



**T.C  
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ  
ANABİLİM DALI**

**FARKLI Er:YAG LAZER PARAMETRELERİ ve  
GELENEKSEL YÖNTEMLE HAZIRLANAN 5. SINIF  
KAVİTELERİN DENTİN YÜZEYLERİ PÜRÜZLÜLÜK  
DEĞERLERİ İLE ADEZİV SİSTEM ve KOMPOZİT  
MATERYALİ UYGULANMASI SONRASI ELDE  
EDİLEN MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMI  
DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ  
M.Sc. Dt. KUMRU ÇÖTELİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. MÜBİN SOYMAN**

**İSTANBUL, 2011**



**T.C  
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ  
ANABİLİM DALI**

**FARKLI Er:YAG LAZER PARAMETRELERİ ve  
GELENEKSEL YÖNTEMLE HAZIRLANAN 5. SINIF  
KAVİTELERİN DENTİN YÜZEYLERİ PÜRÜZLÜLÜK  
DEĞERLERİ İLE ADEZİV SİSTEM ve KOMPOZİT  
MATERYALİ UYGULANMASI SONRASI ELDE  
EDİLEN MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMI  
DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**M.Sc. Dt. KUMRU ÇÖTELİ**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. MÜBİN SOYMAN**

**İSTANBUL, 2011**

## ÖZET

Bu *in vitro* çalışmanın amacı; geleneksel yöntem ve farklı Er:YAG parametreleri ile hazırlanan 5. sınıf kavitelere adeziv sistem ve kompozit materyali uygulanarak 2000 döngü termosiklus sonrası görülen mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerinin ve yine geleneksel yöntem ile aynı lazer parametreleri uygulanan dentin yüzeylerinin pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

Çalışmada 113 adet apeksifikasyonu tamamlanmış, ortodontik amaçlı çekilmiş, herhangi bir restorasyon içermeyen çürüksüz daimi insan küçük azı dişi kullanılmıştır.

Rastgele seçilen 45 adet küçük azı dişi, bukkal ve lingual/palatinal yüzeylerinin birbirinden ayrılması için kesit alma cihazı ile meziyo-distal yönde kesilmiştir. Bukkal veya lingual/palatinal yüzeyler sırasıyla 100, 600 ve 1200 grit silikon karbid zımpara kağıtlar yardımıyla su yıkaması altında cilalanarak mine yüzeyinin 2 mm altına inilmiştir. Örnekler, her grupta 10 adet dişi olacak şekilde rastgele 9 gruba ayrılmış ve tüm örneklerin geleneksel yöntem ve lazer uygulaması öncesi ilk pürüzlülük değerleri her dişten 5 değer alınarak elde edilmiştir.

Örnekler akrilik rezin bloklar içerisine gömüldükten sonra, lazer gruplarına farklı Er:YAG parametreleri, kontrol grubuna ise mikromotor ile çelik rond frez uygulandıktan sonra her dişten 5 değer olmak üzere pürüzlülük değerleri tekrar ölçülmüştür.

Geriye kalan 68 adet daimi küçük azı dişin bukkal ve lingual/palatinal yüzeylerinin birbirinden ayrılması için dişler kesit

alma cihazı ile meziyo-distal yönde kesilmiştir. Her grupta 15 örnek olmak üzere dişler rastgele 9 gruba ayrılmıştır.

Lazer gruplarında Er:YAG lazer ile mine-sement sınırınının 1 mm üzerinde, 4 mm boyunda, 4 mm genişliğinde ve 2 mm derinliğinde 5. sınıf kavite hazırlanmıştır. Kontrol grubunda mine, aeratöre takılan elmas rond frez, dentin ise mikromotora takılan çelik rond frezle kaldırılarak aynı boyutlarda kavite elde edilmiştir.

Hazırlanan kavitelere bonding ajanı (Clearfil SE Bond, Kuraray Dental) ve kompozit restoratif materyali (Filtek Z250, 3M ESPE) üretici firmaların kullanım önerileri doğrultusunda uygulanmıştır.

Örneklere 5°-55°C arasında 2000 termosiklus döngüsü uygulanmıştır. Dişler, bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde önce meziyo-distal, sonrasında vestibülo-palatinal yönde kesilerek 1 mm x 1 mm ölçülerinde dentin-kompozit çubukları elde edilmiştir.

