Ortodontide lazer tedavisinin kullanılmasına sert doku çalışmalarının geliştirilmesi ile başlanmıştır. Er:YAG, Nd:YAG ve ErCr:YAG gibi lazerler mine yüzeyini pürüzlendirmede kullanılmış ve kabul edilebilir sonuçlar ortaya konulmuştur. Lazer ile pürüzlendirilen mine yüzeyinde, asit ile pürüzlendirilen mine yüzeyine benzer pürüzlülük ve düzensizlikler oluşmaktadır. Bunlar 10 ile 20 nm arasında derinliklere sahip olup kullanılan lazerin tipine ve yüzeye uygulanan enerjiye göre değişmektedir (Von Fraunhofer ve ark 1993, Lee ve ark 2003, Poosti ve ark 2012).

Yapıştırma öncesi mine yüzeyinin hazırlanması işleminde geleneksel fosforik asit ile pürüzlendirme yöntemi hala günümüzde kullanılan en iyi seçenek olmasına karşılık; mine yapısındaki inorganik materyali çökertmesi ve çürük ataklarına karşı daha savunmasız bir yüzey oluşturması mine yüzeyine tamir edilemeyen hasar vermesi, yumuşak dokulara zarar verme riski, braketlerin sökülmesi işlemi sırasında mine yüzeyine hasar verebilme riski gibi dezavantajları bulunmaktadır (Zachrisson ve ark 1993, Gillis ve Redlich 1998, Akova 2005).

Minenin lazer ile pürüzlendirilmesinin ise işlemin ağrısız olması, ısı ve vibrasyon oluşturmaması, dentin tübüllerini açması, yüzeyin aside karşı direnç kazanması, remineralizasyon oluşturması ve uygulama süresinin kısa olması gibi avantajları vardır (Walsh ve ark 1994, Manni 2004).

Bazı araştırmalar asitle pürüzlendirme yapılmış dişin lazerle pürüzlendirme yapılmış dişten daha fazla yapıştırma kuvveti olduğunu bulurken; lazerle pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeyle kıyaslanabilir ve hatta daha kuvvetli yapışma kuvveti olduğunu bulan araştırıcılarda vardır. Lee ve ark (2003) yaptıkları çalışmada asit, Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerde ortodontik braketlerin yapışma kuvvetlerini araştırmışlardır. Araştırma sonucunda lazer ile pürüzlendirme işleminin asit ile pürüzlendirme işlemine göre daha kısa zaman aldığı ve geleneksel

asit pürüzlendirme işlemine bir alternatif olabileceği bildirilmiştir. Kim ve ark (2006), Er:YAG lazer uygulanan minenin fosforik asit uygulanan mineye göre asit atağına daha dirençli olduğunu bulmuştur. Hamamcı ve ark (2010), lazerle pürüzlendirmenin çürük riskini azalttığını ve zaman kazandırarak asitle pürüzlendirmeye alternatif bir yöntem olduğunu vurgulamışlardır.

Poosti ve ark (2012) ortodontik bonding için Er:YAG ve Nd:YAG lazer kullanarak seramik yüzeyinde yaptıkları pürüzlendirmede Nd:YAG lazer ile asitin benzer, Er:YAG lazerin ise daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır. Yassaei ve ark (2013) 1,6 W, 2 W, 3,2 W Er:YAG lazer kullanarak seramik yüzeyinde yaptıkları pürüzlendirmede 1,6 W lazer ile pürüzlendirmenin ortodontik bonding açısından en iyi bağlanmayı sağladığını bildirmişlerdir.

Literatürde Excimer, CO_2, Nd:YAG, Er/Cr:YSGG, Er:YAG gibi lazerlerin pürüzlendirme işlemlerinde kullanıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır (Üşümez ve Aykent 2003). Bu lazerlerle, yapılan çalışmalarda belirlenen optimum parametrelerde dahi, uzun pulsların oluşturduğu ısının pulpada minimal enflamasyon oluşturduğu histolojik olarak gözlenmiştir (Delfino ve ark 2006). Fs lazerlerin ultra kısa pulsları sayesinde uygulandığı yüzeyde çok iyi pürüzlendirme yaparken termal ve mekanik zarar vermemesi, yüzey yapısı bozulmadan istenilen pürüzlülüğü elde etme imkanı sunmaktadır (Kabas 2013).

1.3. Porselen Yüzeyler

Uzun yıllardan beri diş hekimliğinde kullanılan porselenler, estetik ve doku uyumlu bir materyaldir. Dental seramikler, doğal görünümü en iyi yansıtarak, kayıp diş dokusunun yerini alan dental materyallerdir. Aşınmaya, renk değiştirmeye karşı dirençlidir ve ağız dokuları tarafından iyi tolore edilir.

Protetik restoratif diş hekimliğinde porselenler bir metal alt yapı üzerine pişirilerek ya da metal desteksiz tam seramik restorasyonlar olarak kullanılmaktadır. Seramik düşük çekme direnci ve kırılganlığı sebebiyle, kırılmaya karşı direncini arttırmak amacıyla, metal alt yapıya bağlanmıştır. Metal destekli seramik sistemleri oluşturan araştırmalar 1962 yılında Weinstein ve arkadaşlarının porselen metal bağlantısını geliştirmesiyle başlamıştır. Araştırmacılar geliştirdikleri metal alaşımları

ile kullanılabilen özel seramik sistemleri "lösit porselen" olarak tanımlamışlardır (Mc Lean 2001).

Metal alt yapı, seramiğin ışık geçirgenliğini azaltarak, metal iyon renklenmeleri oluşturarak, seramiğin estetiğini etkilemektedir. Kulanılan metal alt yapının bazı hastalarda alerjik reaksiyon oluşturma riski olabilmektedir. Bu dezavantajlar, materyal ve laboratuvar maliyeti ile birlikte metal destekli seramik sistemlerinin yüksek dayanıklılığı ve hassas uyumu sağlayabilen metal desteksiz dental seramik sistemlerin geliştirilmesine olanak sağlamıştır (Rosenblum ve Schulman 1997).

İlk olarak 1886 yılında Land tarafından, metal desteksiz porselen jaket kron olarak üretilmiştir. Tam seramik restorasyonlardaki gelişmeler, 1965 yılında Mc Lean ve Huges'un seramikte güçlendirici bir faz olarak alüminyum oksidi tanımlaması ile başlamıştır. Mc Lean alüminöz koru platin yaprak üzerinde pişirerek seramik kronların dayanıklılığının artmasını sağlamıştır (Mc Lean 1979, Anusavice 2003).

Zamanla daha dayanıklı seramiklerin üretilmesi ve fırınlama tekniklerinin geliştirilmesi ile seramik restorasyonların anterior bölgede kullanımında kabul edilebilir başarı sağlanmıştır. Günümüzde klinik kullanım için geliştirilmiş çok sayıda seramik materyali ve sistemi bulunmaktadır.

Tam seramikler, yapım tekniklerine ve kor yapılarına göre iki farklı şekilde sınıflandırılabilir:

Yapım tekniklerine göre tam seramiklerin sınıflandırılması (Yavuzyılmaz ve ark 2005, Bayındır ve Uzun 2007):

1.Isıya dayanıklı day'lar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri

a. Aluminus porselenler
b. Magnezyum kor
c. Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp. USA)
d. Optec (Jeneric, Pentron Inc.; USA)
e. Hi-Ceram (Vita-Zahn-fabric, Almanya)
f. In-Ceram (Vita-Zahnfabric, Almanya)

2. Dökülebilir (cam) porselen sistemleri

a. Dicor (Dentsplay, USA)
b. Cerapearl (Kyocera, USA)

3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (ısı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri)

a. IPS-Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
b. IPS-Empress 2
c. Finesse All Ceramic(Dentsply/Ceramco York, USA)
d. IPS E.max Press (Ivoclar, Schaan , Liechtenstein)
e. Creation Press-ceramics (Creation Willi Geller, Meiningen, Austria)

4. Cad-Cam sistemli (Computer Aid Design- Aided Manifacture System)

a. Cerec (Siemens, Almanya)
b. Celay (Mikrona, Almanya)
c. Procera All-Ceram (Procera Sanvik, İsveç)
d. DCS President Sistem
e. Cercon Sistem
f. Lava Sistem

Kor yapılarına göre tam seramiklerin sınıflandırılması (Conrad ve ark 2007):

1.Cam seramikler

a. Lityum disilikat :
IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
IPS E.max Press ısı ile presleme tekniği ile üretilir.
b. Lösit:
IPS Empress (Ivoclar Vivadent) ısı ile presleme,
Optimal Pressable Ceramic (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn) ısı ile presleme,
IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) frezeleme tekniği ile üretilir.
c. Feldspat:

VITABLOCKS Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) frezeleme,
VITA TriLuxe Bloc (VITA Zahnfabrik) frezeleme,
VITABLOCKS Esthetic Line (VITA Zahnfabrik) frezeleme tekniği ile üretilirler.

2. Alümina (Alüminyum oksit):

a. In-Ceram Alümina (VITA Zahnfabrik) slip-cast ve frezeleme,
b. In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik) frezeleme,
c. Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands) frezeleme,
d. In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik) slip-cast ve frezeleme,
e. Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) yoğun sinterleme ile üretilirler.

3. Zirkonya (Ytrium tetragonal zirkonya polikristalleri)

a. Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn) frezeleme ve sinterleme,
b. Cercon (Dentsply Ceramco, York Pa) frezeleme ve sinterleme,
c. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, Switzerland) frezeleme,
d. Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweeden) frezeleme,
e. Procera (Nobel Biocare AB) yoğun sinterleme ve frezeleme ile üretilirler.

1.3.1. Silika Bazlı Seramikler

Silika bazlı seramikler, metal destekli ve tam seramik restorasyonların her ikisinde de kullanılmaktadır. Uygun estetik özellikleri, seramik laminate veneer veya inley/onley olarak kullanılmalarını sağlar (Blatz 2002).

Konvansiyonel feldspatik seramikler, day materyali üzerine tozun ve likitin karıştırılıp tabakalar halinde uygulanması ile restorasyonun konturlarının sağlandığı seramiklerdir. Tozlar değişik ton ve translüsensiye sahiptirler. Bu seramiklere örnek olarak Optek HSP, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997).

Lityum disilikat cam porselen ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir. Ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle diş hekimliğinde yerini alamamıştır (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Sistemin gelişimini 1984 yılında Headley ve Loehmen isimli araştırmacılar sağlamışlardır. Lityum disilikat esaslı seramikler lösit içerikli seramiklere oranla mekanik yapıyı güçlendirir; yatay bükülme dirençleri 350-450 MPa, kırılma sertlikleri de lösit seramiklerin yaklaşık 3 katıdır (Sorensen 1999). Aynı zamanda doğal dişlere benzer optik özellikte restorasyonlar yapmaya da imkan verirler.

Seramik restorasyonlarla adeziv simanların kombine kullanımını arttırmak ve tam seramikleri köprü yapımında kullanabilmek amacıyla lityum disilikat cam kor materyalinin kullanıldığı IPS Empress 2 seramik sistemi 1998 yılında Beall ve Echeverria tarafından geliştirilmiştir (Schweiger ve ark 1999, Raigrodski 2004a). Estetik açıdan oldukça tatminkar olan lityum disilikat cam seramikler, lösit cam seramikler gibi mum eliminasyonu ve ısı-basınç tekniği ya da prefabrike bloklardan freze tekniği ile elde edilmektedir, ancak işlem 920 ^{0}C'de yapılmaktadır (Raigrodski 2004b).

Günümüzde lityum disilikat seramiklerin en yenisi olan IPS Empress E-max presleme ve frezeleme teknikleriyle üretilerek final restorasyonun çoklu translusensi ve opasitesini sağlarlar. IPS e-M ax Press 2005 yılında IPS Empress 2 ile kıyaslanarak geliştirilmiştir. IPS Empress 2 gibi lityum disilikattan oluşan preslenebilir cam seramiktir, fakat farklı pişirme prosedürü uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapmaya imkan verir. Anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonlar, laminate veneerler ve köprüler için kor yapı olarak kullanılırlar (Ivoclar Vivadent 2005).



Şekil 1.10. IPS e-max press ingotlar

Bu restorasyonlar geleneksel feldspatik porselenlere göre beş kat daha güçlüdür. En büyük avantajı araştırmalarla desteklenmiş düşük kırılma oranıdır. Lityum disilikat çeşitli restoratif endikasyonlar için yeni seçenekler sunan estetik ve yüksek dayanıklılıkta bir materyaldir (Ritter 2010).

1.4. Ortodontide Porselen Yüzey Pürüzlendirme Teknikleri

Gerek ortodonti pratiğinde kullanılan materyallardeki estetik ve teknolojik gelişmeler, gerekse insanların sosyo-ekonomik seviyelerindeki düzelme ile insanlar estetik görünümlerine daha çok önem vermeye başlamıştır. Bu durum ortodontik tedaviye başvuran erişkin hastaların sayısında artışa neden olmuştur. Önceleri pediatrik ve adelosan olan yaş gurubu artık erişkin yaş gurubunu da kapsamaktadır.

Erişkin hastaların çoğunda restorasyonlar ve kron-köprü protezleri mevcut olduğu için ataçmanların simantasyonu problem oluşturmaktadır (Poosti ve ark 2012). Seramik yüzeylerin glazeli yapısı yapıştırıcı materyallerin direkt yapıştırılması sırasında materyalin tutunmasını engellemektedir. Bu sebeble simantasyon öncesi bağlanma dayanımını arttırmak amacı ile glazeli seramik yüzeyine; frezeleme, Al_2O_3 ile kumlama, asitleme, silan kaplama ve lazer uygulanmaktadır (Üşümez ve ark 2003, Yassaei ve ark 2013).

Seramik yüzeylerine direkt yapıştırma yapılması için yapıştırıcı materyalin tutunmasını engelleyen glazeli seramik yüzeyin pürüzlendirilmesi gereklidir. Elmas frezler veya zımpara diskleri ile yapılan aşındırmanın seramik glaze tabakasına geri dönüşümsüz hasar verdiği, braketlerin çıkarılması sonrası seramik içerisinde çatlaklar veya kopmalar meydana gelebileceği de vurgulanmıştır (Andreasen ve Stieg 1988).

Kumlama işlemi ortodontide debonding sonrasında diş yüzeyinde kalan artık simanların temizlenmesinde, düşen braketin iç yüzeyinin temizlenmesinde, çürüğün temizlenmesinde, kavite oluşturmada ve dişin pürüzlendirilmesinde kullanılmaktadır (Sonis 1996, Canay ve ark 2000, Gray ve ark 2006, Neuhaus ve ark 2010). Ağız içi kumlama cihazı ile yapılan pürüzlendirmede amaç, ortodontik yapıştırma için yüzey alanını artırmak ve yüzey gerilimini azaltmaktır (Zachrisson ve Buyukyilmaz 1993). Ancak kullanımı için özel alet gerektirmesi, hasta için rahatsız edici olması ve tek

başına uygulandığında klinik olarak yetersiz bağlanma dayanımı göstermesi gibi nedenler dezavantajları arasındadır (Kocadereli ve ark 2001, Wang ve ark 2008)

Seramik yüzeylerine direkt yapıştırma yapabilmek için mekanik pürüzlendirmenin yanı sıra kimyasal ajanlarla pürüzlendirme yapılmaktadır. Bu amaçla ortodontistler, 1980 yıllarının başında seramik laminate veneerlerin mikro tutuculuğunu artırmak için kullanılmaya başlanan seramik yüzeye asit uygulaması tekniğini kullanmaya başlamışlardır (Simonsen ve Calamia 1983). En sık kullanılan asit %9,6'lık hidroflorik asittir. Ancak bu uygulamanın bazı dezavantajları vardır. Hidroflorik asit yumuşak dokulara karşı toksik ve irritan olan oldukça güçlü bir asittir ve kullanımı sırasında çalışma bölgesinde dikkatli izolasyon, yüksek volümlü tükürük emici ile yıkama ve hemen kurutma gerektirir. Asidin yumuşak dokulardaki kostik etkisi ve klinik kullanımının tehlikeli olması alternatif arayışına yol açmıştır (Zachrisson ve Buyukyilmaz 1993). Ayrıca tüm seramik tiplerinin kimyasal olarak asitlenebilir özellikte olmadığı, bu nedenle alternatif teknikler gerektiği de savunulmuştur (Stabholz ve ark 2003).

Seramik yüzeye kimyasal pürüzlendirme sağlayan silan kaplamanın, seramik yüzey ile rezin kompozit arasındaki bağlanma dayanımını artırdığı fakat tek başına klinik ortodontide yeterli olamadığı birçok çalışmada gösterilmiştir. Bu yüzden silan, çeşitli kimyasal ve mekanik yüzey işlemleri ile beraber uygulanmaktadır (Newman ve ark 1984, Eustaquio ve ark 1988).

Son yıllarda lazerin tıp ve diş hekimliğinde kullanımı daha yaygın hale gelmiştir. Ortodontide yüzey pürüzlendirmede Er:YAG, Nd:YAG ve CO_2 gibi mikrosaniye lazerler kullanılarak çalışmalar yapılmış ve diğer geleneksel pürüzlendirme tekniklerine alternatif olabileceği gösterilmiştir (Akova ve ark 2005, Poosti ve ark 2012).

Ns ve ps lazerlerden sonra yeni bir teknoloji olan fs lazerler son yıllarda çeşitli tıbbi kliniklerde kullanılmaya başlanmıştır. Fs lazerler, 10^{-15} sn genişliğine ve farklı puls enerjilerine sahip lazer pulsları üretmektedir (Soong ve Malta 2009). Kabas ve ark (2013) fs lazer ile mine yüzeyinde yaptıkları çalışmada bağlanma dayanımını asit ile yapılan pürüzlendirme ile elde edilen sonuçlarla benzer

bulmuşlardır. Ancak literatürde seramik yüzeyinde fs lazer uygulaması yapılan ortodontik çalışmaya rastlanmamaktadır.

1.5. Simantasyon İşlemi

Ortodontide braketleri mine yüzeyine yapıştırmak amacıyla direkt ve indirekt olmak üzere iki yöntem kullanılmaktadır. İki yöntemde de sırasıyla yüzeyin temizlenmesi, yüzeyin hazırlanması, yüzeyin örtülmesi ve braketin yüzeye yapıştırılması işlemleri uygulanır. Günümüzde indirekt tekniğin kullanımı artmış olsada hekimlerin çoğu braket yapıştırmak için direkt yapıştırma tekniğini tercih etmektedir. Direkt yapıştırma ortodontik ataçmanların yüzeye doğrudan yapıştırılmasını ifade eder. Amerika Birleşik Devletleri'nde 2002 yılında yapılan bir ankete göre ortodontistlerin %90'ından fazlası rutin olarak direkt tekniği kullanırken indirekt yapıştırmayı kullanan ortodontistlerin oranı yaklaşık %10 olarak tespit edilmiştir (Keim ve ark 2002).

Bonding tekniğinde ataçmanların yapıştırılması için kullanılan çok sayıda farklı yapıştırıcı mevcuttur ve her geçen gün yeni materyaller üretilmektedir. Ancak farklı yapıştırıcı tipleri için temel yapıştırma tekniğinde üretici firma talimatlarına göre çok küçük değişiklikler gerekmektedir. Kullanılan sistem ne olursa olsun braketlerin yapıştırılmasında; transfer, pozisyonlandırma, uyumlandırma ve fazlalığın alınması prosedürleri uygulanmaktadır (Zachrisson 1994).

Transfer; ortodontistin braket tutucu ile braketi tutarak tabanına yapıştırıcıyı uygulayıp, hemen sonrasında braket dogru olduğu düşünülen pozisyonda diş yüzeyine yerleştirmesidir.

Pozisyonlandırma; braketin mesio-distal ve insizo-gingival olarak doğru konumlandırılmasıdır. Braketin dişin uzun eksenine göre uygun şekilde açılandırılması için yerleştirici el aleti kullanılır. Vertikal olarak doğru konumlandırılabilmesi için farklı ölçüm aletleri ve rehber ölçekler mevcuttur. Ağız aynası ile dişler üzerindeki braketlerin horizontal yönde konumlandırılması kontrol edilebilir.

Uyumlandırma; uygun pozisyona gelen brakete tek noktadan temas edilerek diş yüzeyine doğru sıkıca bastırılır. Bu şekilde braket tabanına yapıştırıcının

yayılması sağlanarak braketin kayması engellenir (Jost-Brinkmann ve ark 1992). Ayrıca braketin çıkarılması sırasında temizlenmesi gereken materyal azaltılır ve bağlanma direnci artırılır.

Fazlalığın alınması; braket uyumlandırıldıktan sonra, braket etrafına taşan yapıştırıcının el aletiyle sertleşmeden önce temizlenmesidir (Zachrisson 1978). Taşan yapıştırıcı, zamanla renk değiştirerek estetik olmayan bir görüntü oluşturur. Ayrıca braket etrafında plak birikimine, gingival irritasyon sonrası periodontal hasar oluşması ihtimaline karşı mutlaka kaldırılmalıdır. Bu işlemler sırasıyla yapılarak simantasyon işlemi gerçekleştirilir.

1.6. Bağlanma Testleri

Bağlanma dayanımı ölçümleri, adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirmede kullanılan yöntemlerdendir. Bu test yöntemleri stres tiplerine göre sınıflandırılmaktadır (El Zohairy ve ark 2003).

1.6.1. Mikrotensile (Çekme) Testi

Materyallerin birbirinden ayrılana kadar çekme kuvvetinin uygulandığı çekme testinde, bağlanan yüzeyler dik olarak uygulanan kuvvetle kırılmaktadır.

1.6.2. Mikrotensile Test Metodu

Mikrotensile test metodunun ortaya çıkış sebebi tek bir dişten çok sayıda örnek elde etmektir. Mikrotensile bağlantı testleri; esas örnekten elde edilen, yüzey alanı 1 mm^2 olan mikrobarların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1 mm/dak hızla çekilerek bağlantı direncinin kaydedildiği in vitro test yöntemidir. Birim alana düşen çekim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (El Zohairy ve ark 2004).

Mikrotensile testinde su soğutması altında örneklerden kesitler 2 şekilde alınmaktadır:

1. Örneklerden dikey yönde 1 mm kalınlığında kesitler alınıp, bağlantı bölgesine, bağlantı yüzey alanı 1,6 mm^2-1,8 mm^2 olacak şekilde, kum saati şekli verilir (Pashley ve ark 1995, Shono ve ark 1999, Üşümez 2001).

2. Örneklerden 1x1 mm'lik kesitler alınır ve kesit çubuklarına başka bir işlem yapılmadan teste tabi tutulur (Shono ve ark 1999, Üşümez 2001).

Mikrotensile Test Metodunun Avantajları:

1. Adeziv başarısızlık daha çok görülür.

2. Yüksek ara yüz bağlanma dayanıklılığı ölçülebilir.

3. Bölgesel bağlanma dayanıklılığı ölçümüne izin verir.

4. Tek bir diş için bile ortalama ve varyans değerleri hesaplanabilir.

5. Düzensiz yüzey üzerinde yapılan bağlanma testlerine izin verir.

6. Küçük alanların bağlanmalarının test edilebilmesini sağlar.

7.Yüzey alanı yaklaşık 1 mm^2 olduğundan, bağlanma yüzeylerinin başarısızlıklarının SEM değerlendirmesini kolaylaştırır (Pashley ve ark 1995, Schreiner ve ark 1998).

Mikrotensile Test Metodunun Dezavantajları:

1. Laboratuvar işlemleri zordur ve teknik hassasiyet gerektirir.

2. Bağlanma dayanıklılığı 5 Mpa' dan az olduğunda ölçmek zordur.

3. Özel ekipman gerektirir.

4. Örnekler çok küçük olduğu için kolaylıkla dehidrate olabilirler (Pashley ve ark 1995, Schreiner ve ark 1998).

1.6.3. Makaslama (Shear) Testi

Adeziv sistemlerin kesme kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı ölçülürken, genelde tabanı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır

ve örneğin koptuğu yük tespit edilir. Dikdörtgen tabanlı veya bıçak sırtı şeklinde olabilen bu uçlardan bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar, kesme kuvveti uygulanacağı zaman tercih edilmelidir, çünkü dikdörtgen tabanlı uçlar desteksiz kuvvet uygularken, bıçak sırtı şeklinde sonlanan uçlar örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uygular (Retief 1991, Üşümez 2001).

Makaslama kuvveti uygulanırken yükün uygulama hızı sonuç değerini etkileyen diğer bir parametredir. Yük uygulama hızı genellikle 0,5 mm/dk olup, birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (Al-Dohan ve ark 2004, Aboushelib ve ark 2006, Saito ve ark 2010).

Makaslama testi uygulaması kolay ve hızlı sonuç alınan bir yöntem olmasına rağmen, bağlantı bölgesinde homojen olmayan stres dağılımları meydana geldiği için eleştirilmektedir (DeHoff ve ark 1995). Örnek bünyesinde oluşan bu anormal stres konsantrasyonu çoğunlukla koheziv kırıkların gözlenmesine neden olmaktadır. Bu durum sonuçların yanlış yorumlanması, beklenenden daha düşük değerlerin elde edilmesi ve dolayısıyla materyallerin hatalı sıralanması ile sonuçlanabilmektedir (Aboushelib ve ark 2008, Saito ve ark 2010).

1.7. Termal Siklus Uygulaması

Ağız içerisinde yeme, içme ve nefes alma gibi fizyolojik fonksiyonlarla ısı değişiklikleri olmaktadır. Ağız içinde bulunan dental restoratif materyallerde bu nedenle ısı ve Ph değişikliklerine maruz kalmaktadır (Geis-Gerstorfer 1994, Gale ve Darvell 1999). Termal streslerin neden olduğu büzülme ve genleşmeler sonucu restorasyonlarda marjinal boşluk ve mikrosızıntı artmaktadır. Bu nedenle restorasyonların etkilendikleri ağız içerisindeki ısı değişikliklerini taklit etmede, restorasyonları in vitro şartlarda test eden termal siklus yöntemi kullanılır (Ölmez ve ark 1998, Barclay ve ark 2002).

ISO TR 11450 standardına göre (2003), sıcaklığı 5 °C ve 55 ºC olan su banyoları içerisine örneklerin 500 kez daldırılması şeklinde uygulanan termal siklus uygun bir yapay yaşlandırma test yöntemidir. Termal siklusta gerçekleştirilen 10000 tur yaklaşık 1 yıllık in vivo fonksiyona karşılık gelmektedir (Gale ve Darvell 1999).

Bu bulgularla karşılaştırıldığında ISO standardının önerdiği 500 siklus uzun dönem termal etkilerin taklit edilmesinde yetersiz kalabilir.

Ağız içi ortamın taklidi termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkisi iki şekilde olabilir:

1. Sıcak su kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırabilir ve yetersiz polimerize olmuş olan rezin oligomerlerin ortamdan uzaklaşmasına neden olabilir (Hashimoto ve ark 2000).
2. Restoratif materyallerin termal genleşme katsayısının mine ve dentine göre yüksek olması, diş ile biyomateryal ara yüzünde tekrarlanan genleşme ve büzülme streslerinin, marjinal boşluk ve mikrosızıntının artmasına neden olabilmektedir (Versluis ve ark 1996, Gale ve Darvell 1999, Ülker 2006, McCabe ve Walls 2008).

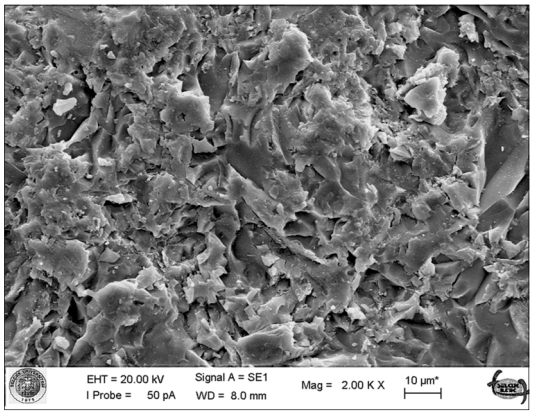
1.8. Porselen Yüzeylerin Topografik İncelenmesi

1.8.1. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)

Tarayıcı Elektron Mikroskobu diş dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede kullanılan yüzey analiz tekniklerinden birisidir (Cowan ve ark 1996). SEM, çizgisel tarama modeliyle işleyen yüksek enerjili eletronlarla örnek yüzeyini tarayarak görüntüler almaktadır. Elektronlar, örnek yüzeyinin topografisini, içeriğini ve elektrik iletkenliği gibi diğer özellikler hakkında örnekten bilgi sağlayan atomlarla temasa geçmektedir (Goldstein ve ark 2003).

Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur (Üşümez 2001). Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir (Goldstein ve ark 2003). Algılayıcıya ulaşan elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise bölge görüntüsü karanlık alınır. Bu şekilde örnek yüzeyinin gri tonlarında görüntüsü elde edilir (Watt 1996).

SEM' de 1-5 nm'den daha küçük boyuttaki detayları gösteren yüksek çözünürlüklü örnek yüzey görüntüleri gözlenebilmektedir. Çok dar elektron ışınlarına sahip olmasından dolayı SEM, bir örneğin yüzey özelliklerinin tespitinde uygun olan 3 boyutlu görüntü sağlamadaki geniş bir alan derinliğine sahiptir. (Goldstein ve ark 2003).



Şekil 1.11. Kumlanan seramik yüzeyin 2000 kez büyütülmüş SEM görüntüsü

SEM analizinde elektron etkileşimleri ile ortaya çıkan X ışınları, örnekte hacim kaybına neden olmamakta, dolayısıyla aynı materyali tekrar tekrar analiz etme olanağı sağlamaktadır. Bu nedenle SEM analizi "yıkıcı olmayan" bir yöntem olarak değerlendirilmektedir (Yüksel 2011).

1.8.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

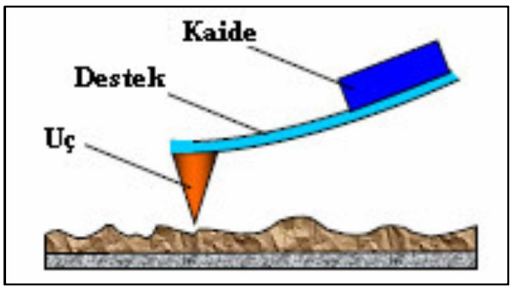
AFM, sıvı veya katı maddelerin yüzeyini analiz etmek için elektroniği, iletişimi, biyolojiyi, kimyayı, otomotivi, uzay bilimini ve enerji endüstrisini içeren teknolojilerde yaygın olarak kullanılır. Araştırılan materyaller ince veya kalın film şeklindeki kaplamalar, seramikler, kompozitler, camlar, yapay ve biyolojik zarlar, metaller, polimerler ve yarı iletkenlerdir. AFM aşınma, bağlanma, temizleme, korozyon, asitleme, sürtme, yağlama, kaplama ve parlatma çalışmalarında kullanılır. Nanometre (nm) seviyesinde, topoğrafik bir yüzey görüntüsü elde etmede ve moleküler arası kuvvetleri (nN, pN) ölçmede kullanılan bir sistemdir (Bourauel ve ark 1998, Aydın 2001, Dogan 2005).

X, Y ve Z-düzlemlerinde ölçüm yapabilen AFM temel olarak kontrol ünitesi, piezoelektrik tüp, bilgisayar ünitesi ve needle sensörden oluşmaktadır. Piezoelektrik

tüp needle sensörün 3 boyutta hareketini needle sensor tepesinde silisyum uç bulunan quartzdan oluşur. Quartz yaklaşık 1 MHz' lik frekansla salınım yapması için uyarılır. Needle sensörle 0,05 nm' den daha iyi bir (z) çözünürlüğü elde edilebilir. Kontrol ünitesi ise bilgisayara gönderdiği verilerle AFM yüzey görüntüsünü oluşturur. AFM' nin çalışma prensibi ise oldukça basittir. Quartz civarında frekans ile z yönünde salınmak için kullanılır. Yaklaşık 1 MHz frekansında temas etmeyen halde iğne ucu yukarı veya aşağı hareket eder (Dörterler 2007).

AFM'de çok hassas bir iğnenin (tip) yüzeyi taraması sonucunda atomlar arası kuvvetler nanonewton hassasiyeti ile ölçülür. Ölçülen yüzeyin özelliklerini büyük bir doğrulukla tespit edebilmek için, ucun uzaysal pozisyonunu ayarlamaya yarayan piezoelektrik güç vericileri kullanılır. Bu hareketten faydalanılarak bilgisayar ortamına aktarılan veriler, yazılım aracılığıyla derlenerek ya numunenin görüntüsü elde edilir ya da iğne ve numune arası etkileşimler ölçülür (Dörterler 2007).

AFM değerlendirmesi, daha büyük bir çözünme ve üç boyutlu bir görüntü elde edilmesini sağlar.Profilometre ve görsel değerlendirmeye kıyasla daha fazla detay verir (Folwaczny ve ark 1998, Demirel ve ark 2005, Tholt ve ark 2006). SEM incelemesinde, kimyasal olarak etkileşimsiz malzeme yüzeyinin önce karbon ya da altın ile kaplanmasına gerek vardır. AFM cihazıyla yapılan çalışmalarda ise böyle bir ön hazırlığa gerek duyulmadan, doğrudan yüzey görüntüleri elde edilebilir. AFM, 3 boyutlu bir yüzey görüntüsü üzerinde incelemeye olanak sağlamakla birlikte, yüzey pürüzlülüğü parametrelerini rakamsal olarak da verebilir. Ancak tarama yapılan saha, diğer yöntemlere göre küçük olduğundan, tekrarlanan ölçümlerde aynı sahayı yeniden bulmak zordur (Silikas ve ark1999, Teixeria ve ark 2005, Tholt ve ark 2006). AFM' nin çalışma prensibi, uç ile örnek yüzeyi arasındaki etkileşimli kuvvetin, elastik bir destek üzerine yerleştirilmiş özel bir prob vasıtasıyla ölçülmesidir. Örnek yüzeyinden tarayıcı uca kütle çekimi ile bir kuvvet uygulanır ve sonuçta ucu taşıyan destek eğilir. Destek eğimini ölçerek, uç ile yüzey arasındaki etkileşimli kuvveti de saptamak mümkündür (Mironov 2004).



Şekil 1.12. AFM probunun şematik görünümü (Mironov, 2004)

AFM'ler kontakt, yarı–kontakt ya da kontaksız olacak şekilde üç farklı modda tasarımlanır (Aydın 2001, Mironov 2004). Yüksek duyarlılıktaki kontaksız modda, desteğin salınımı aşamasındaki ve genişlikteki değişikleri saptamak için geri besleme mekanizmasına ihtiyaç vardır. Bunun için yarı-kontakt mod kullanılır. Bu teknikte, desteğin salınımı, 10–100 nm genişliğinde bir rezonans aralığına neden olur. Örnek yüzeyiyle kontakta olan uçta salınım oluşması için destek daha alçak seviyede örnek yüzeyine yaklaşır (Aydın 2001, Mironov 2004). Tarama boyunca, genişlikteki ve destek eğimindeki değişikler kaydedilir. Yarı kontakt modda yüzeyle destek arasındaki etkileşim boyunca, itme–çekme kuvvetleri (Van der walls) ve ayrıca, elastik kuvvetler meydana gelir (Aydın 2001, Mironov 2004).

Yarı-kontakt modda, AFM' nin iki ve üç boyutlu görüntüleri elde edilebilmektedir. Piezo-titreştirici, destek salınımının frekansını ve genliğini (A) saptar. Tarama boyunca, A0 seviyesine göre devam eden salınım genişliği operatör tarafından kaydedilir (A0<A). Geri besleme mekanizması sonucu oluşan voltaj, bilgisayara topoğrafik bir AFM görüntüsü olarak kaydedilir (Aydın 2001, Mironov 2004).

1.8.3. Yüzey Pürüzlülük Analizi

Profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılır. Cihazda, tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (Buorauel ve ark 1998, Jefferies 1998).

Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. Sıklıkla kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz/Rpm oranıdır (Whitehead ve ark 1995). Ra parametresi, bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır. Rz yüzey parametresi, art arda gelen beş parçada, ortalama tepe vadi yüksekliği olarak tanımlanır. Rpm yüzey parametresi, art arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır.

Ra ve Rz parametreleriyle karşıtlık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir. Rpm: Rz oranı önemli bir değerdir, çünkü profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0,5' den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0,5' den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir (Whitehead ve ark 1995, Martinez-Gomis ve ark 2003).

Bu bilgiler ışığında çalışmamızda Ti:Safir, Nd:YAG, Er:YAG lazerler ve geleneksel yöntemlerden hidroflorik (HF) asit ve kumlama kullanılarak hem feldspatik hem de IPS e-Max yüzeyler pürüzlendirilecek, yüzeyde oluşturulan pürüzlülüklerle;

1. Metal braketlerin porselen yüzeyine simantasyonunda bağlanma dayanımlarının makaslama test yöntemiyle değerlendirilmesi,
2. Porselen yüzeyinde kullanılan pürüzlendirme tekniklerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin değerlendirilmesi,
3. AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) ve SEM (Taramalı Elektron Mikroskop) analizleri ile yüzey topografisinin incelenmesi amaçlanmaktadır.

Elde edilen sonuçlarla; farklı porselen yüzeylerde yeterli ortodontik bağlanmayı sağlayacak en güvenli yöntemin tespit edilmesi hedeflenmektedir. Hipotezimiz Ti:safir lazerin uygulandığı yüzeylerde, konvensiyonel yöntemler kadar iyi pürüzlendirme sağlayabileceği ve yeterli bağlanma dayanımını göstereceğidir. Çalışmamızda bu hipotezin doğruluğu test edilecektir.

2. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, As Dental Diş Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirildi. Çalışmamızın yürütülebilmesi için 2013/07 sayılı ve 04.07.2013 tarihli Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurul Kararı alındı (Bkz Ek-A)

Çalışmamızda örnek sayısının belirlenmesinde güç analizi; G*Power (Version 3.0.10, Franz Faul Universitat, Kiel, Almanya) programı kullanıldı. Buna göre gruplar 1:1 oranında 0,30 etki alanında ve α=0,05 anlamlılık düzeyinde örnek sayısı 15 olduğunda % 95 den fazla (0,9507051) güce sahip olduğu tespit edildi.

Çalışmamıza feldspatik ve IPS e-Max olmak üzere iki farklı tipte seramik dâhil edildi. Seramik örnekler için kumlama, hidroflorik asit, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve Ti:Safir lazer uygulamasının olduğu beş farklı yüzey pürüzlendirme tekniği planlandı. Çizelge 2.1'de yüzey pürüzlendirme metodları üretici firmalarla birlikte özetlendi.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan yüzey pürüzlendirme metodları

Materyal	*Marka*	*Üretici Firma*
Kumlama	Korox 50	Bego, Bremen, Germany
HF Asit	IPS Ceramic Etching Gel(%5)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Nd:YAG Lazer	Fotona	At Fidelis, Ljubljana, Slovenya
Er:YAG Lazer	Fotona	At Fidelis, Ljubljana, Slovenya
Ti:Safir Lazer	Integra C-3.5	Quantronix, NY, USA

2.1. Porselen Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamıza feldspatik ve IPS e-Max olmak üzere 2 farklı tipte seramik dâhil edildi. Bu amaçla her gruptan 100 adet olmak üzere toplamda 200 örnek disk hazırlandı. Feldspatik seramik (IPS d.SIGN, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lichtenstein) örnekler hazırlanırken 2 mm kalınlıktaki nikel-krom kaideler içinde seramik 10x10x2 mm (boy x genişlik x kalınlık) ebatlarında olacak şekilde üretici firmanın talimatlarına göre hazırlandı. Lityum disilikat bazlı seramik (IPS e-Max, Ivoclar-

Vivadent, Schaan, Lichtenstein) örnekler metal kaide olmaksızın yine 10x10x2 mm (boy x genişlik x kalınlık) ebatlarına sahip olacak şekilde üretici firma talimatlarına uygun şekilde hazırlandı. Bütün disklerin yapıştırma yüzeyleri 400, 500, 600, 800 gritlik silikon karbit su zımparaları kullanılarak zımparalandı ve OptraFine Assortment (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ile parlatıldı. Daha sonra yüzeyler etanol ile temizlendi ve dikkatli bir şekilde hava ile kurutuldu. Örneklerin hepsi yüzeyde herhangi bir artık kalmaması için % 99'luk aseton içeren ultrasonik temizleyici (Biosonic JR Coltène Whaledent) içerisinde 5 dk bekletildi ve kurutuldu.



Şekil 2.1. Seramik örnekler

2.2. Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirmesi

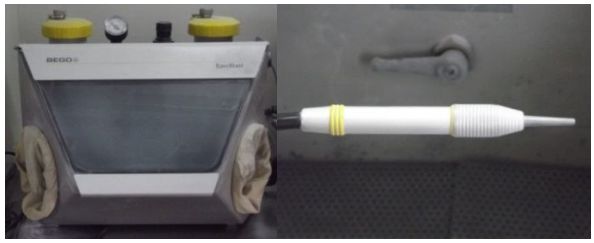
Bütün seramik disklerin yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı (Mitotoyo Surf Test SJ 201 P/M; Mitutoyo Corp, Takatsu-ku, Japan) ile yüzeyler pürüzlendirilmeden önce ve sonra değerlendirildi. Pürüzlülük profil değeri, yarıçapı, 5 µm olan elmas bir uçla 0,75 mN sabit bir yük altında seramik yüzeyi boyunca 0,5 mm/s hızla ve 350 µm aralığında mikrometre olarak ölçüldü. Profilometre cihazı standart hassas referans örneği kullanılarak kalibre edildi. Her örnek için, 3 farklı yönden (paralel dikey ve oblik) 3'er ölçüm yapılarak, bir yüzeyde toplam 9 ölçüm yapıldı. Bu 9 yüzey pürüzlülük ölçümlerinin ortalaması alınıp her numune için skor olarak kaydedildi.

2.3. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Seramik yüzeylerin hepsine çizelge 2.1 de gösterilen yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulandı.

2.3.1. Kumlama ile Pürüzlendirme İşlemi (Kumlama):

Ağız içi kumlama cihazı yardımıyla (Bego easyblast Sandblaster, Bremen, Germany) 50 µm boyutunda Al_2O_3 partikülleri 2,5 bar basınç altında, örnek yüzeyine dik olacak şekilde, 10 mm uzaklıktan, 20 sn süresince uygulandı (Resim 2.2). Daha sonra örnekler 30 sn boyunca hava-su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu.



Şekil 2.2. Kumlama cihazı

2.3.2. Asit ile Pürüzlendirme İşlemi (HF asit):

Hidroflorik asit jel, %5'lik, (IPS Ceramic Etching Gel; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Resim 2.3) feldspatik seramik örnek yüzeyine 60 sn, e-max seramik örnek yüzeyine 20 sn süreyle uygulandı. Pamuk rulo ile asit uzaklaştırıldıktan sonra örnekler 20 sn süreyle basınçlı su ile yıkandı ve 20 sn hava ile kurutuldu.



Şekil 2.3. Örneklere uygulanan hidroflorik asit

2.3.3. Nd:YAG Lazer ile Pürüzlendirme İşlemi:

Seramik örnekler üretici firma talimatlarına göre 1064 nm dalga boyunda, MSP (Maxi Short Pulse) modunda, pulsasyon genişliği 150 mikrosaniye (µs), pulsasyon sıklığı 20 Hertz (Hz) ve gücü 2 W olan Nd:YAG lazer (Fotona, At Fidelis, Ljubljana, Slovenya) uygulandı. Cihaz, hava ve suyla, non kontak modda, pulsasyon enerjisi 100 mJ, enerji yoğunluğu 141,54 J/cm^2 olacak şekilde seramik yüzeylerinden

1 mm uzaklıktan homojen bir yüzey elde etmek için elle süpürme hareketi yaparak tek bir kişi tarafından (E.A.E) tüm yüzeye 20 sn boyunca uygulandı (Resim 2.4).



Şekil 2.4. Nd:YAG lazer cihazı ve uygulanan parametre

2.3.4. Er:YAG Lazer ile Pürüzlendirme İşlemi:

Seramik örneklere üretici firma talimatlarına göre 2940 nm dalga boyunda, MSP (Maxi Short Pulse) modunda, 1,3 probe çapı ile pulsasyon genişliği 100 µs, pulsasyon sıklığı 20 Hz ve gücü 1,6 W olan Er:YAG lazer (Fotona, At Fidelis, Ljubljana, Slovenya) uygulandı. Cihaz, hava ve suyla, non kontak modda, pulsasyon enerjisi 80 mJ olacak şekilde seramik yüzeylerinden 1 mm uzaklıktan homojen bir yüzey elde etmek için elle süpürme hareketi yaparak tüm yüzeye tek bir kişi tarafından (E.A.E) 15 sn boyunca uygulandı (Resim 2.5).