Örneklere, mikrotensil bağlanma dayanımı değerlendirilmesi için Universal test makinesiyle çekme deneyi uygulanmıştır.

Çalışma verileri değerlendirilirken, parametrelerin gruplar arası karşılaştırılmalarında 'One Way ANOVA' testi, farklılığa neden olan grubun tespitinde 'Tukey HSD' testi, parametrelerin grup içi karşılaştırılmalarında ise paired t testi kullanılmıştır.

Çalışmada elde edilen sonuçlara göre; dentin yüzeylerine lazer uygulanması, pürüzlülük değerlerini kontrol grubuna oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırmaktadır. Mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerinde; gerek düşük atım süresi ile yüksek

güç, gerekse yüksek atım süresi ile düşük güç kullanılmasının aynı sonucu verdiği görülmektedir. Lazer gruplarında yüzey pürüzlülük değerleri arttıkça mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerinde düşüş elde edilmektedir. Kontrol grubu, istatistiksel olarak anlamlı derecede en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini vermektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Er:YAG Lazer, 5. Sınıf Kavite, Termosiklus, Yüzey Pürüzlülüğü, Mikrotensil Bağlanma Dayanımı

## **SUMMARY**

The aim of this *in vitro* study is to compare the micro-tensile bond strengths of Class V cavities prepared by conventional methods or different parameters of Er:YAG laser and restored with composite material after applied 2000 times of thermocyclus. Dentin surface roughness performed by the same parameters and the conventional method was also compared.

113 human permanent premolars with apexifications completed with no caries and restorations and extracted for orthodontic purposes were used.

45 premolars were selected randomly and sectioned in a mesio-distal direction to obtain buccal and lingual/palatinal surfaces. Buccal or lingual/palatinal surfaces were ground with 100, 600 and 1200 grit silicon carbid paper under water respectively, to reach 2 mm under the enamel. All teeth were randomly divided into 9 groups consisted of 10 samples each and 5 surface roughness values of every sample were measured before conventional method and laser irradiation.

After embedding all samples in acrylic resin blocks, different Er:YAG parameters and conventional method were applied to dentin surfaces and 5 surface roughness values were then determined again of every sample.

68 remaining permanent premolars were sectioned in a mesio-distal direction to obtain buccal and lingual/palatinal surfaces. All teeth were randomly divided into 9 groups consisted of 15 samples each.

Class V cavities were prepared by Er:YAG laser and conventional method 1 mm above the enamel-cementum junction, cavity dimensions were 4 mm width and 4 mm height. The depth of the cavities were 2 mm.

A bonding agent (Clearfil SE Bond, Kuraray Dental) and a composite material (Filtek Z250, 3M ESPE) were applied to the prepared cavities according to the manufacturer's instructions.

The specimens were thermocycled for 2000 times between 5° C and 55° C. The teeth were cutted mesio-distally first, then bucco-lingually perpendicularly to the bonded areas. 1mm x 1mm resin-dentin sticks were obtained.

Statistical analysis was performed by using the 'One Way ANOVA' and 'Tukey HSD' tests. The comparison of parameters within groups was analysed with paired t test.

In conclusion, statistically, laser irradiated dentin surfaces showed significantly more surface roughness values. At the cavities prepared with laser, there was no statistical difference between lower pulse durations with higher power and higher pulse durations with lower power. At laser groups, as the surface roughness increased, microtensile bond strength were decreased. Control group showed the highest bond strength.

**Keywords:** Er:YAG Laser, Class V Cavities, Thermocyclus, Surface Roughness, Microtensile Bond Strength

## TEŞEKKÜRLER

Dişhekimliği, master ve doktora eğitimim boyunca bana her konuda destek olarak ufkumu açan, bilimsel çalışmalarına büyük bir özveri ve içtenlikle yol gösterip yardım eden, deneyimlerini benimle paylaştığı için onur duyduğum, ömrüm boyunca minnet ve şükranla anacağım çok değerli tez danışmanım, Yeditepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı **Prof. Dr. Mübin SOYMAN**'a,

Fakültemizin, ülkemizin en modern ve çağdaş eğitim ve sağlık kurumu olmasında büyük emeği olan, bize her türlü çalışma imkanını sağlayan ve her türlü problemin giderilmesinde daima yardım ve desteğini biz doktora öğrencilerinden esirgemeyen değerli hocam, dekanımız Sayın **Prof. Dr. Türker Sandallı**'ya,

Hem okul, hem de özel hayatımda desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, her zaman yanımda olduğunu hissettiğim, her konuda kendime örnek aldığım, gerek hocam gerekse ablam olarak gördüğüm Yeditepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden sayın **Doç. Dr. Esra CAN**'a,

Master ve doktora eğitimim boyunca değerli bilgilerini, yardımlarını ve katkılarını benden esirgemeyen sayın **Doç. Arzu AYKOR**'a, sayın **Yrd. Doç. Dr. Kağan GÖKÇE**'ye, sayın **Yrd. Doç. Dr. Mustafa ERSOY**'a, sayın **Yrd. Doç. Dr. Haktan YURDAGÜVEN**'e ve sayın **Dr. Mahmut KUŞDEMİR**'e,



Tezimin deney aşamasında her konuda bana sonuna kadar yardımcı olan, bilgisini ve emeğini sonuna kadar paylaşan sayın **İsmehan DERE**'ye,

Eğitimim ve tez çalışmam süresince üstün destek, ilgi ve yardımlarını gördüğüm değerli çalışma arkadaşlarım sayın **Dr. Burcu DİKİCİ**'ye ve sayın **MSc. Dt. Nazlı ŞİRİNSÜKAN**'a,

Hayatım boyunca bana her zaman her konuda maddi manevi destek olan, motive eden, anlayışlı olan, varlığımı ve her şeyimi borçlu olduğum, canımdan çok sevdiğim annem **Tolga ÇÖTELİ** ve babam **Pulat ÇÖTELİ**'ye

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

# İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK.....	i
ÖZET.....	ii
SUMMARY.....	v
TEŞEKKÜR.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
KISALTMALAR ve SİMGELER.....	xii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xiv
TABLO LİSTESİ.....	xv
RESİM LİSTESİ.....	xvi
GRAFİK LİSTESİ.....	xvii
1. GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 LAZER ile İLGİLİ GENEL BİLGİLER.....	4
2.1.1 LAZERİN TARİHÇESİ.....	5
2.1.2 LAZER FİZİĞİ.....	6
2.1.3 LAZER IŞINININ DOKUYLA ETKİLEŞİMİ.....	9
2.1.4 LAZER IŞINININ KARAKTERİSTİK ÖZELLİKLERİ.....	11
2.1.5 LAZER PARAMETRELERİ.....	12
2.1.6 ÇALIŞMA YÖNTEMİ.....	14
2.1.7 LAZER ÜRETİM CİHAZLARININ TEMEL BİLEŞENLERİ.....	15
2.2 DIŞHEKİMLİĞİNDE LAZER.....	16

2.2.1 DİŞHEKİMLİĞİNDE KULLANILAN LAZER ÇEŞİTLERİ ve ÖZELLİKLERİ.....	17
2.2.2 LAZER ve DİŞ SERT DOKULARI.....	22
2.2.3 LAZER ve AĞIZ YUMUŞAK DOKULARI.....	23
2.3 5.SINIF KAVİTELER.....	25
2.4 BAĞLANMA (ADEZYON).....	27
2.4.1 MİNENİN YAPISI ve BAĞLANMA.....	28
2.4.2 DENTİNİN YAPISI ve BAĞLANMA.....	29
2.4.3 Er:YAG LAZER – BAĞLANMA İLİŐKİŐİ.....	31
2.5 ADEZİV SİSTEMLER.....	33
2.5.1 TOTAL-ETCH ADEZİVLER.....	33
2.5.2 SELF-ETCH ADEZİVLER.....	34
2.5.3 CAM İYONOMER BAZLI ADEZİV SİSTEMLER.....	35
2.6 KOMPOZİT RESTORASYON MATERYALLERİ.....	36
2.7 TERMOSİKLUŐ YÖNTEMİ ile YAŞLANDIRMA.....	38
2.8 BAĞLANMA DAYANIMI TESTLERİ.....	40
2.8.1 MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMI TESTLERİ.....	41
2.9 DENTİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ.....	42
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	43
3.1 KULLANILAN MATERYALLER.....	44
3.2 PÜRÜZLÜLÜK ÇALIŞMASI İÇİN DİŞLERİN HAZIRLANMASI.....	46
3.3 MİKROTENSİL ÇALIŞMASI İÇİN DİŞLERİN HAZIRLANMASI.....	52
3.4 İSTATİŐTİKSEL ANALİZ.....	58
4. BULGULAR.....	59