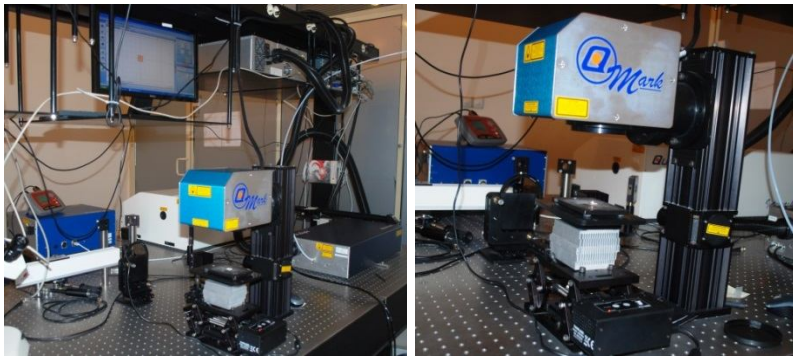


Şekil 2.5. Er:YAG lazer cihazı ve uygulanan parametre

2.3.5. Ti:Safir Lazer ile Pürüzlendirme İşlemi:

Seramik örneklere, 800 nm dalga boyunda, 90 fs pulsasyon genişliğinde puls enerjisi 225 µJ, gücü 0,45 W olan 1 kHz pulsasyon sıklığında fs lazer (Integra-C-3.5, Quantronix, NY, USA) demeti, galvanometrik tarayıcıların ve f=118 mm (odak noktası) olan f-theta lensin kullanıldığı mikroişleme sistemi (Q-Mark, Quantronix,

NY, USA) ile 30 mm/s markalama hızında (lazer demetinin yüzeyde ilerleme hızı), 125 mm/s geçiş hızında, tekrar sayısı 5 olacak şekilde uygulandı (Resim 2.6). Literatürde seramik yüzeyine fs lazer ile yapılan çalışma olmadığı için parametreleri belirlemek amacıyla pilot çalışma yapıldı. Pilot çalışmada, yukarıda verilen işleme parametreleri ile 5 ve 10 tekrarlama sayısı kullanılarak, 0,45 W; 0,55 W; 0,65 W; 0,80 W pulsasyon güçlerinde çalışıldı. Pilot çalışma sonunda yüzeylerin SEM görüntülerine bakılarak, yüzeyde en iyi pürüzlendirmeyi sağlayan tekrarlama sayısı 5, pulsasyon gücü 0,45 W olan parametre olduğu görüldü. Çalışmada kullanılacak parametreler pilot çalışmanın sonuçlarına göre belirlendi.



Şekil 2.6. Ti:Safir lazer cihazı

2.4. SEM ve AFM Görüntüleri için Örneklerin Hazırlanması

SEM ve AFM analizleri için ayrı ayrı her gruptan 2'şer tane 10 adet feldspatik ve 10 adet e-Max olacak şekilde 20'şer örnek, yüzey pürüzlendirme işleminden sonra, 2'şer tane de hem feldspatik hem e-Max örnekten yüzey pürüzlendirmesi yapılmadan kontrol grubu olarak kullanmak üzere, her gruptan 22'şer tane toplamda 44 örnek ayrıldı.

2.5. Silan Uygulama

Tüm gruplarda pürüzlendirme işlemi sonrasında örnek yüzeyleri yıkanıp kurutulduktan sonra fırça yardımıyla tek kat halinde silan (Monobond-S, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) (Resim 2.7) sürüldü ve kurumaya bırakıldı.



Şekil 2.7. Örneklere uygulanan silan

2.6. Braketlerin Yapıştırılması

Tüm yüzey değiştirme teknikleri uygulandıktan sonra örnekler braketlerin yapıştırılması için hazır hale geldi. Yapıştırma işlemi her seferinde aynı araştırıcı (E.A.E) tarafından yapıldı. İşlem görmüş seramik yüzeylerine toplam 150 adet metal (Dentaurum, Ispringen, Germany) alt keser braketi yapıştırıldı. Braket kaidesine yapıştırıcı rezin (Transbond XT, 3M Unitek, USA) uygulanarak hazırlanmış seramik yüzeye braket tutucu aracılığı ile yerleştirildi. Hafif basınçla fazla rezinin kenarlardan taşması sağlandı ve fazlalıklar temizlendi. Sonrasında 20 sn süreyle ışık (Elipar™ S10 LED Curing Light, 3M Unitek, Monrovia, California, USA) uygulanarak yapıştırıcı rezinin polimerizasyonu sağlandı (Resim 2.8).



Şekil 2.8. Braketlerin yapıştırılmasında kullanılan yapıştırıcı ve ışık cihazı

2.7. Termal Siklus Uygulaması

Braketler yapıştırıldıktan sonra örnekler 24 saat süreyle 37 °C' lik distile suda bekletildi ve termal siklus cihazına (Thermal Cycler Tester, Dental Teknik, Konya, Türkiye) yerleştirildi. Örnekler, 5-55 °C sıcaklık değişimleri arasında, banyoda kalma süresi 30 s, banyolar arası transfer süreleri 15 sn olan 5000 devirlik termal siklusa tabi tutuldu (Resim 2.9).

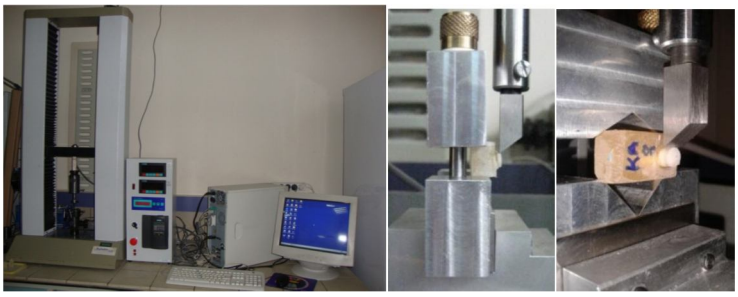


Şekil 2.9. Termal siklus cihazı

2.8. Makaslama (Shear Bond Strength) Testi

Termal siklus işleminden sonra yapıştırılan braketlerin basma dayanıklılığı universal test cihazı (TSTM 02500, Elista Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) ile değerlendirildi. Örneği cihaz üzerinde sabit tutacak bir düzenek hazırlandı. Bıçak sırtı şeklinde sonlanan yükleme ucu seramikin braket yapıştırılmış yüzeyine paralel olacak şekilde sabitlendi. Seramik-braket ara yüzeyine braket ayrılana kadar 0,5 mm/dakika hızla basma kuvveti uygulandı (Resim 2.10). Braketin seramik yüzeyinden ayrıldığı andaki kuvvet değeri Newton (N) olarak kaydedildi. Daha sonra aşağıdaki formül kullanılarak megapascal (MPa)'a çevrildi ve sonuçlar makaslama bağlanma dayanım değerleri olarak kaydedildi. Çalışmamızda daha önce yapılan çalışmalar referans alınarak 6 MPa altında bağlanma dayanımı gösteren pürüzlendirme yöntemleri yetersiz kabul edildi (Reynold 1976, Zachrisson 1994, Barbosa ve ark 1995, Schmage ve ark 2003, Poosti ve ark 2012).

MPa=N (uygulanan kuvvet) / mm^2 (yüzey alanı)



Şekil 2.10. Makaslama testinin uygulanması

2.9. Fraktür Analizi

Makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra fraktür yüzeyleri stereomikroskopta (Olympus SZ 40, Olympus Optical Co. Ltd, Tokyo, Japan) x40 büyütmede incelendi (Resim 2.11). Başarısızlık tipleri adeziv (siman ve seramik arasında tam ayrılma), koheziv (seramiğin kendi içinde olan ayrılması) ve karma (adeziv ve koheziv başarısızlığın birlikte görüldüğü) olarak belirlendi (Shahabi ve ark 2012).



Şekil 2.11. Stereomikroskop

2.10. SEM Analizi

SEM analizi Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yapıldı. Pürüzlendirilen örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi amacıyla her gruptan birer örnek SEM'de incelendi (sf 41). SEM analizi öncesi örnek kurutulup aluminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlendi. Bir püskürtme cihazı yardımıyla örnek yüzeyi 200 A° kalınlığında altın ile kaplandı (Resim 2.12). Farklı büyütmelerde yüzey görüntüleri alındı. Elde edilen SEM görüntülerinde yüzey pürüzlendirme tekniklerinin farkları değerlendirildi.

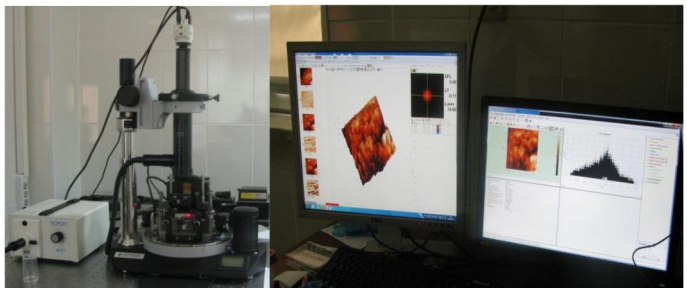


Şekil 2.12 Altın kaplama cihazı, kaplanmış örnekler ve SEM cihazı

2.11. AFM Analizi

AFM analizi Selçuk Üniversitesi ileri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yapıldı. Her gruptan birer örnek iki farklı seramik sisteminde (Feldspatik, IPS Empress e-Max) 5 farklı yüzey işleminin (kumlama, HF asit, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer, Ti:Safir lazer) etkisini görmek için AFM (NTEGRA Solaris, NTMDT, Russia) analizi ile incelendi (sf 41). Her grup için toplam 12 yüzey pürüzlülük değeri elde edildi. Dijital görüntüler atmosfere açık ortamda elde edildi. 0,01- 0,025- Ω cm altın içerikli silikon uç non-kontak modda kullanıldı. Dikey pozisyondaki değişimlere göre görüntünün yüksekliği belirlenip, yüksekliğin miktarına göre de açık ve koyu alanlar oluşturuldu.

Sabit titreşim genişliğinde uç ile örnek mesafesi sabit tutuldu. Sabit tarama hızıyla her bir yüzey için 10 µm x 10 µm, 25 µm x 25 µm ve 50 µm x 50 µm alanlarında iki boyutlu ve üç boyutlu olarak dijital görüntüler mikroskobun kendi bilgisayar yazılımıyla (Nova 1.1.0.1773) elde edildi (Resim 2.13).



Şekil 2.13. AFM cihazı ve kullanılan analiz programı

2.12. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel değerlendirme için SPSS istatistik paket programı (SPSS/PC Version 20.0; SPSS Inc, Chicago, IL, USA) kullanıldı.

Seramik sistemlerinin brakete olan bağlanma dayanımı (MPa) arasındaki ilişkiyi incelemek için elde edilen makaslama bağlanma dayanımına etki eden faktörlerin belirlenmesi amacıyla verilere iki yönlü varyans analizi (Two-way ANOVA) uygulandı. İki yönlü varyans analizi'nin uygulanabilmesi için gerekli olan normallik değerlendirilmesi Shapiro-Wilks normalite testi ile, varyansların homojenliğinin değerlendirilmesi Levene testi ile yapıldı. İki yönlü varyans analizi

sonucu gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilen yüzey işlemleri için hangi yüzey işleminin daha etkin olduğunu ve hangileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu tespit etmek için Tukey HSD ikili karşılaştırma testinden yararlanıldı. Faktörlerin etki büyüklüğünün belirlenmesi için Kısmi Eta-Kare İstatistiği (Partial Eta Squared)' nden yararlanıldı.

Kısmi Eta-Kare İstatistiği (Partial Eta Squared), Varyans Analizi'nde değişkenlerin kısmi etkilerini belirlemek için kullanılan bir katsayıdır. Bu katsayı 0 ile 1 arasındadır. Katsayı 0'a yaklaştıkça etki azalırken, 1'e yaklaştıkça etki kuvvetlenmektedir (Brown ve ark 1991).

Bütün seramik disklerin yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı ile yüzeyler pürüzlendirilmeden önce (T_1) ve sonra (T_2) kaydedildi. Shapiro-Wilks normalite testi ile verilerin normalliği değerlendirildi. Feldspatik ve IPS empress e-Max seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkisini değerlendirmek amacıyla normal dağılım göstermediği tespit edilen verilerin istatistiksel önemi parametrik olmayan eşleştirilmiş iki örneklem testi (Wilcoxon testi) ile değerlendirildi.

Seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkisini karşılaştırmak amacıyla T_2-T_1 farkına bakılarak yüzeyde oluşan pürüzlülükte hangi yüzey işleminin daha etkin olduğu iki yönlü varyans analizi ile değerlendirildi. İki yönlü varyans analizi'nin uygulanabilmesi için gerekli olan normallik değerlendirilmesi Shapiro-Wilks normalite testi ile, varyansların homojenliğinin değerlendirilmesi Levene testi ile yapıldı. İki yönlü varyans analizi sonucu gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilen yüzey işlemleri için hangi yüzey işleminin daha etkin olduğunu ve hangileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu tespit etmek için Tukey HSD ikili karşılaştırma testinden yararlanıldı. Faktörlerin etki büyüklüğünün belirlenmesi için Kısmi Eta-Kare İstatistiği' nden yararlanıldı.

Yüzey pürüzlendirme teknikleri ile kopma tipleri kategorik değişkenler olduğu için aralarındaki ilişki Fisher Exact testi ile belirlendi.

Seramik sistemlerine uygulanan yüzey işlemleri ile bağlanma dayanımı (MPa) değerleri arasındaki ilişkiyi değerlendirmek için pearson korelasyon analizi kullanıldı.

3. BULGULAR

3.1. Yüzey Pürüzlülük Bulguları

Bütün seramik disklerin yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı ile yüzeyler pürüzlendirilmeden önce (T_1) ve sonra (T_2) kaydedildi. Feldspatik ve IPS Empress e-Max seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkisini değerlendirmek amacıyla Shapiro-Wilks normalite testi ile verilerin normalliği değerlendirildi. Normal dağılım göstermediği tespit edilen verilerin istatistiksel önemi parametrik olmayan eşleştirilmiş iki örneklem testi (Wilcoxon testi) ile değerlendirilmiş olup, Çizelge 3.1 ve Çizelge 3.2'de sonuçları verildi.

Çizelge 3.1. IPS empress e-Max seramik için Wilcoxon Testi sonuçları

IPS empress e-Max	***T_1(n=15)***		***T_2(n=15)***		***Test***	***p***
	Ort	***SS***	***Ort***	***SS***		
Kumlama	0,167	0,0263	2,285	0,1358	-3,408	0,001*
HF asit	0,151	0,0232	2,362	0,1677	-3,409	0,001*
Nd:YAG lazer	0,164	0,0241	1,091	0,1704	-3,408	0,001*
Er:YAG lazer	0,165	0,0238	1,230	0,1859	-3,408	0,001*
Ti:Safir lazer	0,164	0,0362	5,110	0,2353	-3,412	0,001*

T_1, T_2:Pürüzlendirme öncesi ve pürüzlendirme sonrası yapılan ölçüm değerleri
**: Wilcoxon testi sonucu farklılık bulunan değişkeni ifade eder.*
Test: Parametrik olmayan Wilcoxon test sonucu, p:istatiksel anlamlılık değeri

Yüzey işlemlerinin IPS Empress e-Max seramik için yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkisinin değerlendirilmesinde parametrik olmayan eşleştirilmiş iki örneklem testi sonuçlarına göre; kullanılan bütün yüzey işlemlerinin yüzeyde istatiksel olarak önemli pürüzlendirme yaparak yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı görüldü ($p=0,001<0,05$) (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.2. Feldspatik seramik için Wilcoxon Testi sonuçları

Feldspatik	***T_1(n=15)***		***T_2(n=15)***		***Test***	***p***
	Ort	***SS***	***Ort***	***SS***		
Kumlama	0,404	0,0360	2,866	0,1637	-3,408	0,001*
HF asit	0,397	0,0416	2,798	0,2089	-3,408	0,001*
Nd:YAG lazer	0,408	0,0458	1,488	0,1780	-3,408	0,001*
Er:YAG lazer	0,398	0,0379	1,319	0,1738	-3,409	0,001*
Fs Ti:Safir lazer	0,400	0,0386	5,080	0,2084	-3,410	0,001*

T_1, T_2:Pürüzlendirme öncesi ve pürüzlendirme sonrası yapılan ölçüm değerleri
**: Wilcoxon testi sonucu farklılık bulunan değişkeni ifade eder.*
Test: Wilcoxon test sonucu, p:istatiksel anlamlılık değeri

Yüzey işlemlerinin feldspatik seramik için yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkisinin değerlendirilmesinde parametrik olmayan eşleştirilmiş iki örneklem testi sonuçlarına göre, kullanılan bütün yüzey işlemlerinin yüzeyde istatiksel olarak önemli pürüzlendirme yaparak yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı görüldü ($p=0,001<0,05$) (Çizelge 3.2).

Seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkisini karşılaştırmak amacıyla T_2-T_1 farkına bakılarak yüzeyde oluşan pürüzlülükte hangi yüzey işleminin daha etkin olduğu iki yönlü varyans analizi ile araştırıldı. Elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerine varyansların homojenliğinin değerlendirilmesi Levene testi ile yapıldı (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3. Levene testi sonuçları

Levene's Testi(F)	***SD_1***	***SD_2***	***p***
1,468	9	140	0,165

sd: Serbestlik Derecesi, p:istatiksel anlamlılık değeri

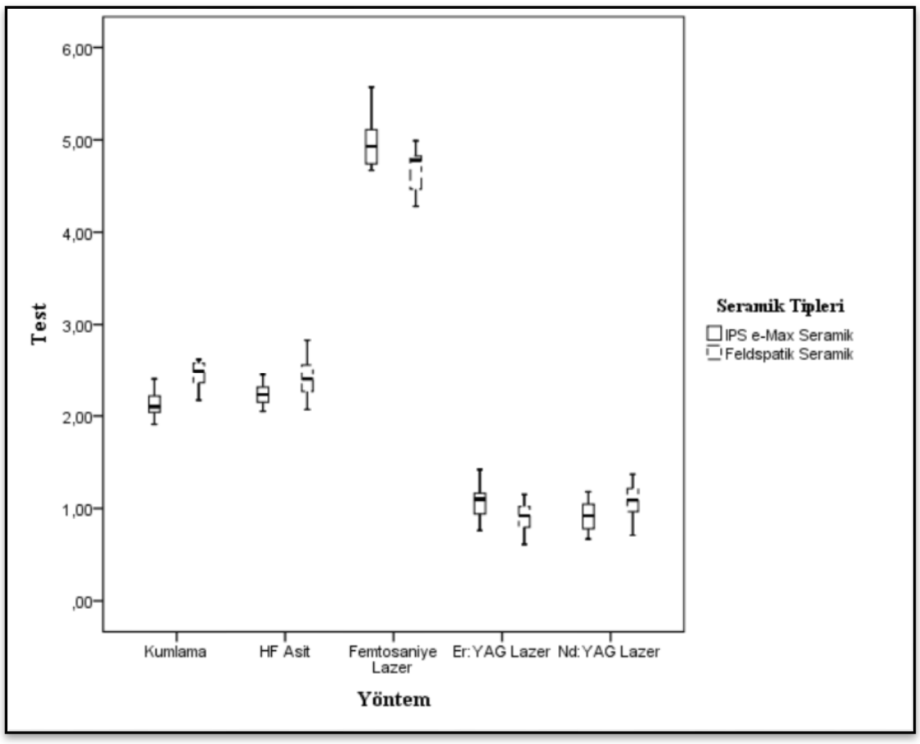
Levene varyansların eşitliği testi sonucuna göre, varyansların homojen dağıldığı görüldü ($p=0,165>0.05$).

Seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkisini karşılaştırmak amacıyla normal ve homojen dağılım gösterdiği tespit edilen verilere iki yönlü varyans analizi yapıldı. Çizelge 3.4 ve Grafik 3.1'de iki yönlü varyans analizi sonuçları verildi.

Çizelge 3.4. İki yönlü varyans analizi sonuçları

Etki Faktörleri(Varyasyon Kaynağı)	***sd***	***KT***	***KO***	***F***	***p***
Seramik	1	0,09500	0,0950	2,74100	0.100
Yüzey İşlemi	4	290,617	72,654	2090,483	0.000*
Seramik*Yüzey İşlemi	4	1,96100	0,4900	14,1060	0.000

sd: Serbestlik Derecesi, KT: Kareler Toplamı, KO: Kareler Ortalaması
**:Test sonucu etkili olan değişken(p<0.05), p:istatiksel anlamlılık değeri*



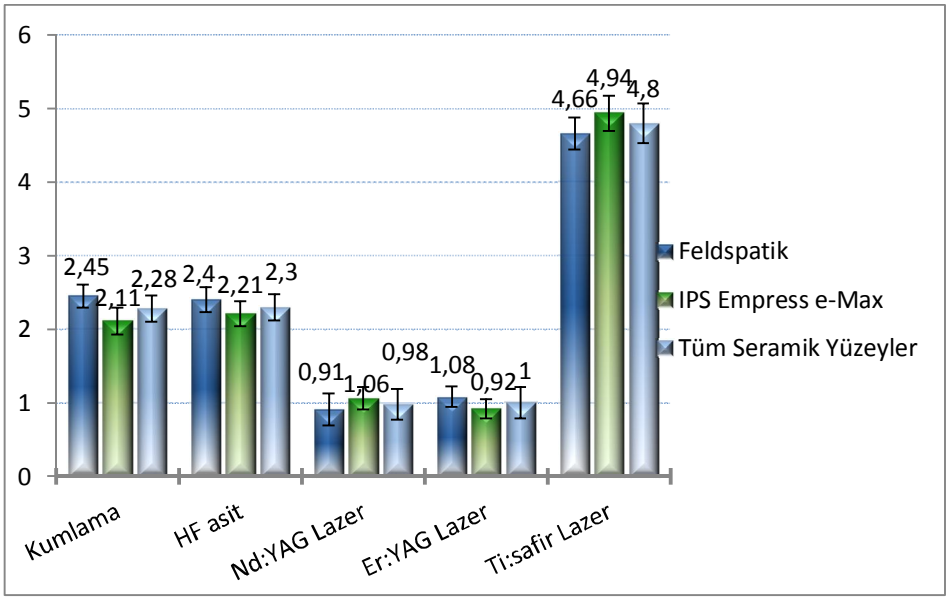
Şekil 3.1. Yüzey Pürüzlülüğüne Etki Eden Pürüzlendirme Yöntemlerinin Kutu Grafiği (Box Plot)

Seramik yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkisinin karşılaştırılmasının sonuçları iki yönlü varyans analizine göre değerlendirildiğinde seramik sistemlerinin yüzey pürüzlülüğünü etkilemediği (*p=0,1>0,05*), yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğünü etkilediği (*p=0,00<0,05*), seramik sistemleri ve yüzey işlemleri arasında da etkileşim olduğu gözlendi (*p=0,00<0,05*) (Çizelge 3.4). Bu sonuçlar aynı zamanda test değerine etki eden yüzey işlemlerinden en az bir tane yüzey işleminin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin farklı olduğunu gösterdi.

İki yönlü varyans analizi sonucu gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilen yüzey işlemleri için hangi yüzey işleminin daha etkin olduğunu ve hangileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu tespit etmek için Tukey HSD ikili karşılaştırma testinden yararlanıldı. Bu ikili karşılaştırma testi uygulanırken gruplar arası varyansların homojenliği testi göz önünde bulunduruldu (*Levene test=1,468; p=0,165>0,05*). Grupların ortalama pürüzlülük farkı ve standart sapma değerleri Çizelge 3.5'de; grupların ortalama bağlanma ve standart sapma değerleri Grafik 3.2'de verildi.