4.1 PÜRÜZLÜLÜK ile İLGİLİ BULGULAR.....	59
4.2 MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMI ile İLGİLİ BULGULAR....	71
5. TARTIŞMA.....	75
5.1 PÜRÜZLÜLÜK DEĞERLERİNİN TARTIŞILMASI.....	87
5.2 MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN TARTIŞILMASI.....	91
5.3 DENTİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜK DEĞERLERİ ile MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN BİRLİKTE TARTIŞILMASI.....	94
6. SONUÇLAR.....	103
7. KAYNAKLAR.....	105
8. EKLER.....	133
9. ÖZGEÇMİŞ.....	151

## KISALTMALAR ve SİMGELER

**ark:** Arkadaşları

**Bis-EMA:** Bisfenol-A-Etoksilat Dimetakrilat

**Bis-GMA:** Bisfenol A-Glisidil Metakrilat

**°C:** Derece Celcius

**cm:** Santimetre

**CO<sub>2</sub>:** Karbondioksit

**DK:** Diş kesiti

**Er:YAG:** Erbium-doped: Yttrium, Aluminium and Garnet

**Er:YSGG:** Erbium-chromium: Yttrium, Scandium, Gallium and Garner

**FDA:** U.S. Food and Drug Administration

**HEMA:** 2-hidroksietilmetakrilat

**Hg:** Civa

**Hz:** Hertz

**IADS:** Internaitonal American Dental Society

**ISO:** International Organization of Standardization

**KDK:** Kalan dentin kalınlığı

**MDP:** 10-metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat

**mJ:** Milijul

**mm:** Milimetre

**mm<sup>2</sup>:** Milimetrekare

**MPa:** Megapaskal

**N:** Newton

**Nd:YAG:** Neodymium-doped: Yttrium, Aluminium and Garnet

**nm:** Nanometre

**ort:** Ortalama

**Pulse:** Atım

**Ra:** Pürüzlülük aritmetik ortalaması

**SEM:** Scanning Electron Microscope

**ss:** Standart sapma

**TEGDMA:** Trietilen glikol dimetakrilat

**UDMA:** Üretan dimetakrilat

**W:** Watt

**μ:** Mikron

## ŞEKİLLER

<b>Şekil 2.1:</b> Lazer ışınının dokuya etkileri.....	10
---	----

## TABLolar

<b>Tablo 2.1:</b> Lazer tiplerinin dalga boyu ve renkleri.....	21
<b>Tablo 3.1:</b> Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmalar, uygulama şekilleri ve içerikleri.....	43
<b>Tablo 3.2:</b> Lazer gruplarında uygulanan Er:YAG parametreleri.....	47
<b>Tablo 4.1:</b> Tüm grupların uygulama öncesi pürüzlülük değerleri.....	60
<b>Tablo 4.2:</b> Tüm grupların uygulama sonrası pürüzlülük değerleri.....	60
<b>Tablo 4.3:</b> Tüm grupların uygulama öncesi ve sonrası pürüzlülük değerleri.....	61
<b>Tablo 4.4:</b> Tüm grupların uygulama sonrası pürüzlülük değerlerinin gruplararası karşılaştırılması.....	63
<b>Tablo 4.5:</b> Tüm grupların uygulama sonrası pürüzlülük artış değerleri.....	67
<b>Tablo 4.6:</b> Tüm grupların uygulama öncesine göre uygulama sonrası elde edilen pürüzlülük değerlerindeki artışlar.....	69
<b>Tablo 4.7:</b> Tüm grupların uygulama sonrası mikrotensil değerleri.....	71
<b>Tablo 4.8:</b> Tüm grupların uygulama sonrası mikrotensil değerlerinin istatistiksel analizi.....	73