Çizelge 3.5. Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

Gruplar	*Feldspatik(n=15)*		*IPS Empress e-Max(n=15)*		*Toplam(n=30)*	
	Ort	*SS*	*Ort*	*SS*	*Ort*	*SS*
Kumlama	2,45	0,14	2,11	0,13	2,28	0,21
HF asit	2,40	0,22	2,21	0,15	2,30	0,21
Nd:YAG lazer	1,08	0,17	0,92	0,17	1,00	0,18
Er:YAG lazer	0,91	0,16	1,06	0,18	0,98	0,18
Fs Ti:Safir lazer	4,66	0,22	4,94	0,24	4,80	0,27



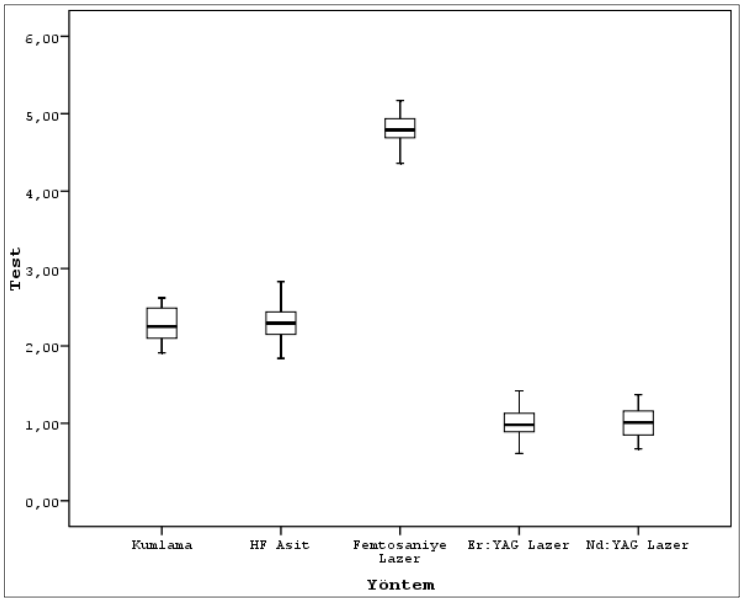
Şekil 3.2. Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

Seramik sistemin yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılmasında fs Ti:Safir lazer (4,80 µm) uygulanan grup en yüksek ortalama pürüzlülük değeri gösterdi. Bunu sırasıyla HF asit (2,30 µm) ve kumlama (2,28 µm) takip etti. Nd:YAG lazer (1,00 µm) ve Er:YAG lazer (0,98 µm) en düşük ortalamaya sahip gruplar olarak bulundu (Çizelge 3.5, Grafik 3.2).

Yüzey pürüzlülüğüne etki eden faktörler üzerine uygulanan Tukey HSD post-hoc testi sonuçları için Çizelge 3.6 ve Grafik 3.3'den; faktörlerin etki büyüklüğünün belirlenmesinde kullanılan Kısmi Eta-Kare İstatistiği sonuçları için Çizelge 3.7'den yararlanıldı.

Çizelge 3.6. Tukey HSD Post-Hoc Testi Sonuçları

Yöntem(i)	*Yöntem(j)*	*Ortalama Farkı(i-j)*	*p*
Kumlama	***HF asit***	-0,019	0,994
	Fs Ti:Safir lazer	-2,512	0,000
	Er:YAG lazer	1,298	0,000
	Nd:YAG lazer	1,283	0,000
HF asit	***Kumlama***	0,019	0,994
	Fs Ti:Safir lazer	-2,493	0,000
	Er:YAG lazer	1,317	0,000
	Nd:YAG lazer	1,302	0,000
Nd:YAG lazer	***Kumlama***	-1,283	0,000
	HF asit	-1,302	0,000
	Fs Ti:Safir lazer	-3,796	0,000
	Er:YAG lazer	0,014	0,998
Er:YAG lazer	***Kumlama***	-1,298	0,000
	HF asit	-1,317	0,000
	Fs Ti:Safir lazer	-3,810	0,000
	Nd:YAG lazer	-0,014	0,998
Fs Ti:Safir lazer	***Kumlama***	2,512	0,000
	HF asit	2,493	0,000
	Er:YAG lazer	3,810	0,000
	Nd:YAG lazer	3,796	0,000



Şekil 3.3. Yüzey Pürüzlülüğüne Etki Eden Pürüzlendirme Yöntemlerinin Kutu Grafiği(Box Plot)

Tukey HSD çoklu karşılaştırma testine göre; kumlama grubu yüzey pürüzlülüğü açısından HF asit uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi (*p=0,994>0,05*). Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve

Ti:Safir lazer uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.6).

HF asit grubu yüzey pürüzlülüğü açısından kumlama uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,994>0,05$). Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve Ti:Safir lazer uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.6).

Nd:YAG lazer grubu yüzey pürüzlülüğü açısından Er:YAG lazer grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,998>0,05$). HF asit, kumlama ve Ti:Safir lazer, uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında; istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.6).

Er:YAG lazer grubu yüzey pürüzlülüğü açısından Nd:YAG lazer grubu ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,998>0,05$). HF asit, kumlama ve Ti:Safir lazer, uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.6).

Ti:Safir lazer grubu yüzey pürüzlülüğü açısından; kumlama, HF asit, Er:YAG lazer ve Nd:YAG lazer uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.6).

Çizelge 3.7. İki yönlü varyans analizi'nde etki büyüklüklerinin belirlenmesi

Gruplar	***B***	***p***	***Kısmi Eta-Kare İstatistiği***	***Sonuç***
Kumlama	1,376	0,000	0,745	Etkili
HF asit	1,321	0,000	0,729	Etkili
Nd:YAG lazer	-0,203	0,280	0,001	Etkili değil
Er:YAG lazer	-0,168	0,015	0,042	Etkili
Fs Ti:Safir lazer	3,589	0,000	0,952	Etkili

B: Parametre katsayı tahmini, p:istatiksel anlamlılık değeri

Elde edilen bulgulara göre, yüzey pürüzlülüğüne en çok etki eden yöntemin %95,2 ile fs Ti:Safir lazer olduğu tespit edildi. Bunu sırasıyla HF asit, kumlama ve Er:YAG lazer takip etti. Nd:YAG lazer'in bağlanma dayanımını etkilemediği gözlendi (Çizelge 3.7)

3.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları

Feldspatik ve IPS Empress e-Max seramik yüzeylere pürüzlendirme işlemi uygulanıp, braketler yapıştırıldıktan sonra, termal siklusa maruz bırakılan örnekler makaslama testine tabi tutuldu.

Seramik sistemlerinin brakete olan bağlanma dayanımı (MPa) arasındaki ilişkiyi incelemek için elde edilen makaslama bağlanma dayanımına etki eden faktörlerin belirlenmesi amacıyla verilere iki yönlü varyans analizi uygulandı. Elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerine varyansların homojenliğinin değerlendirilmesi Levene testi ile yapıldı (Çizelge 3.8).

Çizelge 3.8. Levene testi sonuçları

Levene's Testi(F)	***SD_1***	***SD_2***	***p***
0,547	9	140	0,838

sd: Serbestlik Derecesi, p:istatiksel anlamlılık değeri

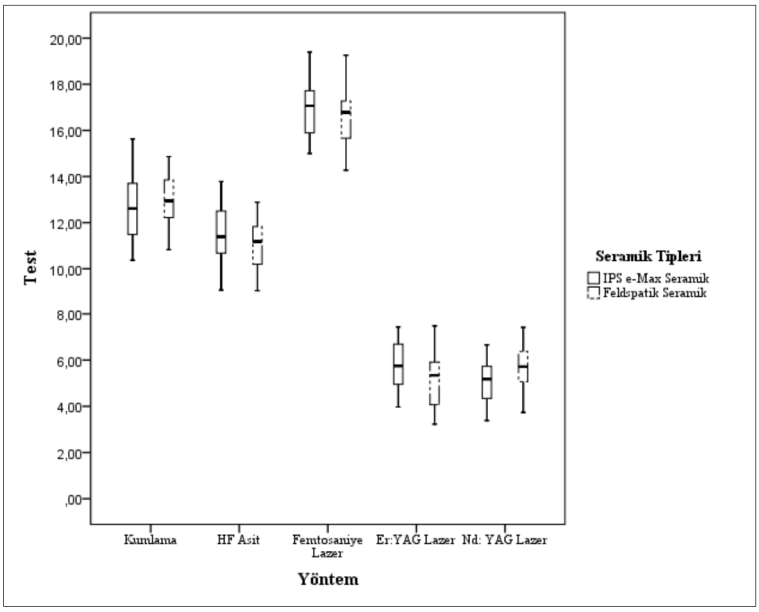
Levene varyansların eşitliği testi sonucuna göre, varyansların homojen dağıldığı görüldü (*p=0,838>0,05*).

Makaslama bağlanma dayanımına etki eden faktörlerin belirlenmesi amacıyla normal ve homojen dağılım gösterdiği tespit edilen verilere iki yönlü varyans analizi yapıldı. Çizelge 3.9 ve Grafik 3.4'de iki yönlü varyans analizi sonuçları verildi.

Çizelge 3.9. İki yönlü varyans analizi sonuçları

Etki Faktörleri(Varyasyon Kaynağı)	***sd***	***KT***	***KO***	***F***	***p***
Seramik	1	0,397	0,397	0,248	0,620
Yüzey İşlemi	4	2907,897	726,974	453,784	0,000*
Seramik*Yüzey İşlemi	4	9,134	2,283	1,425	0,229

sd: Serbestlik Derecesi, KT: Kareler Toplamı, KO: Kareler Ortalaması
**:Test sonucu etkili olan değişken(p<0,05), p:istatiksel anlamlılık değeri*



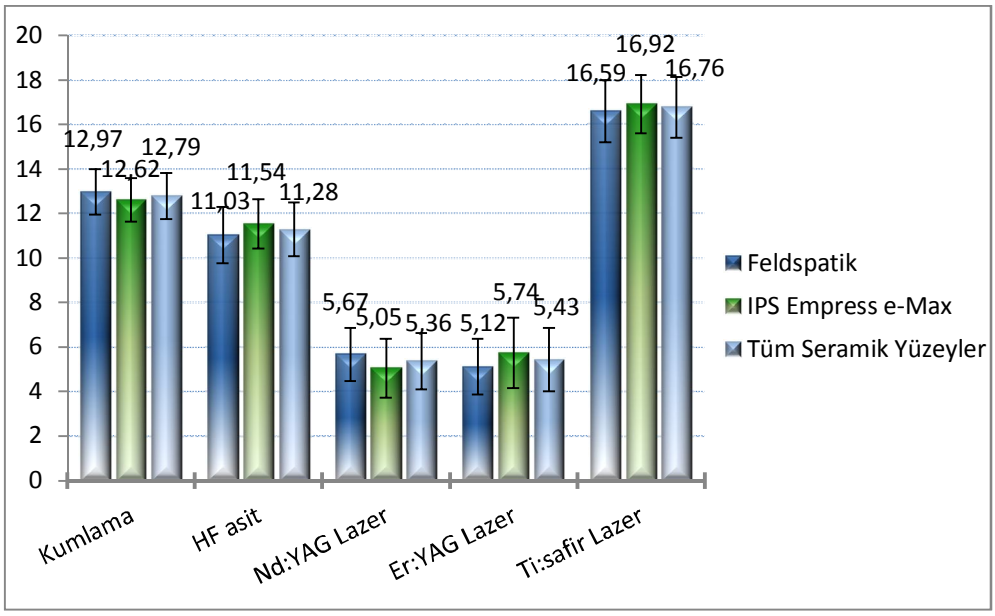
Şekil 3.4. Makaslama bağlanma dayanımına etki eden pürüzlendirme yöntemlerinin seramik tiplerine göre kutu grafiği

Bağlanma dayanımının sonuçları iki yönlü varyans analizine göre değerlendirildiğinde seramik sistemlerinin bağlanma dayanımını etkilemediği (*p=0,620>0,05*), yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımını etkilediği (*p=0,00<0,05*), seramik sistemleri ve yüzey işlemleri arasında ise bir etkileşim olmadığı gözlendi (*p=0,229>0,05*) (Çizelge 3.9). Bu sonuçlar aynı zamanda test değerine etki eden yüzey işlemlerinden en az bir tane yüzey işleminin bağlanma dayanımına etkisinin farklı olduğunu gösterdi.

İki yönlü varyans analizi sonucu gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilen yüzey işlemleri için hangi yüzey işleminin daha etkin olduğunu ve hangileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğunu tespit etmek için Tukey HSD ikili karşılaştırma testinden yararlanıldı. Bu ikili karşılaştırma testi uygulanırken gruplar arası varyansların homojenliği testi göz önünde bulunduruldu (*Levene test=0,547; p=0,838>0,05*). Grupların ortalama bağlanma ve standart sapma değerleri Çizelge 3.10 ve Grafik 3.5'de verildi.

Çizelge 3.10. Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

Gruplar	Feldspatik(n=15)		IPS Empress e-Max(n=15)		Toplam(n=30)	
	Ort	***SS***	***Ort***	***SS***	***Ort***	***SS***
Kumlama	12,97	1,26	12,62	1,58	12,79	1,42
HF asit	11,03	1,19	11,54	1,32	11,28	1,26
Nd:YAG lazer	5,67	1,03	5,05	0,98	5,36	1,04
Er:YAG lazer	5,12	1,27	5,74	1,1	5,43	1,21
Fs Ti:Safir lazer	16,59	1,4	16,92	1,31	16,76	1,37



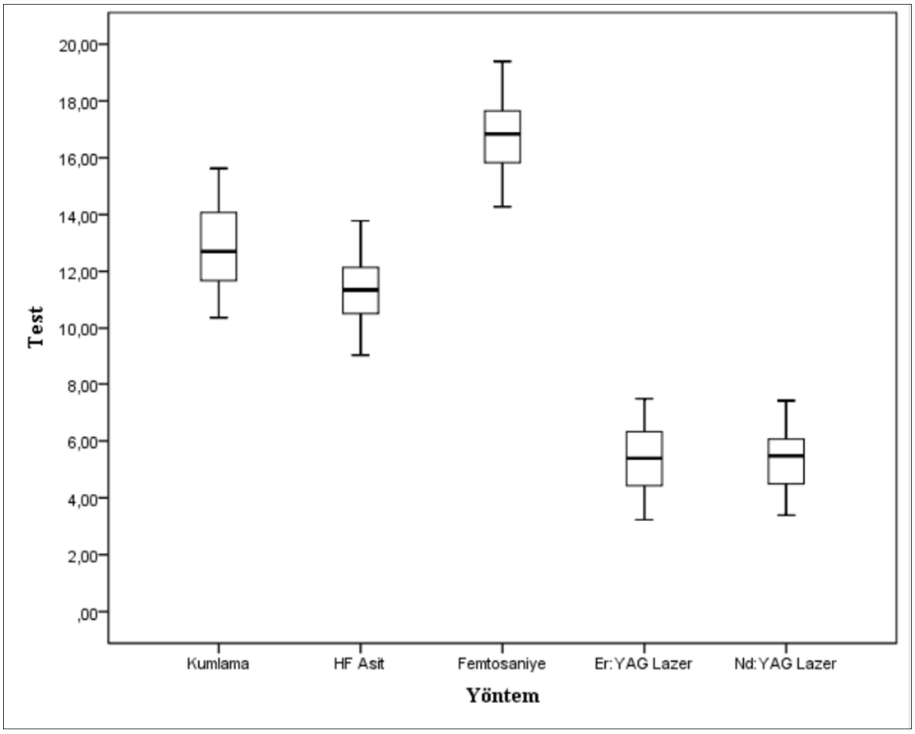
Şekil 3.5. Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

Seramik sistemin makaslama bağlanma dayanımında fs Ti:Safir lazer (16,76 MPa) uygulanan grupta en yüksek ortalama bağlanma dayanımı gösterdi. Bunu sırasıyla kumlama (12,79 MPa) ve HF asit (11,28 MPa) takip etti. Er:YAG lazer (5,43 MPa) ve Nd:YAG lazer (5,36 MPa) en düşük ortalamaya sahip gruplar olarak bulundu (Çizelge 3.10, Grafik 3.5).

Makaslama bağlanma dayanımına etki eden faktörler üzerine uygulanan Tukey HSD post-hoc testi sonuçları için Çizelge 3.11 ve Grafik 3.6'dan, faktörlerin etki büyüklüğünün belirlenmesinde kullanılan Kısmi Eta-Kare İstatistiği sonuçları için Çizelge 3.12'den yararlanıldı.

Çizelge 3.11. Tukey HSD Post-Hoc Testi Sonuçları

Yöntem(i)	*Yöntem(j)*	*Ortalama Farkı(i-j)*	*p*
Kumlama	***HF asit***	1,51010	0,000
	Fs Ti:Safir lazer	-3,96260	0,000
	Er:YAG lazer	7,36110	0,000
	Nd:YAG lazer	7,43040	0,000
HF asit	***Kumlama***	-1,51010	0,000
	Fs Ti:Safir lazer	-5,47280	0,000
	Er:YAG lazer	5,85100	0,000
	Nd:YAG lazer	-5,92030	0,000
Nd:YAG lazer	***Kumlama***	-7,43040	0,000
	HF asit	-5,92030	0,000
	Fs Ti:Safir lazer	-11,3931	0,000
	Er:YAG lazer	-0,06930	1,000
Er:YAG lazer	***Kumlama***	-7,36110	0,000
	HF asit	-5,85100	0,000
	Fs Ti:Safir lazer	-11,3237	0,000
	Nd:YAG lazer	0,06930	1,000
Fs Ti:Safir lazer	***Kumlama***	3,96260	0,000
	HF asit	5,47280	0,000
	Er:YAG lazer	11,3237	0,000
	Nd:YAG lazer	11,3931	0,000



Şekil 3.6. Makaslama bağlanma dayanımına etki eden pürüzlendirme yöntemlerinin kutu grafiği

Tukey HSD çoklu karşılaştırma testine göre; kumlama grubu bağlanma dayanımı açısından HF asit, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve Ti:Safir lazer

uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.11).

HF asit grubu bağlanma dayanımı açısından, kumlama, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve Ti:Safir lazer uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.11).

Ti:Safir lazer grubu bağlanma dayanımı açısından; kumlama, HF asit, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.11).

Er:YAG lazer grubu bağlanma dayanımı açısından Nd:YAG lazer grubu ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=1,00>0,05$). Kumlama, HF asit ve Ti:Safir lazer uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.11).

Nd:YAG lazer grubu bağlanma dayanımı açısından Er:YAG lazer grubu ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=1,00>0,05$). Kumlama, HF asit ve Ti:Safir lazer uygulanan gruplarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$) (Çizelge 3.11).

Çizelge 3.12. İki yönlü varyans analizi'nde etki büyüklüklerinin belirlenmesi

Gruplar	***B***	***p***	***Kısmi Eta-Kare İstatistiği***	***Sonuç***
HF asit	7,295	0,000	0,640	Etkili
Kumlama	5,356	0,000	0,490	Etkili
Fs Ti:Safir lazer	10,915	0,000	0,799	Etkili
Er:YAG lazer	-0,552	0,234	0,010	Etkili Değil
Nd:YAG lazer	-0,673	0,284	0,001	Etkili Değil

B:Parametre katsayı tahmini, p:istatiksel anlamlılık değeri

Elde edilen bulgulara göre, makaslama bağlanma dayanımına en çok etki eden yöntemin %79,9 ile fs Ti:Safir lazer olduğu tespit edildi. Bunu sırasıyla HF asit ve kumlama takip etti. Er:YAG ve Nd:YAG lazer'in bağlanma dayanımını etkilemediği gözlendi (Çizelge 3.12)

3.3. Fraktür Analizi Bulguları

Farklı seramik yüzeylerin makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda örnekler x40 büyütmede stereomikroskopta incelendi ve yüzeydeki kopma tipleri

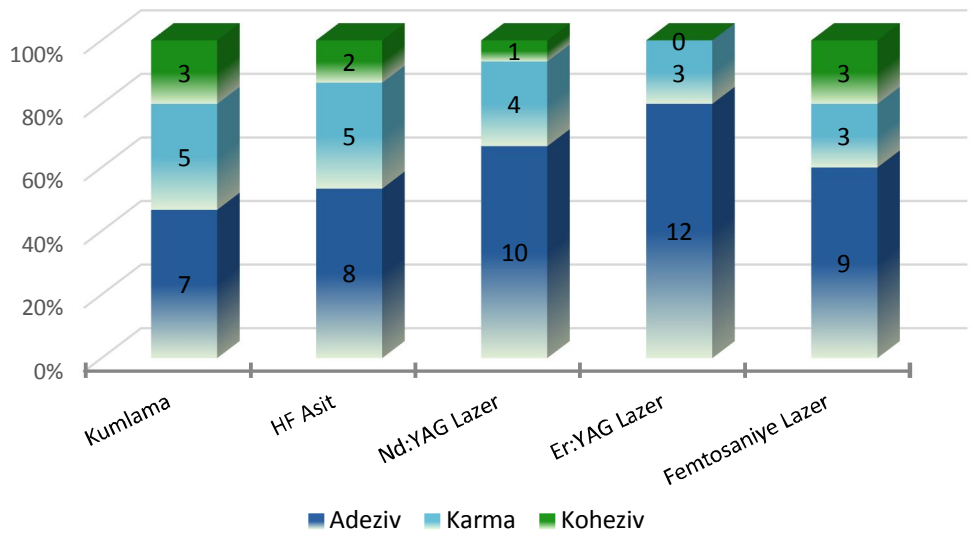
çalışmamızda; adeziv (siman ve seramik arasında tam ayrılma), koheziv (seramiğin kendi içinde olan ayrılması) ve karma (adeziv ve koheziv kopma tiplerinin birlikte görüldüğü) olarak belirlendi (Shahabi ve ark 2012).

Yüzey pürüzlendirme teknikleri ile kopma tipleri kategorik değişkenler olduğu için aralarındaki ilişki Fisher Exact testi ile belirlendi.

Çizelge 3.13 Feldspatik seramik yüzeylerde kopma tipleri

Gruplar	Kopma Tipleri			Test	p
	Adeziv	Karma	Koheziv		
Kumlama	7(%46,7)	5(%33,3)	3(%20)		
HF Asit	8(%53,3)	5(%33,3)	2(%13,3)		
Nd:YAG Lazer	10(%66,7)	4(%26,7)	1(%6,7)	6,386	0,604
Er:YAG Lazer	12(%80)	3(%20)	0(%0)		
Fs Ti:Safir Lazer	9(%60)	3(%20)	3(%20)		

Test: Fisher Exact test sonucu, p:istatiksel anlamlılık değeri



Şekil 3.7. Feldspatik seramik yüzeylerde kopma tipleri

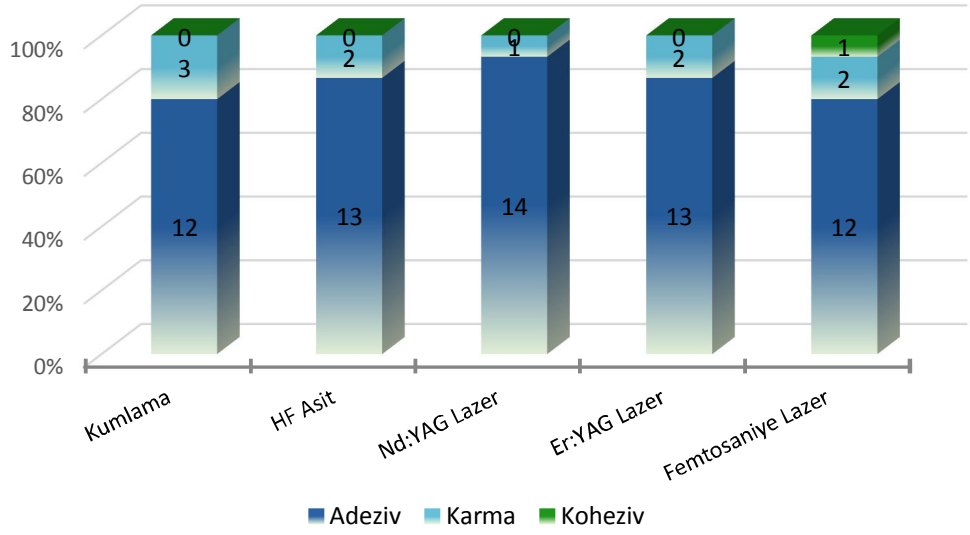
Feldspatik seramik yüzeylerden elde edilen toplam 75 örnekten 46(%61,3) tanesi adeziv kopma gösterirken, 20(%26,7) tanesi karma kopma, 9(%12) tanesi koheziv kopma gösterdi. Adeziv tip kopma tüm gruplarda görülürken 12(%26,1) örnek ile en fazla Er:YAG lazerde görüldü. Karma tip kopma tüm gruplarda görülürken 5'er örnekle en fazla asit ve kumlama grubunda görüldü. Koheziv kopma Er:YAG lazer grubu dışında tüm gruplarda görülürken 3'er örnek ile en fazla kumlama ve fs Ti:Safir lazer grubunda görüldü. Yapılan Fisher Exact analizi sonucunda feldspatik seramik yüzeylerde pürüzlendirme teknikleri ile kopma tipleri

arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı (p=0,604>0,05) (Çizelge 3.13, Grafik 3.7).

Çizelge 3.14. IPS Empress e-Max seramik yüzeylerde kopma tipleri

Gruplar	Kopma Tipleri			Test	p
	Adeziv	Mix	Koheziv		
Kumlama	12(%80)	3(%20)	0(%0)		
HF Asit	13(%86,67)	2(%13,33)	0(%0)		
Nd:YAG Lazer	14(%93,33)	1(%6,66)	0(%0)	5,219	0,734
Er:YAG Lazer	13(%86,66)	2(%13,33)	0(%0)		
Ti:Safir Lazer	12(%80)	2(%13,33)	1(%6,66)		

Test: Fisher Exact test sonucu, p:istatiksel anlamlılık değeri



Şekil 3.8. IPS Empress e-Max seramik yüzeylerde kopma tipleri

E-Max seramik yüzeylerden elde edilen toplam 75 örnekten 64(%85,3) tanesi adeziv kopma gösterirken 10(%13,3) tanesi karma kopma, 1(%1,3) tanesi koheziv kopma gösterdi. Adeziv tip kopma tüm gruplarda görülürken 14 örnek ile en fazla Nd:YAG lazerde görüldü. Karma tip kopma tüm gruplarda görülürken 3 örnek ile en fazla kumlama grubunda görüldü. Koheziv kopma 1 örnek ile sadece fs Ti:Safir lazer grubunda görüldü. Yapılan Fisher Exact analizi sonucunda IPS Empress e-Max seramik yüzeylerde pürüzlendirme teknikleri ile kopma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı (p=0,604>0,05) (Çizelge 3.14, Grafik 3.8).

3.4. Korelasyon Testi Bulguları

Yüzey pürüzlülüğü ile makaslama bağlanma dayanımı arasındaki ilişkinin incelendiği Pearson korelasyon analizi bulguları neticesinde, Feldspatik ve IPS Empress e-Max seramik sisteminde grupların yüzey pürüzlülük değerleri ve makaslama bağlanma değerleri arasında doğru orantılı bir ilişki olduğu gözlendi (*r=0,904; p=0,000<0,05*) (Çizelge 3.15).

Çizelge 3.15. Pearson korelasyon analizi sonuçları

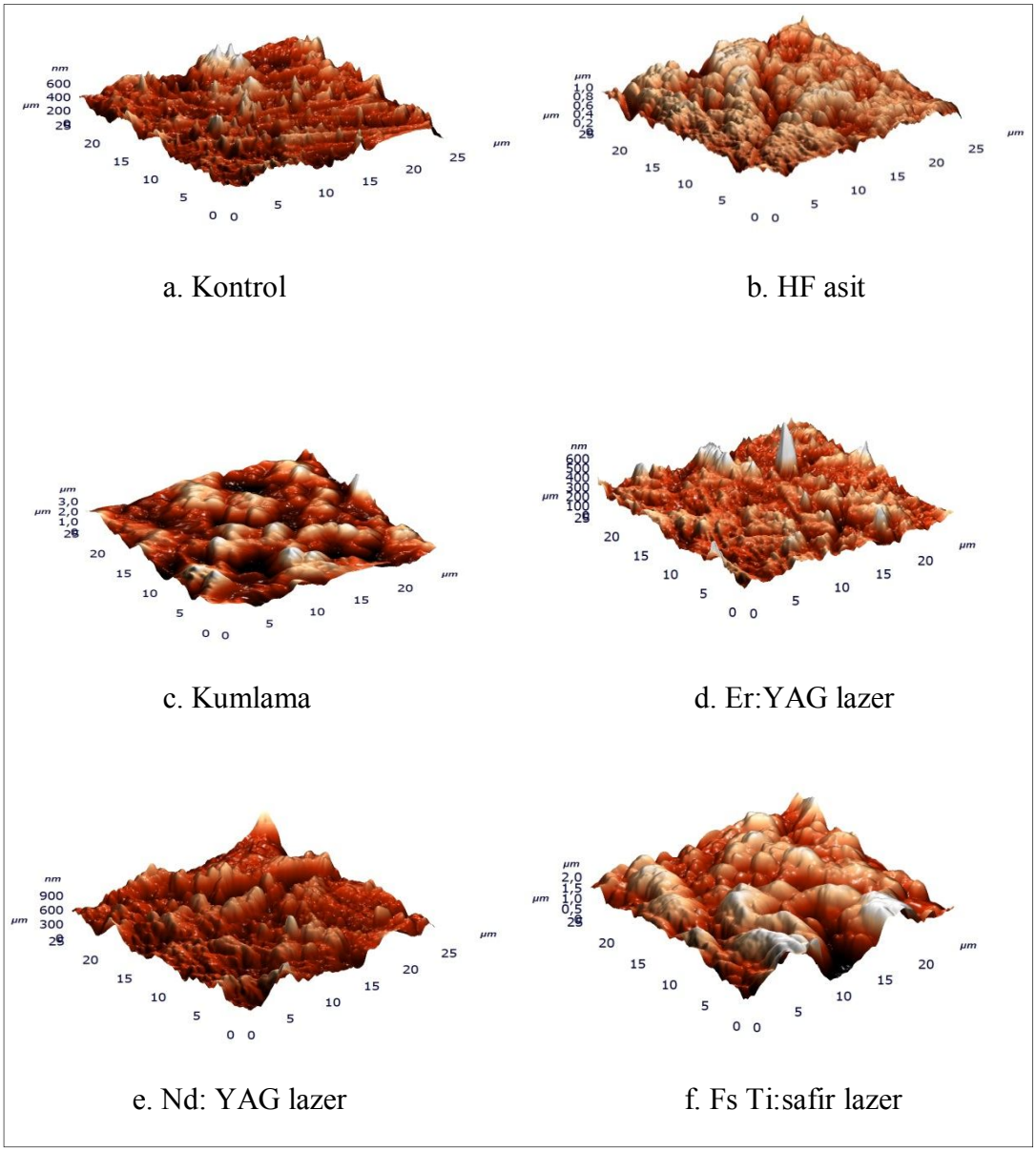
Pearson korelasyon(r)	*N*	*p*
0,904	150	0,000

3.5. AFM Analizi Bulguları

Yüzey işlemi uygulanan grupların her birinden birer örnek seçilerek yüzeyleri AFM mikroskobunda 25x25 μm alanda incelendi. Bu görüntülerde koyu renklerle gösterilen alanlar çukur alanları, açık renklerle gösterilen alanlar ise tepeleri ifade etmektedir.

3.5.1. Feldspatik Porselen AFM Analizi Bulguları

Farklı yüzey işlemleri uygulanan feldspatik örneklerine ait 3 boyutlu AFM görüntüleri Resim 3.1.a-f'de gösterildi. Resim 3.1.a' da feldspatik seramik yüzeyine hiçbir işlem uygulanmamış kontrol grubunda diğer gruplara göre daha düz, tepelerin çok az olduğu bir yüzey gözlendi. Resim 3.1.b' de HF asit işlemi uygulanmış feldspatik yüzeyinde kontrol grubundan tamamen farklı bir yüzey yapısı gözlendi. Düzenli yapının bozularak oldukça girinti ve çıkıntılı bir yüzeyin oluştuğu düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları gözlendi. Resim 3.1.c' de kumlama işlemi uygulanmış feldspatik yüzeyinde HF asit uygulanan yüzeye göre daha yuvarlak hatlı ve daha derin girinti ve çıkıntılar gözlendi. Resim 3.1.d' de Er:YAG lazer işlemi uygulanmış feldspatik yüzeyinde farklı yükseklikte, aralıklı yerleşmiş sivri tepe oluşumları gözlendi. Tepe yükseklikleri kontrol grubu ile ciddi farklılık göstermedi. Resim 3.1.e' de Nd:YAG lazer işlemi uygulanmış feldspatik yüzeyinde farklı yükseklikte tepe ve vadi oluşumları gözlendi. Resim 3.1.f' de fs Ti:Safir lazer işlemi uygulanmış feldspatik yüzeyinde derin vadiler ve farklı yükseklikte yuvarlak tepeler gözlendi.

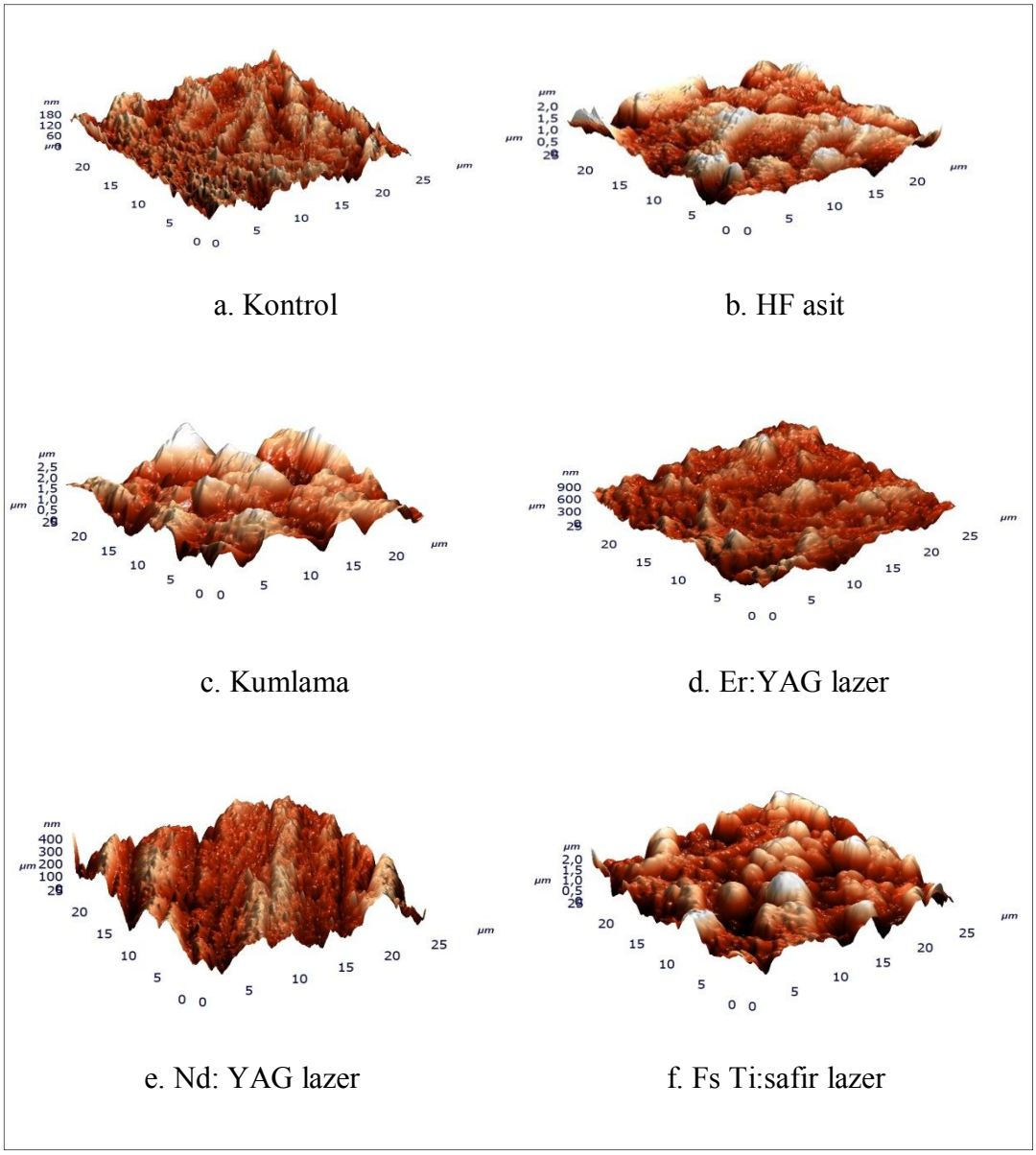


Şekil 3.9. Feldspatik seramik AFM görüntüleri

3.5.2. IPS Empress e-Max Porselen AFM Analizi Bulguları

Farklı yüzey işlemleri uygulanan IPS Empress e-Max örneklerine ait 3 boyutlu AFM görüntüleri Resim 3.2.a-f'de gösterildi. Resim 3.2.a' da IPS Empress e-Max yüzeye hiçbir işlem uygulanmamış kontrol grubunda diğer gruplara göre daha düz bir yüzey gözlendi. Resim 3.2.b' de HF asit işlemi uygulanmış IPS Empress e-Max yüzeyinde düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları gözlendi. Resim 3.2.c' de kumlama uygulanmış IPS Empress e-Max yüzeyinde düzensiz, farklı yükseklikte ve HF asit uygulanan yüzeye

göre daha aralıklı yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları gözlendi. Resim 3.2.d' de Er:YAG lazer ve Resim 3.2.e' de Nd:YAG lazer işlemi uygulanmış IPS Empress e-Max yüzeylerinde de farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş sivri şekilli tepe oluşumları gözlendi. Kontrol grubu ile ciddi farklılık görülmedi. Resim 3.2.f' de Ti:Safir lazer işlemi uygulanmış IPS Empress e-Max yüzeyinde derin vadiler ve farklı yükseklikte yuvarlak tepeler gözlendi.



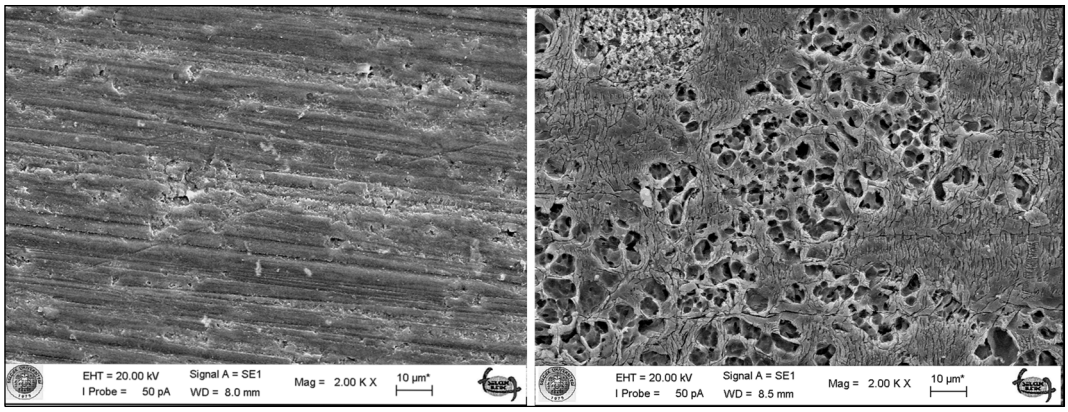
Şekil 3.10. IPS Empress e-Max seramik AFM görüntüleri

3.6. SEM Analizi Bulguları

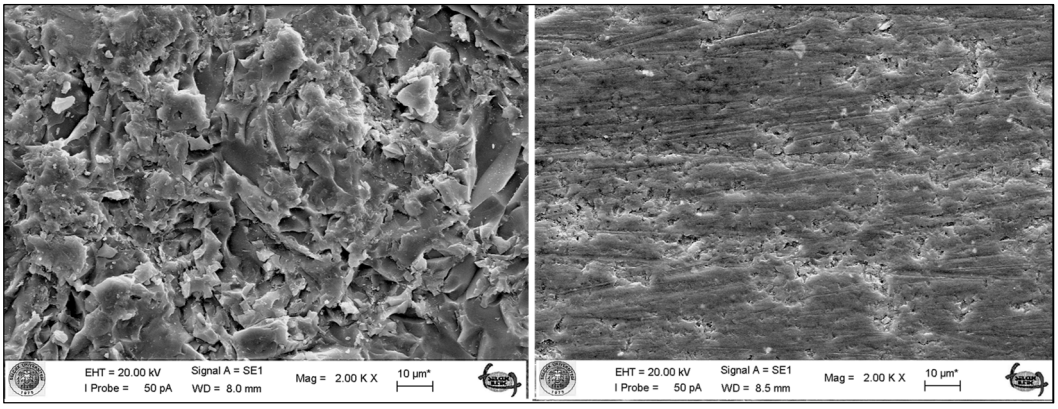
Beş farklı yüzey işlemi uygulanan grupların herbirinden birer örnek olmak üzere yüzey topografisi 100-2000 büyütme arasında SEM ile incelendi. Görüntülerin daha tanımlayıcı olması sebebiyle 2000x büyütme kullanıldı.

3.6.1. Feldspatik Porselen Örneklerine Ait SEM Bulguları

Yüzey işlemleri uygulanan feldspatik örneklerin görüntüleri Resim 3.3a-f' de gösterildi.

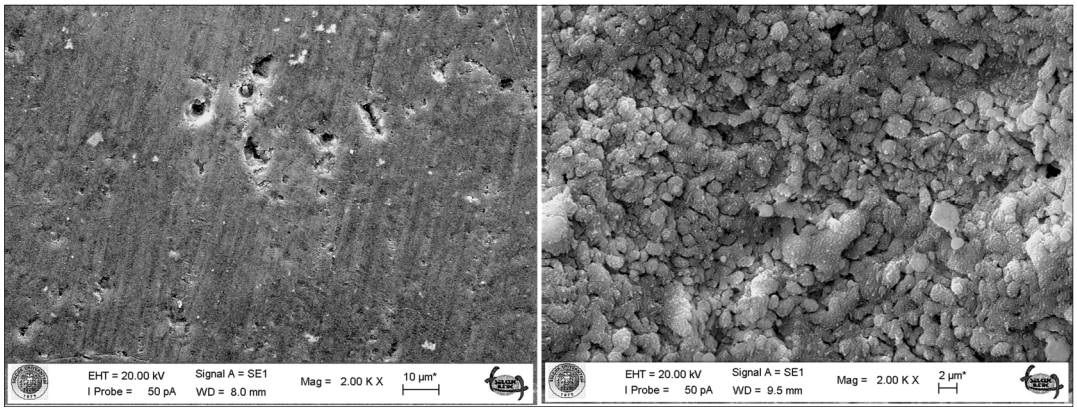


a. Kontrol b. HF asit



c. Kumlama d. Er:YAG lazer

Şekil 3.3. Feldspatik seramik SEM görüntüleri



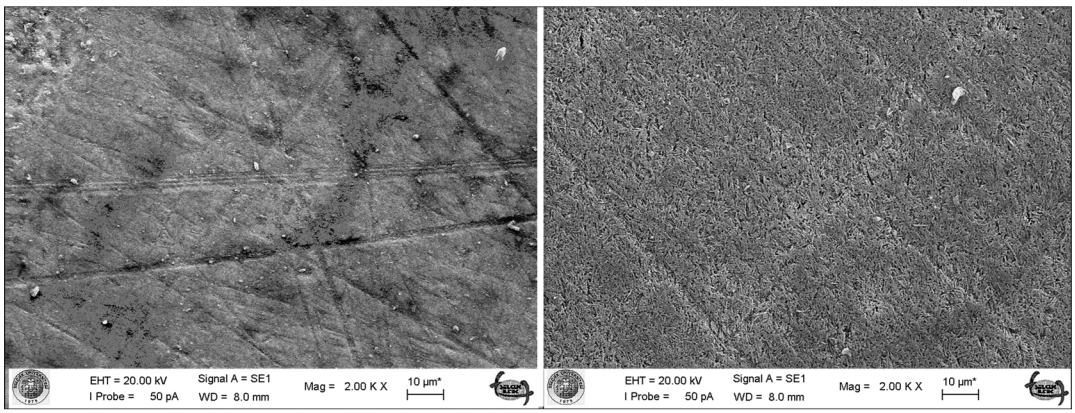
e. Nd: YAG lazer f. Fs Ti:safir lazer

Şekil 3.3. Feldspatik seramik SEM görüntüleri (Devam)

SEM görüntüleri kontrol grubuyla karşılaştırıldığında fs Ti:safir lazerle yapılan pürüzlendirmenin feldspatik seramik yüzeyde en iyi pürüzlülüğü sağladığı görüldü. HF asit ile pürüzlendirilen yüzeyde meydana gelen yüzey topografyası çok sayıda birbirine benzer gözenekler ve bu gözenekler arasında yer alan oluklar gösterdi. Kumlama ile pürüzlendirilen yüzey ise belirgin sınırlı ve keskin köşelere sahip pürüzler meydana getirdi. Er:YAG ve Nd:YAG lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerde meydana gelen yüzey topografyası birbirine benzer şekilde yüzeysel düzensizlikler gösterdi (Resim 3.3a-f).

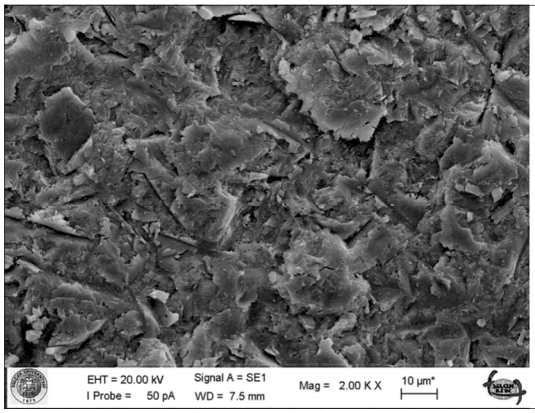
3.6.2. IPS Empress e-Max Porselen SEM Analizi Bulguları

Yüzey işlemleri uygulanan IPS Empress e-Max Seramik örneklerin görüntüleri Resim 3.4a-f' de gösterildi.

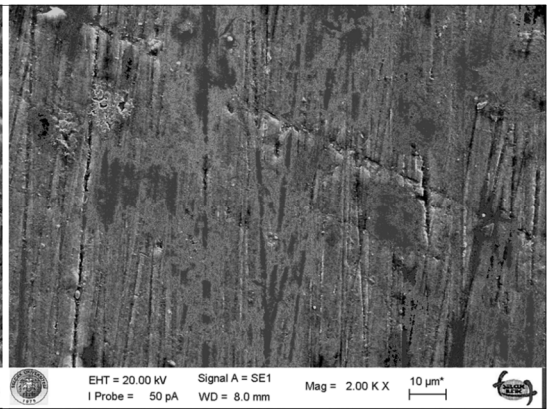


a. Kontrol b. HF asit

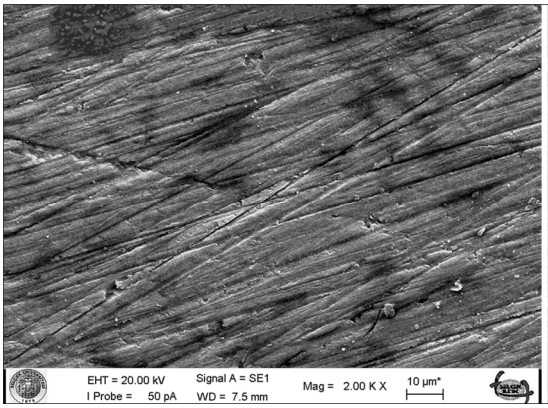
Şekil 3.4. IPS Empress e-Max seramik SEM görüntüleri



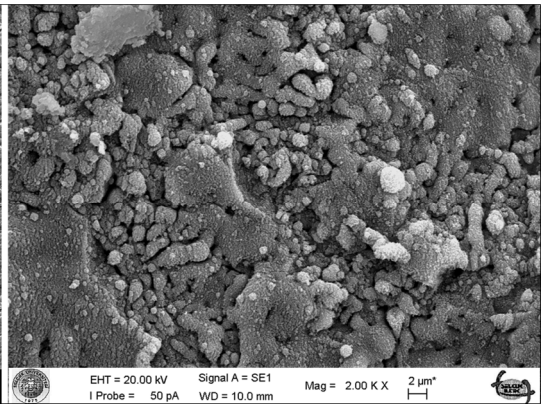
c. Kumlama



d. Er:YAG lazer



e. Nd: YAG lazer



f.Fs Ti:safir lazer

Şekil 3.4. IPS Empress e-Max seramik SEM görüntüleri (Devam)

SEM görüntüleri kontrol grubuyla karşılaştırıldığında fs Ti:safir lazerle yapılan pürüzlendirmenin IPS Empress e-Max seramik yüzeyde de yüzey yapısını tamamen değiştirdiği, en iyi pürüzlülüğü sağladığı görüldü. HF asit ile pürüzlendirilen yüzeyde meydana gelen yüzey topografyası belirgin çıkıntılar ve bal peteği şekilli yüzey düzensizlikleri oluşturdu. Kumlama ile pürüzlendirilen yüzey ise birbirine benzer yüzeyel gözenekler ve mikro kırıklar gösterdi. Er:YAG ve Nd:YAG lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerde meydana gelen yüzey topografyası birbirine benzer şekilde yüzeysel düzensizlikler gösterdi (Resim 3.4a-f).

4. TARTIŞMA

Yapılan araştırmalara göre insanların estetik görünümlerine verdikleri önemin artması ile birlikte ortodontik tedaviye başvuran erişkin hastaların sayısında anlamlı düzeyde artış olmuştur (Zachrisson ve ark 1996, Saraç ve ark 2011,Poosti ve ark 2012, Yassaei ve ark 2013). Önceleri pediatrik ve adelosan olan yaş gurubu artık erişkin yaş gurubunu da kapsamaktadır.

Erişkin hastaların çoğunda restorasyonlar ve kron-köprü protezleri mevcut olduğu için ataçmanların simantasyonu problem oluşturmaktadır (Poosti ve ark 2012). Seramik yüzeylerin glazeli yapısı yapıştırıcı materyallerin direkt yapıştırılması sırasında materyalin tutunmasını engellemektedir. Bu sebeble simantasyon öncesi bağlanma dayanımını arttırmak amacı ile glazeli seramik yüzeyine; Al_2O_3 ile kumlama, asitleme, bu işlemlerin kombinasyonları, frezeleme, silan kaplama ve lazer mikro işleme yöntemleri uygulanmaktadır (Üşümez ve ark 2003, Ersu ve ark 2009, Yassaei ve ark 2013).

Literatürde, ortodontide seramik yüzeylerin lazerle pürüzlendirilmesi ile ilgili sınırlı sayıda çalışma olup, bunların çoğu feldspatik seramikler ile yapılmış çalışmalardır (Pannes ve ark 2003). Tam seramik yüzeylerin ise hem geleneksel yöntemler hem de lazerle pürüzlendirilmesi ile ilgili çalışmalar sınırlı sayıda bulunmaktadır.

Çalışmamızda; Nd:YAG, Er:YAG, fs Ti:Safir lazerler ve geleneksel yöntemlerden HF asit ve Al_2O_3 ile kumlama kullanılarak hem feldspatik hem de IPS e-Max yüzeyler pürüzlendirilmiştir. Uygulanan pürüzlendirme teknikleriyle; yüzeyde pürüzlülük ve metal braketlerin bağlanma dayanımları üzerine olan etkisi araştırılarak söz konusu yüzeylerde yeterli ortodontik bağlanmayı sağlayacak en güvenli yöntemin tespit edilmesi hedeflenmiştir.

İn vitro ortamda gerçekleştirilen çalışmalarda ağız ortamının hidrolize edici etkisinin taklit edilebilmesi amacıyla örnekler, kısa veya uzun dönem suda bekletilmekte ya da termal siklus işlemine tabi tutulmaktadır (ISO Technical Report 11405 2003). Termal siklus, diş hekimliği çalışmalarında özellikle de adeziv materyalin performansının incelendiği araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (De Munck 2004, Gale 1999, Ülker ve Belli 2009). Restorasyonları ağız içi sıcaklık

değişimleri ile uyumlu olarak (5-55 ºC) sıcaklıklara maruz bırakmak, diş-restorasyon ara yüzündeki adeziv bağlantıda termal stresler oluşturmaktadır (Gale ve Darwell 1999). Diş-restorasyon arasındaki termal genleşme katsayı farklılığından veya sıcak suyun kollajen hidrolizini çabuklaştırmasından zamanla ağızda ortaya çıkabilecek sorunlar, termal siklus uygulamaları ile taklit edilmektedir (Hashimoto ve ark 2000).

Çalışmamızda örnekler, simantasyon işleminden sonra 24 saat süreyle 37°C'lik distile suda bekletilmiş ve termal siklus cihazına (Thermal Cycler Tester, Dental Teknik, Konya, Türkiye) yerleştirilmiştir. Örnekler, 5-55 °C sıcaklık değişimleri arasında, banyoda kalma süresi 30 sn, banyolar arası transfer süresi 15 sn olan 5000 devirlik termal siklus işlemine tabi tutulmuştur.

Seramik yüzeylerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde günümüzde makaslama (Lepri ve ark 2008, Başaran ve ark 2011) ve çekme (Schreiner ve ark 1998) testleri kullanılmaktadır. ISO standartlarına göre bağlanma dayanımı testinde kullanılacak cihazın hızının 0,45 mm/dk ile 1,05 mm/dk arasında sabit artışla yapılması gerekmektedir (ISO Technical Report 11405 2003). Makaslama testi yapılan çalışmaların genelinde bıçak sırtı şeklinde uç kullanılmış ve 0,5-1 mm/dk hızında makaslama kuvveti uygulanarak bağlanma dayanım değerlerine ulaşılmıştır (Çelik ve ark 2006, Burke ve ark 2008, Lepri ve ark 2008, Braga ve ark 2010, Başaran ve ark 2011). Çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testi bıçak sırtı şeklinde uç 0,5 mm/dak hızla seramik disk ile braket arasına kopma gerçekleşene kadar uygulanmıştır.

Makaslama testi sonrasında, örneklerin kırılma yüzeylerinin mikroskobik değerlendirmesi ile başarısızlık tipleri belirlenebilmektedir. Başarısızlık tipleri daha çok adeziv olmak üzere, adeziv, koheziv ya da karma şekilde olmaktadır (Pashley ve ark 1995, Shahabi ve ark 2012).

Bizim çalışmamızda da makaslama testinden sonra kırılan yüzeylerin stereomikroskop ile değerlendirilmesinde IPS Empress e-Max ve feldspatik seramik yüzeylerde adeziv tip başarısızlık daha fazla gözlenirken, koheziv tip başarısızlık çok az görülmüştür. Her iki seramik yüzeyinde de çalışmada kullanılan tüm pürüzlendirme teknikleri ile kopma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.

Yapılan çalışmalarda gerekli ortodontik hareketin sağlanması ve okluzal kuvvetlerin karşılanabilmesi için klinik olarak optimum bağlanma dayanımının 6 ile 10 MPa aralığında olması gerektiği gösterilmiştir (Reynold 1976, Zachrisson 1994, Barbosa ve ark 1995, Schmage ve ark 2003, Poosti ve ark 2012). Diğer taraftan bu değerlerden daha yüksek bağlanma kuvvetlerinin debonding esnasında mine kırıkları veya çatlaklarının oluşumuna neden olabileceği gösterilmiş ve bazı araştırmacılar ise en yüksek bağlanma dayanımının 20 MPa olması gerektiğini belirtmiştir (Bradburn ve Pender 1992, Bishara ve ark 1998, Ribeiro ve ark 2011). Yapılan bu in vitro çalışmalardan yola çıkarak kendi çalışmamızda 6 MPa altında bağlanma dayanımı gösteren pürüzlendirme yöntemleri yetersiz kabul edilmiştir.

Amaral ve ark (2005), artan yüzey pürüzlülüğünün bağlanma yüzeyini arttırdığını, ancak bunun pürüzlü yüzeylere adezyonun genel özellliklerinin sadece bir kısmını açıkladığını ifade etmişlerdir. Bunun yanı sıra, fiziksel ve kimyasal değişikliklerin yüzeyin enerjisi ve ıslatılabilirliğine etki ederek bağlantı dayanımını arttırabileceğini belirtmişlerdir. Yapılan araştırmalara göre, seramik yüzeyinin pürüzlendirilmesinden sonra, seramiklerde ıslanabilirliği ve rezin simana olan bağlanmayı arttıran silan bağlı ajan kullanılması, seramik-rezin bağlantısı için uygun şartlar oluşturmaktadır (Kato ve ark 1996, Kamada ve ark 1998, Kato ve ark 2000, Della Bona ve ark 2000, Gür 2006, Aboushelib ve ark 2009). Bizim çalışmamızda da bütün pürüzlendirme tekniklerinden sonra, yüzeye silan uygulanarak bağlantının arttırılması için ortam oluşturulmuştur.

Yapılan araştırmalara göre seramikler üzerine Al_2O_3 ile yapılan kumlama işleminde bağlanma dayanımı yeterli düzeyde bulunmuştur (Smith ve ark 1988, Thurmond ve ark 1994, Zachrisson ve ark 1996, Shahverdi ve ark 1998, Chung ve ark 1998, Zachrisson 2000, Kocadereli ve ark 2001).

Schmage ve ark (2003) feldspatik seramiklerde yaptıkları çalışmada; 50 µm'lik Al_2O_3 partiküllerini 2,5 bar basınç altında, 2 cm uzaklıktan 10 sn boyunca seramiklere uygulamışlar ve makaslama bağlanma dayanımını (15,8 MPa) yeterli bulmuşlardır. Wang ve ark (2008) seramik yüzeylerde yaptıkları çalışmada; 50 µm'lik Al_2O_3 partiküllerini 5,5 bar (80 psi) basınç altında 1cm uzaklıktan 4 sn boyunca seramiklere uygulamışlar ve makaslama bağlanma dayanımını (10,98 MPa) yeterli bulmuşlardır. Yavuz ve ark (2012) feldspatik ve IPS Empress seramiklerde

yaptıkları çalışmada; 50 µm'lik Al_2O_3 partiküllerini 2,8 bar basınç altında 1 cm uzaklıktan 20 sn boyunca seramiklere uygulamışlar ve iki yüzey arasında fark olmaksızın makaslama bağlanma dayanımını (6,1 MPa) yeterli bulmuşlardır.

Çalışmamızda 50 µm büyüklüğünde Al_2O_3 partiküllerini 2,8 bar basınç altında 1 cm uzaklıktan 20 sn süre ile feldspatik ve IPS Empress e-Max seramik yüzeylerine uygulanmıştır. Yukarıdaki çalışmalarla benzer şekilde bizim çalışmamızda da Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, iki yüzey arasında fark olmaksızın yüksek bağlanma dayanımı (12,79 MPa) göstermiştir.

Ersu ve ark (2009) seramik yüzeyleri pürüzlendirerek profilometre analizi ile değerlendirme yaptıkları çalışmada; kumlamanın etkin yüzey pürüzlendirme tekniği olduğunu bildirmişlerdir. Kara ve ark (2010a) IPS Empress 2 seramik yüzeylere kumlama, asit ve Nd:YAG lazer uygulamışlardır. Oluşturdukları pürüzlülüğe yaptıkları profilometre analizi sonucunda; kumlama ile en yüksek yüzey pürüzlülüğü elde etmişlerdir. Kara ve ark (2010b) IPS Empress 2 seramiklerde yaptıkları diğer bir çalışmada; yüzeylere kumlama, asit, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulayarak yaptıkları pürüzlendirmenin profilometre analizi sonucunda; kumlamanın en etkin yüzey pürüzlendirme tekniği olduğunu bildirmişlerdir. Dilber ve ark (2012) IPS Empress 2 seramiklerde yaptıkları çalışmada; profilometre analizi sonucunda en iyi yüzey pürüzlülüğünü kumlamanın sağladığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda pürüzlendirme öncesi ve sonrası yapılan profilometre analizi sonucunda; Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılarak yüzeyde pürüzlülük oluşturulmuş, fakat yukarıdaki çalışmalardan farklı olarak en etkili yöntem fs Ti:safir lazer bulunmuştur. Ayrıca yüzey pürülülüğü değerlendirilmesinde kumlama ile asit arasında fark bulunmamıştır.

Ortodontide, 1980'lerin başında seramik yüzeylerin mikro tutuculuğunu arttırmak için asit uygulanması tekniği kullanılmaya başlanmıştır (Simonsen ve Calamia 1983). Schmage ve ark (2003) feldspatik seramik yüzeyine yaptıkları çalışmada; % 5' lik HF asidi 90 sn boyunca seramik yüzeyine uygulamışlar ve bağlanma dayanımını (12,2 MPa) yeterli bulmuşlardır. Akova ve ark (2005) feldspatik seramiklerde yaptıkları çalışmada; % 9,6 HF asidi 20 sn boyunca seramik yüzeyine uygulamışlar ve bağlanma dayanımını (15MPa) yeterli bulmuşlardır. Poosti

ve ark (2012) seramik yüzeylerde yaptıkları çalışmada; % 9,6' lık HF asidi 4 dk boyunca uygulamışlar ve makaslama bağlanma dayanımını (7 MPa) yeterli bulmuşlardır. Yavuz ve ark (2012) feldspatik ve IPS Empress seramiklerde yaptıkları çalışmada; IPS Empress e-Max seramik yüzeylere % 5' lik HF asidi 20 sn boyunca, feldspatik seramik yüzeylere ise % 5' lik HF asiti 60 sn boyunca uygulamışlar ve iki yüzey arasında fark olmaksızın makaslama bağlanma dayanımını (6,4 MPa) yeterli bulmuşlardır.

Yapılan araştırmalarda HF asidin yumuşak dokulara karşı toksik ve irritan olduğu, seramik yüzeyin yapısını bozabileceği ve bu riskin HF asidin yüksek konsantrasyonlarında daha da arttığı belirtilmiştir (Zachrisson ve Buyukyilmaz 1993, Schmage ve ark 2003). Çalışmamızda kulanılan asit, sağlık risklerinden düşük konsantrasyonda tutulmuştur. Üretici firma talimatlarına göre; IPS Empress e-Max seramik yüzeylere % 5' lik HF asit 20 sn boyunca, feldspatik seramik yüzeylere ise 60 sn boyunca uygulanmıştır. Yukarıdaki çalışmalarla benzer şekilde bizim çalışmamızda da HF asit uygulaması her iki seramik sistemi arasında fark olmaksızın yüksek bağlanma dayanımı (11,28 MPa) göstermiştir.

Bazı araştırmacılar HF asidin seramik yüzeylerde bonding için uygun yüzey dokusu ve pürüzlülüğü oluşturduğunu bildirmiştir (Bailey ve ark 1988, Sorensen ve ark 1991, Wolf ve ark 1992, Chen ve ark 1998, Blatz ve ark 2003a). Schmage ve ark (2003) seramik yüzeylerde yaptıkları çalışmada; elmas frez ve kumlamanın % 5' lik HF asit uygulamasından daha fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu bildirmiştir. Ersu ve ark (2009) seramik yüzeylere kumlama, HF asit ve CO_2 lazer uygulayarak yüzey pürüzlülüğünü profilometre analizi ile değerlendirdikleri çalışmada; kumlamanın asit uygulamasından daha etkin yüzey pürüzlendirme tekniği olduğunu bildirmişlerdir. Kara ve ark (2010a) IPS Empress 2 seramik yüzeylerde farklı teknikler uygulayarak yaptıkları yüzey pürüzlülüğü değerlendirmelerinde; asit uygulamasının kumlamadan daha az yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu bildirmişlerdir. Dilber ve ark (2012) IPS Empress 2 seramiklerde yaptıkları çalışmada; profilometre analizi sonucunda asidin oluşturduğu yüzey pürüzlülüğünün kumlamanın oluşturduğu pürüzlülükten daha az olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda pürüzlendirme öncesi ve sonrası yapılan profilometre analizi sonucunda; yukarıdaki çalışmalardan farklı olarak HF asidin yüzeyde kumlamanın oluşturduğu pürüzlülüğe benzer şekilde pürüzlendirme yaptığı ve aralarında istatistiksel olarak fark olmadığı gözlenmiştir.

Kumlamanın kullanımı için özel alet gerektirmesi, hasta için uygulanışının rahatsız edici olması ve tek başına uygulandığında klinik olarak yetersiz bağlanma dayanımı göstermesi gibi dezavantajları vardır (Kocadereli ve ark 2001, Petra ve ark 2003, Wang ve ark 2008). HF asidin yumuşak dokulara karşı toksik ve irritan olması, seramik yüzeyin yapısını bozabilmesi, kullanımı sırasında çalışma bölgesinde dikkatli izolasyon, yüksek volümlü tükürük emici ile yıkama ve hemen kurutma gerektirmesi gibi istenmeyen özellikleri bulunmaktadır (Zachrisson ve Buyukyilmaz 1993, Akova ve ark 2005). Ayrıca tüm seramik tiplerinin kimyasal olarak asitlenebilir özellikte olmadığı, bu nedenle alternatif teknikler gerektiği de savunulmuştur (Stabholz ve ark 2003). Geleneksel yöntemlerin bu ve benzeri dezavantajları nedeniyle alternatif pürüzlendirme tekniklerinin araştırılması üzerine yoğunlaşılmıştır.

Geliştirildiği 1960 yılından beri, tıp ve diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan lazer, son yıllarda alternatif pürüzlendirme tekniği olarak da kullanılmaktadır. Lazerler seramik yüzeylerde, lazer enerjisini termal enerjiye dönüştürmekte, böylece açığa çıkan ısı artışı ile erimeler oluşturarak ve kristalizasyonu bozarak yüzeyde pürüzlülük oluşturmaktadır (Li ve ark 2000, Spohr ve ark 2008, Akyıl 2010). Lazerlerin, bakım gerektirmemeleri, kullanımının ağrısız olması, ısı ve vibrasyon oluşturmaması, enfeksiyon riskinin düşük olması, sadece istenen bölgenin pürüzlendirilip, komşu dokuların zarar görmemesi, uygulama süresinin kısa olması gibi özellikleri alternatif teknik olarak kullanımına olan ilgiyi arttırmaktadır (Manni 2004, Dörterler 2007).

Akyıl ve ark (2010) feldspatik seramiklerde yaptıkları çalışmada; % 9,5' lik HF asidi 2 dk boyunca, Nd:YAG lazeri; pulsasyon gücü 1 W olacak şekilde 1 dk boyunca, Er:YAG lazeri; pulsasyon gücü 3 W olacak şekilde 1 dk boyunca seramik yüzeylerine uygulamışlardır. Makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıklarında; HF asidi (15,21 MPa) en yüksek bağlanma dayanımı gösterirken, Nd:YAG lazer için (6,08 MPa) yüzey işlemi uygulamadıkları kontrol

grubu (5,83 MPa) ile benzer, Er:YAG lazer için ise (3,96 MPa) kontrol grubundan daha da düşük bulmuşlardır. Poosti ve ark (2012) seramik yüzeylerde yaptıkları çalışmada; % 9,6' lık HF asidi 4 dk boyunca, Nd:YAG lazeri; pulsasyon gücü 0,8 W olacak şekilde 10 sn boyunca, Er:YAG lazeri; pulsasyon güçleri 2 W ve 3 W olacak şekilde 10 sn boyunca seramik yüzeylerine uygulamışlardır. Makaslama bağlanma dayanımlarını HF asit (7 MPa) ve Nd:YAG lazer için (6,9 MPa) istatistiksel olarak benzer bulurken, Er:YAG lazerin uygulanan 2 parametresi için de (2,3 ve 3,7 MPa) HF asit ve Nd:YAG lazer uygulanan gruplara göre daha düşük bulmuşlardır. Yassaei ve ark (2013) seramiklerde yaptıkları çalışmada; % 9,6' lık HF asidi 2 dk boyunca, Er:YAG lazeri; pulsasyon güçleri 1,6 W, 2 W ve 3,2 W olacak şekilde 15 sn boyunca seramik yüzeylerine uygulamışlardır. Makaslama bağlanma dayanımlarını hem HF asit (7,4 MPa) hem de Er:YAG lazerin uygulanan 3 parametresi için (7,88; 7,52 ve 7, 45 MPa) istatistiksel olarak benzer bulmuşlardır.

Dörterler ve ark (2007) seramik yüzeylerde yaptıkları çalışmada; Nd:YAG lazer uygulayarak seramiklerin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini araştırmışlardır. Seramik yüzeylere 40 mJ ile 200 mJ arasında değişen lazer enerjileri farklı sürelerle uygulanmıştır. Sonuçta, 120 mJ' u aşan lazer enerjileri için seramiğin kalıcı olarak renk değiştirdiği, 60 mJ altında ise seramik yüzeyde mikro kırıkların oluşmadığı görülmüştür. En uygun Nd:YAG lazer protokolünü 20 Hz, 2 W, 100 mJ, 141,54 J/cm^2 olarak belirlemiştir. Bizim çalışmamızda da; Nd:YAG lazer pulsasyon genişliği 150 µs, pulsasyon sıklığı 20 Hz ve gücü 2 W, pulsasyon enerjisi 100 mJ olacak şekilde seramik yüzeylerinden 1 mm uzaklıktan, 30 sn boyunca uygulanmıştır.

Yassaei ve ark (2013) Er:YAG lazeri pulsasyon güçleri 1,6 W; 2 W ve 3,2 W olacak şekilde 15 sn boyunca seramik yüzeylerine uyguladıkları çalışmada; en yüksek makaslama bağlanma dayanımını pulsasyon gücü 1,6 W olan Er:YAG lazerde bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da; Er:YAG lazer; pulsasyon sıklığı 20 Hz ve gücü 1,6 W, pulsasyon enerjisi 80 mJ olacak şekilde seramik yüzeylerinden 1 mm uzaklıktan, 15 sn boyunca uygulanmıştır.

Çalışmamızda feldspatik ve IPS Empress e-Max seramik yüzeylerine Nd:YAG ve Er:YAG lazer yukarıda belirtilen parametrelerle uygulanmıştır. Her iki seramik sistemi arasında fark olmaksızın, yukarıdaki çalışmalardan farklı olarak bağlanma dayanımları hem Nd:YAG lazer (5,36 MPa) hem de Er:YAG lazer (5,43 MPa) için düşük bulunmuş ve iki lazer tipi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir. Ayrıca bağlanma dayanımları klinik olarak da yetersiz kalmıştır.

Kara ve ark (2010a) IPS Empress 2 seramik yüzeylere kumlama, HF asit ve Nd:YAG lazer uygulamışlardır. Oluşturdukları pürüzlülüğe yaptıkları profilometre analizi sonucunda; kumlama ile asit ve Nd:YAG lazere göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü elde etmişlerdir. Kara ve ark (2010b) IPS Empress 2 seramiklerde yaptıkları diğer bir çalışmada; yüzeylere kumlama, asit, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulayarak yaptıkları pürüzlendirmenin profilometre analizi sonucunda; kumlamanın en etkin yüzey pürüzlendirme tekniği olduğunu bulurken; Nd:YAG, Er:YAG ve HF asit arasında istatistiksel olarak fark bulamamışlardır. Dilber ve ark (2012) IPS Empress 2 seramiklerde yaptıkları çalışmada; profilometre analizi sonucunda en iyi yüzey pürüzlülüğünü kumlamanın sağladığını bulurken; HF asit ve Er:YAG lazer arasında fark bulamamıştır. Akyıl ve ark (2010) Feldspatik seramik yüzeylere yaptıkları çalışmalarında; HF asit, Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, Er: YAG lazer+HF asit, Nd: YAG lazer+HF asit uygulamış sonuçta Nd: YAG lazerin Er: YAG lazere göre yüzey pürüzlendirmede daha etkin olduğunu bulmuşlardır. Lazer gruplarının kontrol grubundan istatiksel olarak fark göstermediğini fakat HF asit uygulanmış gruplara göre istatiksel olarak daha düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu sonucuna varmışlardır.

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için yapılan profilometre analizi sonucunda; yukarıdaki çalışmalardan farklı olarak Er:YAG lazer ile Nd:YAG lazerin yüzeyde oluşturduğu pürüzlülük, hem HF asit hem de kumlamanın yüzeyde oluşturduğu pürüzlülükten istatistiksel olarak daha az çıkmıştır. Ayrıca, Er:YAG lazer ile Nd:YAG lazerin yüzeyde oluşturduğu pürüzlülük arasında istatistiksel olarak fark çıkmamıştır.

Er:YAG, Nd:YAG gibi nanosaniye lazerlerden sonra yeni bir teknoloji olan fs Ti:Safir lazer son yıllarda çeşitli tıbbi kliniklerde kullanılmaya başlanmıştır. Fs Ti:Safir lazerin sahip olduğu ultra kısa atımları sayesinde uygulandığı alanda ısı değişimine neden olmamaktadır (Soong ve Malta 2009). Bu özelliği sayesinde uygulanacağı bölgede ısıya bağlı oluşacak olumsuzluklar gözlenmeyecektir.

Kabas ve ark (2013) sığır dişlerinde yaptıkları in vitro çalışmada; fs Ti:Safir lazer ile konvensiyonel asidin oluşturduğu yüzey pürüzlülüğünü ve bağlanma dayanımını birbiriyle karşılaştırmışlardır. Fs lazeri 0,8 W; 1 W; 1,2 W ile her güçte ayrı ayrı tekrarlama sayısını 20, 30 ve 40 olarak kullanmışlardır. Bağlanma dayanımını asit ile yapılan pürüzlendirme ile elde edilen sonuçlarla benzer bulurken; fs lazerde, gücü 1,2 W ve tekrarlama sayısı 30 olduğunda en iyi bağlanmayı gösterdiğini bildirmişlerdir. Lorenzo ve ark (2013) Er:YAG ve fs Ti:Safir lazer kullanarak mine yüzeyinde yaptıkları çalışmalarında; en iyi bağlanma dayanımını fs Ti:Safir lazerin gösterdiğini bildirmişlerdir. Ji ve ark (2012) insan dişinin farklı yüzeylerine (mine, dentin, sement) fs Ti:safir lazer uygulayarak ablasyon oranlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında; dişin farklı yüzeylerinde ablasyon oranının farklılık gösterdiğini, lazerin puls sayısının değişmesinin ablasyon genişliğini değil, derinliğini etkilediğini ve oluşan ablasyonun dişin kimyasal yapısını değiştirmediğini bildirmişlerdir. Ayrıca, açığa çıkan ısının büyüklüğünün nanosaniye ve pikosaniye lazerlere göre daha düşük olduğunu göstermişlerdir. Yapılan bu in vitro çalışmaların dışında Wang ve ark (2014) yakın zamanda in vivo olarak fs lazeri kullanarak diş kesimi yapmışlardır. Ancak seramik yüzeyinde fs Ti:Safir lazer uygulaması yapılan ortodontik çalışmaya literatürde rastlanmamıştır.

Literatürde seramik yüzeyine fs Ti:Safir lazer ile yapılan ortodontik çalışma olmadığı için kullanılacak parametreyi belirlemek amacıyla pilot çalışma yapılmıştır. Pilot çalışmada, 5 ve 10 tekrarlama sayısı kullanılarak, 0,45 W; 0,55 W; 0,65 W; 0,80 W pulsasyon güçleri ile çalışılmıştır. Belirlenen bütün parametrelerde tekrarlama sayısı arttığı zaman seramik yüzeylerinde pürüzlendirilen alan derinliğinin fazla artmasına bağlı olarak kenarlarda kırılmalar gözlenmiştir. Bu nedenle, tekrarlama sayısı 10 olan gruplar tercih edilmemiştir. Bütün pürüzlendirilen yüzeylerden elde edilen SEM görüntüleri incelemelerinde yeterli alan derinliğine ulaşıldığı için tekrarlama sayısı 5 olan parametreler değerlendirilmiştir. Pulsasyon

gücü arttıkça, SEM görüntülerinde pürüzlendirilen alanda önce sınırların netliğinin kaybolmaya başladığı, sonrasında ise komşu dokularda erimeler olduğu gözlenmiştir. Pilot çalışma sonunda yüzeylerin SEM görüntülerine bakılarak, yüzeyde en iyi pürüzlendirmeyi sağlayan tekrar sayısı 5, pulsasyon gücü 0,45 W olan parametre olduğu görülmüş ve çalışmamızda kullanılmıştır.

Çalışmamızda yukarıda belirtilen parametre ile fs Ti:Safir lazer, feldspatik ve IPS Empress e-Max seramik yüzeylerine uygulanmıştır. Yukarıdaki çalışmalarla benzer şekilde bizim çalışmamızda da fs Ti:Safir lazer iki yüzey arasında fark olmaksızın yüksek bağlanma dayanımı (16,76 MPa) göstermiştir. Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için yapılan profilometre analizi sonucunda ise; fs Ti:Safir lazer, iki yüzey arasında fark olmaksızın uygulanan bütün yöntemler içinde en yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermiştir.

Materyal yüzeyini incelemek için görsel değerlendirme ile beraber profilometre, AFM ya da SEM cihazları kullanılmaktadır (Brewer ve ark 1990, Anusavice 2003). SEM yıllardır diş hekimliğinde kullanılmasına rağmen, AFM tekniğinin popülerliği son yıllarda artmıştır. Bizim çalışmamızda her iki teknikte kullanılarak yüzeyde oluşturulan pürüzlülük incelenmiştir.

Her iki teknikte farklı avantaj ve dezavantajlara sahiptir. SEM ile görüntü alınırken, örneklerin yüksek çözünürlüklü görüntülerinin alınmasında altın kaplamaya ihtiyaç duyulmaktadır (Rodriguez-Vilchis ve ark 2011). AFM ile yapılan çalışmalarda direkt olarak 3 boyutlu görüntüler elde edilebilmekte, fakat görüntülerin taranması uzun sürmektedir ve örneğin yüzeyinin tek bir noktasını tespit etmektedir. Tek noktadan yapılan ölçümlerde elde edilen pürüzlülük değerlerinin istatistiksel olarak anlam ifade edebilmesi için örnekten çok sayıda ölçüm yapılması gerektiği bildirilmiştir (Valois ve ark 2005, Teixeria ve ark 2005, Tholt ve ark 2006). Kakaboura ve ark (2007) yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmalarında; AFM' nin SEM' e göre yüzey karakterini daha detaylı tanımlayabildiğini belirtmişlerdir. Hegedüs ve ark (1999) AFM' nin örnek hazırlığı gereksiminin daha az olması ve sadece X, Y eksenlerinde değil Z ekseninde de yüzey taraması yapılabilmesi SEM' e göre üstünlüğü olarak vurgulamışlardır. Ayrıca SEM incelemelerinde örnek yapısının bozulabileceğini AFM incelemelerinde ise yapı bozulmadan çalışılabileceğini belirtmişlerdir. Non-kontak AFM' lerin kontak AFM'

lere göre; istenmeyen örnek-uç temasının oluşmaması ve yüzeyde ucun sürtünmesine bağlı hatalı alınabilecek ölçümlerin engellenmesi bakımından avantajları vardır. Bu özellikle 'etching' gibi işlemlerden sonra elde edilen hassas yüzeylerin incelenmesinde önemlidir (Silikas ve ark 1999, Diociaiuti ve ark 2002, Dörterler 2007). Bizim çalışmamızda da non- kontak mod' da her gruptan 12 adet görüntü elde edilmiş ve taranmıştır. Bu görüntülerden 12' şer yüzey pürüzlülük değeri elde edilmiştir.

Kara ve ark (2010b) seramik yüzeylerde yaptıkları çalışmada; kumlama, HF asit, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulayıp, seramik yüzeylerini AFM ile incelemişlerdir. AFM görüntüleri değerlendirildiğinde kumlama uygulanan grupta; farklı yükseklikte, düzensiz, sivri tepe ve vadi oluşumları; HF asit uygulanan grupta lazer uygulanan gruba göre daha pürüzlü, daha yüksek ve geniş tepelerin olduğu oluşumları, lazer uygulanan grupta ise tepe ve vadilerin olduğu diğer gruplara göre daha düz bir yüzey olduğunu bildirmişlerdir. Osorio ve ark (2010) seramik yüzeylerde yaptıkları çalışmada; kumlama ve Nd:YAG lazer uyguladıktan sonra seramik yüzeylerini AFM ile incelemişlerdir. AFM görüntüleri değerlendirildiğinde kumlama yapılan yüzeylerin Nd:YAG lazer uygulanmış yüzeylere göre daha girintili çıkıntılı bir yüzey gösterdiğini söylemişlerdir. Yavuz ve ark (2012) seramik yüzeylerde yaptıkları çalışmada; kumlama, HF asit ve Er:YAG lazer uygulayıp, seramik yüzeylerini AFM ile incelemişlerdir. AFM görüntüleri değerlendirildiğinde, lazer uygulanan grupta tepe ve vadilerin olduğu asit ve kumlamaya göre daha az pürüzlülük gösteren bir yüzey yapısı olduğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda IPS Empress e-Max ve feldspatik seramiklerin birbirine benzeyen AFM görüntülerinde, yukarıdaki çalışmalarla benzer olarak asit uygulanmış gruplarda düzenli yapının bozularak oldukça girinti ve çıkıntılı bir yüzeyin olduğu düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları gözlenmiştir. Kumlama uygulanmış yüzeyde HF asit uygulanan yüzeye göre daha yuvarlak hatlı ve daha derin girintili çıkıntılı tepe oluşumları, Er:YAG ve Nd:YAG lazer uygulanmış yüzeyde farklı yükseklikte, aralıklı yerleşmiş sivri tepe oluşumları gözlenirken, fs Ti:Safir lazer işlemi uygulanmış yüzeyinde derin vadi ve farklı yükseklikte yuvarlak tepe oluşumları gözlenmiştir.

Çalışmamızdaki farklı yüzey işlemleri uygulanan 3 boyutlu AFM görüntüleri ile bağlanma dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü arasında bir uyum vardır. Fs Ti:Safir lazer uygulanan grubun AFM görüntülerinde, daha homojen ve mikro girintili ve çıkıntılı yüzeylerin bağlanma dayanım değerleri diğer yüzeylere oranla daha fazladır. Diğer gruplarda bağlanma dayanım ve yüzey pürüzlülüğü değerleri AFM görüntülerindeki yüzey yapısıyla paralel olarak azalmaktadır.

Akyıl ve ark (2010) feldspatik seramiklerde yaptıkları çalışmada; HF asit, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uyguladıkları çalışmanın SEM incelemesinde, asit uygulanan grupta yüzeyde derin fissürler ve mikro çatlakların oluşturduğu belirgin değişiklikler gözlemiş, Nd:YAG lazer uygulanan grupta dar fissürler ve daha küçük çatlaklar gözlemiş, Er:YAG lazer uygulanan grupta ise fissür ve çatlakların olmadığı sığ erezyonlar gözlendiğini bildirmişlerdir. Yücel ve ark (2012) seramik yüzeylerde yaptıkları çalışmada; kumlama, HF asit ve Nd:YAG lazer uygulayıp, seramik yüzeylerini SEM ile incelemişlerdir. SEM görüntüleri değerlendirildiğinde kumlama uygulanan grupta; yüzey yapısının tamamen değiştiğini; HF asit uygulanan grupta uzayan kristal yapıların ve sığ düzensizliklerin oluştuğunu, Nd:YAG uygulanan grupta ise diğer gruplara göre daha düz bir yüzey olduğunu belirtmişlerdir. Yassaei ve ark (2013) seramik yüzeylere HF asit ve pulsasyon güçleri 1,6 W; 2 W ve 3,2 W olan Er:YAG lazeri uygulamışlardır. Yaptıkları SEM incelemesinde, 3 lazer grubunda da bazı alanlarda aşındırma olduğunu. asit uygulanan grupta gözlenen yüzey hasarının daha fazla ve uniform olduğunu bildirmişlerdir. HF asit uygulanan grupta yüzeyde çatlaklar gözlenirken, lazer uygulanan grupta çatlaklar görülmediğini asit grubunda görülen çatlaklarında yüzeyde olan artık maddelere ve glaze tabakasına bağlı olabileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda IPS Empress e-Max ve feldspatik seramiklerin birbirine benzeyen SEM görüntülerinde; asit ve kumlama uygulanan gruplarda yüzeyde derin fissürler ve mikro çatlakların oluşturduğu belirgin değişiklikler, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulanan grupta ise fissür ve çatlakların olmadığı sığ erezyonlar, fs Ti:Safir lazer işlemi uygulanmış grupta ise yüzey yapısının tamamen değiştiği görülmüştür.

Çalışmamızdaki SEM bulguları ile bağlanma dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü arasında da bir uyum vardır. Sadece Nd:YAG ve Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen örneklerde, bağlanmayı olumsuz yönde etkileyebilecek yer yer pürüzlenmemiş alanlar içeren heterojen bir pürüzlenme görülürken, asit ve kumlama uygulanan örneklerde tüm yüzeyin homojen şekilde pürüzlenmiş olduğu gözlenmiştir (Sasaki ve ark 2008). Fs Ti:Safir lazer uygulanmış gruplarda homojen pürüzlenmiş yüzeyde oluşan yüzey hasarı daha fazla ve uniformdur.

Çalışmamızda kumlama, HF asit, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer ve fs Ti:Safir lazer uygulamalarının seramik yüzeylerde pürüzlendirme etkisi ve bağlanma dayanımı incelenmiştir. Kumlama ve HF asidin elde edilen pürüzlendirme ve bağlanma değerleri yukarıda bahsedilen birçok çalışmayla uyumludur. Fs Ti:Safir lazer yüzey işlemi uygulanmış gruplar içerisinde en yüksek pürüzlülük ve bağlanma dayanımı gösterirken, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulanmış gruplar ise diğer gruplara göre daha düşük pürüzlülük göstermiş ve bağlanma dayanımı klinik olarak belirlenen optimum değerlerin altında kalmıştır.

Makaslama bağlanma dayanımında uygulanan pürüzlendirme yöntemlerinin etki büyüklüklerinin belirlenmesinde elde edilen bulgulara göre, makaslama bağlanma dayanımına en çok etki eden yöntemin %79,9 ile fs Ti:Safir lazer olduğu tespit edilmiştir. Bunu sırasıyla HF asit ve kumlama takip ederken, Er:YAG ve Nd:YAG lazer'in bağlanma dayanımını etkilemediği gözlenmiştir.

Wang ve ark (2014) kullandığımız fs Ti:Safir lazerin ağız içi kullanıma uyarlanmış halini yapmış olup, ilgili makalelerini yayınlamışlardır. Çalışmamızda fs Ti:Safir lazerin kullanımının sağladığı üstünlük göz önünde bulundurulduğunda, talep edildiği zaman ülkemizde de ağız içi kullanıma uygun halinin üretilebileceğini düşünmekteyiz.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Farklı pürüzlendirme tekniklerinin (kumlama, HF asit, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer, fs Ti:Safir lazer) seramik yüzeylerde (Feldspatik, IPS Empress e-Max) metal braketlerin bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği ve seramik yüzeyde oluşan pürüzlülüğün profilometre, AFM ve SEM analizi ile incelendiği çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Çalışmamızda kullanılan bütün pürüzlendirme teknikleri (kumlama, HF asit, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer, fs Ti:Safir lazer) ile feldspatik ve IPS Empress e-Max seramik tipleri arasında istatiksel olarak fark bulunmamıştır.
2. Fs Ti:Safir lazer, HF asit ve kumlama ile pürüzlendirilen seramiklerde makaslama bağlanma dayanımı değerleri klinik olarak yeterli olup, en yüksek bağlanma dayanımını fs Ti:Safir lazer göstermiştir. Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerin bağlanma dayanım değerleri ise klinik olarak yeterli kabul edilen değerin altında kalmıştır.
3. Seramik sistemin yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılmasında fs Ti:Safir lazer uygulanan grup en yüksek ortalama pürüzlülük değeri gösterirken, bunu sırasıyla HF asit ve kumlama takip etmiştir. Nd:YAG ve Er:YAG lazer ise en düşük ortalamaya sahip gruplar olarak bulunmuştur.
4. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda meydana gelen kırık tiplerinin stereomikroskop görüntülerinde bütün gruplarda daha çok rezin siman-seramik ara yüzeyinde adeziv tipte başarısızlık gözlenmiştir.
5. Yüzey pürüzlülüğü ile makaslama bağlanma dayanımı arasındaki ilişkinin incelendiğinde, feldspatik ve IPS Empress e-Max seramik sisteminde grupların yüzey pürüzlülük değerleri ve makaslama bağlanma değerleri arasında doğru orantılı bir ilişki bulunmuştur.
6. IPS Empress e-Max ve feldspatik seramiklerin birbirine benzeyen AFM görüntülerinde, asit uygulanmış gruplarda düzenli yapının bozularak oldukça girinti ve çıkıntılı bir yüzeyin olduğu düzensiz, çok sayıda, farklı yükseklikte ve sıkı sıkıya yerleşmiş yuvarlak şekilli tepe oluşumları, kumlama uygulanmış yüzeyde asit uygulanan yüzeye göre daha yuvarlak hatlı ve daha derin girintili çıkıntılı tepe oluşumları görülmüştür. Er:YAG ve Nd:YAG lazer uygulanmış yüzeyde farklı yükseklikte, aralıklı yerleşmiş sivri tepe oluşumları gözlenirken, fs Ti:Safir lazer

işlemi uygulanmış yüzeyinde derin vadi ve farklı yükseklikte yuvarlak tepe oluşumları gözlenmiştir.

7. Çalışmamızda IPS Empress e-Max ve feldspatik seramiklerin birbirine benzeyen SEM görüntülerinde; asit ve kumlama uygulanan gruplarda yüzeyde derin fissürler ve mikro çatlakların oluşturduğu belirgin değişiklikler, Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulanan grupta ise fissür ve çatlakların olmadığı sığ erezyonlar, fs Ti:Safir lazer işlemi uygulanmış grupta ise yüzey yapısının tamamen değiştiği görülmüştür.

8. Farklı yüzey işlemleri uygulanan seramiklerin AFM görüntüleri ve SEM bulgularının, hem bağlanma dayanımı hem de yüzey pürüzlülüğü arasında bir uyum gözlenmiştir.

Laboratuar çalışmalarının klinik anlamı sınırlı olmasına karşın, çalışmamızda seramik yüzeylere yapıştırdığımız braketlerin ortalama bağlanma dayanımları Er:YAG ve Nd:YAG lazer uygulanan gruplar dışında sınırları aşmıştır. Bu nedenle sonuçlar klinik olarak yeterli görülebilir. Test edilen yöntemler arasında Er:YAG ve Nd:YAG lazer ile pürüzlendirme sonrasında yapıştırılan metal braketler en düşük bağlanma değerlerini göstererek kabul edilebilir sınırların altında kaldığı için seramik yüzeye metal braketlerin yapıştırılmasında güvenilir bir yöntem olarak değerlendirilmemelidir. Fs Ti:Safir lazer hem bağlanma dayanımı, hem de yüzey pürüzlülüğü değerlerinde en yüksek sonuçları vermiştir.

6. KAYNAKLAR

Aboushelıb MN, Kleverlaan CJ, Feılzer AJ, 2006. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 2: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater, 22, 857-63.

Aboushelıb MN, Kleverlaan CJ, Feılzer AJ, 2008. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: Double veneer technique. J Prosthodont, 17, 9-13.

Ahrari F, Heravi F, Hosseini M, 2013. CO_2 laser conditioning of porcelain surfaces for bonding metal orthodontic brackets. Lasers Med Sci, 28, 1091-7.

Akçiçek G, Akçiçek S, Uysal S, Çağırankara B, Avcu N, 2010. Diş Hekimliğinde Lazer Uygulamaları. Derleme, Dicle Dişhek Der, 11, 24-32.

Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H, 2005. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 128, 630-7.

Akyıl MS, Yilmaz A, Karaalioğlu OF, Duymuş ZY, 2010. Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-ırradiated feldspathic ceramic surface. Photomed Sci Laser Surg, 28, 539-45.

Albakry M, Guazzato M, Swain MV, 2003. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent 89, 374-80.

Al-Dohan HM, Yaman P, Dennıson JB, Razzoog ME, Lang BR, 2004. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. J Prosthet Dent, 91, 349-55.

Alphan Sennaroğlu, 2010. 50. Yılında Lazer: Kısa bir Tarihçe ve Geleceğe Bakış. Tübitak Biltek Der, 510, 26-31.

Alphan Sennaroğlu, 2010. Katıhal femtosaniye lazerleri. Tübitak Biltek Der, 510, 56-61.

Anderson AM, Kao E, Gladwin M, Benli O, Ngan P, 2002. The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An in vivo study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 122, 251-9.

Andreasen GF, Stieg MA, 1988. Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 93, 341-5.

Anusavice KJ, 2003. Phillips' science of dental materials, 11th Edition, St. Louis, p. 655-721.

Aras MH, Güngörmüş M, 2011. Düşük seviyeli lazer terapisinin çeşitli hücre ve dokular üzerine etkisi. Türkiye Klinikleri J Dental Sci, 17, 186-92.

Arısu HD, 2009. Restoratif diş hekimliği ve endodontide lazer kullanımı. GÜ Diş Hek Fak Der, 26, 125-132.

Aydın A, 2001. Investigation of fractal dimension on atomic force microscopic images. Doktora Tezi, Ortadoğu Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Bader C, Krejci I, 2006. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. Am J Dent, 19, 178-186.

Barbosa VL, Almeida MA, Chevitarese O, Keith O, 1995 Feb. Direct bonding to porcelain. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 107, 159-64.

Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM, 2002. The effect of thermocycling on five adhesive luting cement. J Oral Rehabil, 29, 546-52.

Basaran G, Ozer T, Berk N, Hamamci O, 2007. Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium:yttrium-scandiumgallium- garnet laser system. Angle Orthod, 77, 117–24.

Basaran G, Hamamcı N, Akkurt A, 2011. Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances. Lasers Med Sci, 26, 149-56.

Bayındır F, Uzun İH, 2007. Tam seramik kuron sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 2, 33-42.

Blankenau RJ, Powell GL, Randall WE, Westerman GH, 1999. In vivo caries-like lesion prevention with argon laser: pilot study. J Laser Med Surg, 17, 241-3.

Blatz MB, Sadan A, Kern M, 2003. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent 89, 268-74.

Blatz MB, Sadan A, Martin J, 2004. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely sintered hıgh purity zirconium oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. J Prosthet Dent, 91, 356-62.

Blatz MB, 2002. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int, 33, 415-26.

Bourauel C, Frıes T, Drescher D, Plıetsch R, 1998. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. Eur J Orthod, 20, 79–92.

Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA, 2010. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. Dent Mater, 26, 38-49.
Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA, 1990. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. J Prosthet Dent, 64, 631-5.
Brown JD, Hilger T, Marsella J, 1991. Essay prompts and topics: Minimizing the effect of differences. Written Communication 8, 532-55.
Buonocore MG, 1955. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. J Dent Res, 34, 849-53.
Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ, 2008. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. Eur J Prosthodont Restor Dent, 16, 158-65.
C.Breck Hitz, J. J. Ewing, Jeff Hecht, 2012. Introduction to laser technology, 4th Edition. 312 pages. Wiley-IEEE Press.
Canay S, Kocadereli I, Akça E, 2000. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 117, 15-9.
Chan KH, Tom H, Fried D, 2014. Monitoring the inhibition of erosion by a CO_2 laser with OCT. Proc Soc Photo Opt Instrum Eng, 18, 8929, 89290F.
Coluzzi DJ, 2004. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dent Clin North Am, 48, 751-70.
Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ, 2007. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent, 98, 389-404.
Convissar RA, Goldstein EE, 2001. A combined carbon dioxide/erbium laser for soft and hard tissue procedures. Dent Today, 20, 66-71.
Cowan AJ, Wilson NH, Wilson MA, Watts DC, 1996. The application of ESEM in dental materials research. J Dent, 24, 375-77.
Cruz DR, Kohara EK, Riberio MS, Wetter NU, 2004. Effects of low intensity laser therapy on the orthodontic movement velocity of human teeth: a preliminary study. Lasers Surg Med, 35, 117-20.
Çapan C, 2005. Fosforik asit ile Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerinin karşılaştırılması. Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
Çelik EU, Ergucu Z, Turkun LS, Turkun M, 2006. Shear bond strength of different adhesives to Er:YAG laser-prepared dentin. J Adhes Dent, 8, 319-25.
Dederıch DN, Bushıck RN, 2004. Lasers in dentistry. J Am Dent Assoc, 135, 204–12.
Dehoff PH, Anusavıce KJ, Wang Z, 1995. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. Dent Mater, 11, 126-31.
Delfino CS, Souza-Zaroni WC, Corona SAM, Pécora JD, Palma RG, 2006. Effect of Er:YAG laser energy on the morphology of enamel/adhesive system interface. Appl Surf Sci, 252, 8476–81.
Demirel F, Yüksel G, Muhtaroğlulları M, Çekiç C, 2005. Effect of topical flourides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. Int J Periodontics Restorative Dent, 25, 277–81.
Diociaiuti M, Bordı F, Motta A, Carosı A, Molınarı A, Arancıa G, Coluzza C, 2002. Aggregation of Gramicidin in Phospholipid Langmuir–Blodgett Monolayers. Biophys J, 82, 3198–206.
Doğan M, 2005. Kimyada nanoteknoloji devri. Kimya Teknol Derg, 57, 21-8.
Doshi-Mehta G, Bhad-Patil WA, 2012. Efficacy of low-intensity laser therapy in reducing treatment time and orthodontic pain: a clinical investigation. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 141, 289-97.
Douglas N, Dederich and Ronald D. Bushick, 2004. Lasers in dentistry:Separating from hype. J Am Dent Assoc, 135, 204-12.
Dörterler E, 2007. Zikonyum oksit esaslı seramik sistemlerinde lazerle yapılan pürüzlendirmenin bağlantı gücüne etkisi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
El Zohaıry AA, de GEE AJ, de Jager N, van Ruıjven LJ, Feılzer AJ, 2004. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. J Dent Res, 83, 420-4.
El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ, 2003. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. Dent Mater, 19, 575-83.
Elaut J, Wehrbein H, 2004. The effects of argon laser curing of a resin adhesive on bracket retention and enamel decalcification: a prospective clinical trial. Eur J Orthod, 26, 553-60.
Ersu B, Yuzugullu B, Yazici AR, Canay S, 2009. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. J dent, 37, 848–56.
Eustaquio R, Garnier LD, Moore BK, 1988. Comparative tensile strengths of bracekts bonded to porcelainwith orthodonticadhesive and porcelain repair systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 94, 421-25.

Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hıckel R, 1998. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. Dent Mater, 14, 186–93.
Fornaini C, Merigo E, Vescovi P, Lagori G, Rocca J, 2013. Use of laser in orthodontics: applications and perspectives. Laser Ther, 22, 115-24.
Fujita S, Yamaguchi M, Utsunomiya T, Yamamoto H, Kasai K, 2008. Low-energy laser stimulates tooth movement velocity via expression of RANK and RANKL. Orthod Craniofac Res, 11, 143-55.
Fujiyama K, Deguchi T, Murakami T, Fujii A, Kushima K, Takano-Yamamoto T, 2008. Clinical effect of CO_2 laser in reducing pain in orthodontics. Angle Orthod, 78, 299-303.
Gale M, Darvell B, 1999. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent, 27, 89-99.
Geis-Gerstorfer J, 1994. In vitro corrosion measurements of dental alloys. J Dent, 22, 247-51.
Gillis I, Redlich M, 1998. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 114, 387-92.
Glinkowski, W. and Pokora, L. 2001. Lasers in Therapy, Warsaw.
Goldstein J, Newbury D, Joy D, Lyman C, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael J, 2003. Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis. 3rd Edition. USA, Springer.
Gray GB, Carey GP, Jagger DC, 2006. An in vitro investigation of a comparison of bond strengths of composite to etched and air-abraded human enamel surfaces. J Prosthodont, 15, 2-8.
Hamamci N, Akkurt A, Başaran G, 2010. In vitro evaluation of microleakage under orthodontic brackets using two different laser etching, self etching and acid etching methods. Lasers Med Sci, 25, 811-6.
Harris DM, Pick RM, 1995. Laser Physics. In: Misserandino LJ, Pick RM, ed. Lasers in Dentistry. Quintessence Publishing Co Inc, p.27-38.
Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H, 2000. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. J Dent Res, 79, 1385-91.
He WL, Li CJ, Liu ZP, Sun JF, Hu ZA, Yin X, Zou SJ, 2013. Efficacy of low-level laser therapy in the management of orthodontic pain: a systematic review and meta-analysis. Lasers Med Sci, 28, 1581-9.
Hess JA, 1990. Scanning electron microscopic study of laser-induced morphologic changes of a coated surface. Laser surg med, 10, 458-62.
Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K, 2003. Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. J Oral Rehabil, 30, 515-21.
Hosseini MH, Sobouti F, Etemadi A, Chiniforush N, Shariati M, 2013. Shear bond strength of metal brackets to feldspathic porcelain treated by Nd:YAG laser and hydrofluoric acid. Lasers Med Sci, (Epub ahead of print).
Ivoclar Vivadent, IPS Empress System-the original, 2005. Scientific Documentation.
Jefferies SR, 1998. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. Dent Clin North Am, 42, 613–27.
Ji L, Li L, Devlin H, Liu Z, Jiao J, Whitehead D, 2012. Ti:sapphire femtosecond laser ablation of dental enamel, dentine, and cementum. Lasers Med. Sci, 27, 197–204.
Jost-Brinkmann PG, Schiffer A, Miethke RR, 1992. The effect of adhesive layer thickness on bond strength. J Clin Orthod, 26, 711-8.
Kabas AS, Ersoy T, Gülsoy M, Akturk S, 2013. Femtosecond laser etching of dental enamel for bracket bonding. J Biomed Opt, 18, 098003.
Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N, 2007. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. J Mater Sci Mater Med, 18, 155-63.
Karu T, 1998. The science of low power laser therapy. Amsterdam, The Netherlands, Gordon and Breach.
Kawasaki K, Shimizu N, 2000. Effects of low energy laser irradiation on bone remodeling during experimental tooth movement in rats. Lasers Surg Med, 26, 282-91.
Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, 2002. 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Results and trends. J Clin Orthod, 36, 553-68.
Keller U, Hibst R, 1993. Effects of Er:YAG laser on enamel bonding of composite materials. Proc SPIE, 1880, 163–8.
Kert, J. and Rose, L, 1989. Clinical laser therapy, Scandinavian Medical Technology 1482, 29-32.

Kim JH, Kwon OW, Kim HI, Kwon YH, 2006. Acid resistance of erbium doped yttrium aluminium garnet laser- treated and phosphoric acid etched enamels. Angle orthod, 76, 1052-6.
Kim ME, Jeoung DJ, Kim KS, 2003. Effects of water flow on dental hard tissue ablation using Er:YAG laser. J Clin Laser Med Surg, 21, 139-144.
Kim WT, Bayome M, Park JB, Park JH, Baek SH, Kook YA, 2013. Effect of frequent laser irradiation on orthodontic pain A single-blind randomized clinical trial. Angle Orthod, 83, 611-6.
Kocadereli I, Canay S, Akça K, 2001. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 119, 617–20.
Lee BS, Hsieh TT, Lee YL, Lan WH, Hsu YJ, Wen PH, Lin CP, 2003. Bond strength of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. Angle Orthod, 73, 565–70.
Lepri TP, Souza-Gabriel AE, Atoui JA, Palma-Dibb RG, Pecora JD, Milori Corona SA, 2008. Shear bond strength of a sealant to contaminated-enamel surface: influence of erbium: yttrium aluminum- garnet laser pretreatment. J Esthet Restor Dent, 20, 386-94.
Li R, Ren Y, Han J, 2000. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 18, 377–79.
Lorenzo MC, Portillo M, Moreno P, Montero J, Castillo-Oyagüe R, García A, Albaladejo A, 2014. In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel. Lasers Med Sci, 29, 897-905.
Maiman, TH, 1960. Stimulated optical radiation in ruby. Nature. 187, p. 493-94.
Manni JG, 2004. Dental Applications of Advanced Lasers, JGM Associates, Inc.
Martınez-Gomıs J, Bızar J, Anglada JM, Samso J, Peraıre M, 2003. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. Int J Prosthodont, 16, 74–7.
Mc Lean JW, 2001. Evoluation of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent, 85, 61-6.
Mc Lean JW, 1979. The science and art of dental ceramics, 2nd ed. Quintessence Pub Co Inc Chicago, p. 21-44
McCabe JF, Walls AWG, 2008. Applied Dental Materials. 9th ed. Blackwell Publishing, Oxford.
Mıronov VL, 2004. Fundamentals of Scanning Probe Microscopy. The Russian Academy of Sciences Institute of Physics of Microstructures. Nizhniy Novgorod.
Milonni PW, Eberly JH, 1988. Lasers, Wiley-IEEE Press.
Nalbantgil D, Öztoprak MO, Erdem S, 2011a. Ortodontide Lazer Uygulamaları. Yeditepe Üniversitesi Diş Hek Fak Der, 3, 49-55.
Nalbantgil D, Oztoprak MO, Tozlu M, Arun T, 2011b. Effects of different application durations of ER:YAG laser on intrapulpal temperature change during debonding. Lasers Med Sci, 26, 735-40.
Neuhaus KW, Ciucchi P, Donnet M, Lussi A, 2010. Removal of enamel caries with an air abrasion powder. Oper Dent, 35, 538-46.
Newman SM, Dressler KB, Grenadier MR, 1984. Direct bonding of orthodontic bracets to esthetic restorative materials using a silane. American Journal of Orthodontics, 86, 503-06.
Obata A, Tsumura T, Niwa K, Ashizawa Y, Deguchi T, Ito M, 1999. Super pulse CO_2 laser for bracket bonding and debonding. Eur J Orthod, 21, 193-8.
Oho T, Morioka T, 1990. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. Caries Res, 24, 86-92.
Oilo G, 1993. Bond strength testing--what does it mean? Int Dent J, 43, 492-8.
Olmez A, Öztaş N, Bilici S, 1998. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. Quint Int, 29, 725-9.
Osorio E, Toledano M, Silveira B, Osorio R, 2010. Effect of different surface treatments on ın-ceram alumina roughness. An AFM study. J dent, 38, 118-22.
Özbayrak S 1999. Lazer, prensipleri, biyolojik etkileri ve diş hekimliğinde kullanımı. E.S.C. ve Sharplan Lazerleri Türkiye Temsilciliği Ortadoğu A.S. Bilimsel Yayın Serisi, İstanbul.
Pannes DD, Bailey DK, Thompson JY, Pietz DM, 2003. Orthodontic bonding to porcelain: a comparison of bonding systems. Journal of Prosthetic Dentistry, 89, 66-69.
Parker S, 2007. History of Lasers and Laser Light Production. Br Dent J, 202, 21-31.
Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA,Tay F, 1999. The microtensile bond test: a review. J Adhes Dent,1, 299-309.
Philip Benson, 2008. Evaluation of White Spot Lesions on Teeth With Orthodontic Brackets. Seminars in Orthodontics, 14, 200-8.
Poosti M, Jahanbin A, Mahdavi P, Mehrnoush S 2012. Porcelain conditioning with Nd:YAG and Er:YAG laser for bracket bonding in orthodontics. Lasers Med Sci, 27, 321-4.
Prause A.M, 2000. Dis Hekimliği ve Laser Sistemleri. Diş Hek Klnk Der, 3, 44-7.

Raigrodski AJ, 2004b. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin N Am, 48, 531-44.
Raigrodski AJ, 2004a. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent, 92, 557-62.
Retief DH, 1991. Standardizing laboratory adhesion tests. Am J Dent, 4, 231-6.
Ritter RG, 2010. Multifunctional uses of a novel ceramic- lithium disilicate. J Esthet Restor Dent, 22, 332-41.
Rodriguez-Vilchis LE, Contreras-Bulnes R, Olea-Mejia OF, Sanchez-Flores I, Centeno-Pedraza C, 2011. Morphological and structural changes on human dental enamel after Er:YAG laser irradiation: AFM, SEM, and EDS evaluation. Photomed Laser Surg, 29, 493-500.
Rosenblum MR, Schulman A, 1997. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc, 128, 297-307.
Saito A, Komıne F, Blatz MB, Matsumura H, 2010. A comparison of bond strengths of layered veneering porcelains to zirconia and metal. J Prosthet Dent, 104, 247-57.
Sanches R.P, Otani C, Damiao A.J, Miyakawa W, 2009. AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. Micron, 40, 502–6.
Sarver DM, Yanosky M, 2005. Principles of cosmetic dentistry in orthodontics: Part 3. Laser treatments for tooth eruption and soft tissue problems. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 127, 262-4.
Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Ozcan M, 2003. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. Am J Orthod Dentofacial Orthop,123, 540-6.
Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD, 1998. Microtensile testing of dentin adhesive. Dent Mater, 14, 194-201.
Schweiger M, Holand W, Frank M, Drescher H and Rheinberger V, 1999. IPS Empress 2: A new pressable high-glass ceramic for esthetic all-ceramic restoration, QDT, 143-51.
Shahabi S, Bagheri HG, Ramazani K, 2012. Tensile bond strength of sealants following Er:YAG laser etching compared to acid etching in permanent teeth. Lasers Med Sci, 27, 371-5.
Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A, 1998. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. J Oral Rehabil, 25, 699-705.
Shiu P, De Souza-Zaroni WC, de Eduardo CP, Youssef MN, 2007. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. Photomed Laser Surg , 25, 291–6.
Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH, 1999. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. J Dent Res, 78, 699-705.
Sılıkas N, Watts DC, England KER, Jandt KD, 1999. Surface finestructure of treated dentine investigated with tapping mode atomic force microscopy (TMAFM). J Dent, 27,137–44.
Sonis AL, 1996. Air abrasion of failed bonded metal brackets: a study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 110, 96-8.
Soong HK, Malta JB, 2009. Femtosecond lasers in ophthalmology. Am J Ophthalmol, 147, 189-197.
Sorensen JA, 1999. The Ips Empress 2 System: Defining And Posibilities. Quintessence Dent Technol, 22, 153-63.
Spohr AM, Borges GA, Junior LH, Mota EG, Oshima HM, 2008. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or alu-minum oxid sandblasting and its bond strength to a resin cement. Photomed Laser Surg, 26, 203–8.
Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D, 2003. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. Compend Contin Educ Dent, 24, 935-48.
Strauss RA, 2000. Lasers in oral and maxillofacial surgery. Dent Clin North Am, 44, 851-73.
Tanyeri H, 2008. Diş hekimliği pratiğinde yumuşak dokuda lazer uygulamaları. Quintessence Yayıncılık Türkiye.
Teıxerıa ECN, Thompson JI, Pıascık JR, Thompson JY, 2005. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. J Esthet Restor Dent, 17, 172-80.
Tholt B, Mıranda-Junıor W.G, Prıolı R, Thompson J, Oda M, 2006. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. Oper Dent, 31, 442–9.
Tosun T, 2009. Diş hekimliğinde lazer uygulamaları. Dentalife, 31, 18-27.
Turhani D, Scheriau M, Kapral D, Benesch T, Jonke E, Bantleon HP, 2006. Pain relief by single low-level laser irradiation in orthodontic patients undergoing fixed appliance therapy. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 130, 371–7.

Türkmen C, Sazak H, Günday M, 2006. Effects of the Nd:YAG laser, air-abrasion, and acid-etchant on filling materials. J Oral Rehabil, 33, 64–9.
Ülker M, 2006. Yapay yaşlandırma işlemlerinin self-etch adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarına ve bağlanma ara yüzeylerine etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
Üşümez A, Aykent F, 2003. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. J Prosthet Dent, 90, 24-30.
Üşümez A, 2001. Farklı asitler ve Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
Valoıs CA, Sılva LP, Azevedo RB, 2005. Atomic Force Microscopy Study of Stainless-Steel and Nickel-Titanium Files. JOE, 31, 882-5.
Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL, 1996. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. Dent Mater, 12, 290-4.
Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM, 1993. Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Orthod, 63, 73–6.
Walsh LJ, Abood D, Brockhurst PJ, 1994. Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified human enamel. Dent Mater, 10, 162–6.
Wang C, Zeng J, Wang S, Yang Z, Huang Q, Chen P, Zhou S, Liu X, 2008. Influence of surface treatments on the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. Applied Surface Science, 255, 416–8.
Wang D, Wang L, Zhang Y, Lv P, Sun Y, Xiao J, 2014. Preliminary study on a miniature laser manipulation robotic device for tooth crown preparation. Int J Med Robot doi: 10.1002/rcs.1560.
Watt IM, 1996. The principles and practice of electron microscopy, Cambridge University press, UK..
Weiner GP, 2004. Laser dentistry practice management. Dent Clin North Am, 48, 1105-26.
Whıtehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wılson NHF, 1995. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. J Oral Rehabil, 22, 421–7.
Yassaei S, Moradi F, Aghili H, Kamran MH, 2013. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to porcelain following etching with Er:YAG laser versus hydrofluoric acid. Orthodontics, 14, 82-7.
Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E, 2005. Tam porselenler II. Gazi Üni Diş Hek Fak Derg, 22, 49-60.
Yazıcı R, Dayangaç B, 2013. Diş hekimliği ve lazer. Hac Üni Diş Hek Fak Der, 23, 20-9.
Yiğit ŞB, Gürsel M, 2007. Periodontolojide lazer. Selc Üni Diş Hek Fak Der, 16, 67-73.
Youssef, M., Ashkar, S. and Hamade, E, 2008. The Effect of Low Level Laser Therapy During Orthodontic Movement: a Preliminary Study, Lasers Med. Sci, 23, 27-33.
Yucel MT, Aykent F, Akman S, Yondem I, 2012. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength between resin cement and all-ceramic core materials. Journal of Non-Crystalline Solids, 358, 925–30.
Yüksel E, 2011. Farklı yüzey özelliklerine sahip zirkonyum oksit ve farklı fabrikasyon yöntemleri ile üretilen veneer seramikleri arasındaki bağlantı değerinin fizik yeterliliğinin değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
Zachrisson BU, Brobakken BO, 1978. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. Am J Orthod, 74, 62-78.
Zachrisson BU, Buyukyilmaz T, 1993. Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain. J Clin Orthod, 27, 661-75.
Zachrisson BU, 1977. A posttreatment evaluation of direct bonding orthodontics. Am J Orthod, 71, 173-89.
Zachrisson BU,1994. Bonding in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL. Orthodontics: current principles and techniques. 2nd ed. St. Louis: Mosby, 542-626.
Zachrisson YQ, Zachrisson BU, Büyükyılmaz T, 1996. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. Am J Orthod Dentofacial Orthop,109, 420-30.

8. ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Ankara' da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Ankara'da tamamladıktan sonra, 2003 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde lisans eğitimine başladı. 2008 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni bitirerek diş hekimi ünvanı aldı. 2011 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. 2012 yılında aynı bölümde araştırma görevlisi kadrosuna atandı. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır. Evli ve bir çocuk sahibidir. Yabancı dili İngilizce'dir.