## RESİMLER

<b>Resim 3.1:</b> Çalışmada kullanılan dentin bonding sistemi.....	45
<b>Resim 3.2:</b> Çalışmada kullanılan kompozit materyal.....	45
<b>Resim 3.3:</b> Dişlerin kesit alma cihazı ile meziyo-distal yönde kesilmesi.....	48
<b>Resim 3.4:</b> Çalışmada kullanılan aşındırma cihazı.....	48
<b>Resim 3.5:</b> Çalışmada kullanılan pürüzlülük ölçme cihazı.....	49
<b>Resim 3.6:</b> Lazer uygulaması yapılan örneklerden biri.....	49
<b>Resim 3.7:</b> Örnekler lazer ve geleneksel yöntem uygulandıktan sonra pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi.....	50
<b>Resim 3.8:</b> Çalışmada kullanılan lazer cihazı.....	51
<b>Resim 3.9:</b> Dişler üzerinde kavite sınırlarının çizilerek belirlenmesi.....	53
<b>Resim 3.10:</b> Geleneksel yöntem ve lazerle hazırlanan kaviteler.....	53
<b>Resim 3.11:</b> Çalışmada kullanılan ışık aleti.....	54
<b>Resim 3.12:</b> Örnekler mikrotensil testi için kompozit uygulanması...54	54
<b>Resim 3.13:</b> Çalışmada kullanılan termosiklus cihazı.....	55
<b>Resim 3.14:</b> Mikrotensil testi için çubukların hazırlanması.....	56
<b>Resim 3.15:</b> Çalışmada kullanılan kumpas.....	56
<b>Resim 3.16:</b> Çalışmada kullanılan Universal test cihazı.....	57
<b>Resim 3.17:</b> Elde edilen çubukların Universal test cihazına bağlanması.....	57

## GRAFİKLER

**Grafik 4.1:** A gruplarının uygulama sonrası pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması.....62

**Grafik 4.2:** B gruplarının uygulama sonrası pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması.....62

**Grafik 4.3:** A gruplarının uygulama sonrası pürüzlülük değerlerindeki artışlar.....68

**Grafik 4.4:** B gruplarının uygulama sonrası pürüzlülük değerlerindeki artışlar.....68

**Grafik 4.5:** A gruplarının uygulama sonrası mikrotensil değerlerinin karşılaştırılması.....72

**Grafik 4.6:** B gruplarının uygulama sonrası mikrotensil değerlerinin karşılaştırılması.....72

# 1. GİRİŞ ve AMAÇ

Modern restoratif dişhekimliği; yeni kavite hazırlama teknikleri ve restoratif materyallerdeki gelişmelerle beraber konservatif ve estetik restorasyonları gerçekleştirmeyi hedeflemektedir (1).

Restorasyonların uzun ömürlü olması, adeziv dişhekimliğinin başarısını belirlemektedir. Bununla beraber, rezin-dentin arayüzünde meydana gelen bozulma bu durumu engellemektedir (2). Günümüzde, dentine bağlanma, total-etch ve self-etch adezivlerle sağlanmaktadır (3, 4, 5). Self-etch adezivlerin avantajı; asitleme ve yıkama basamaklarını içermediklerinden dolayı teknik duyarlılık gerektirmemeleri ve uygulama sürelerinin daha kısa olmasıdır (6).

Kavite preparasyonunun geleneksel yöntemlerle gerçekleştirilmesi, aşırı diş sert dokusu kaybına neden olmakta ve meydana gelen ısı artışı (7) ve basınç (8) sebebiyle pulpa hasar görmektedir. Bu teknik, birçok hastada ağrı oluşturmakta ve lokal anestezi gereksinimi duyulmaktadır (9). Günümüzde kabul edilen restoratif konsept; minimal invaziv prosedürlerdir (10). Teknolojinin ilerlemesi ile beraber, kavite preparasyonu sırasında meydana gelen vibrasyon, basınç, döner aletlerin sesi gibi rahatsızlıkların ortadan kaldırılması için yeni alternatifler önerilmiştir. Bunlar arasında en umut vereni; dental lazerlerdir (11). Yeni restoratif yaklaşımlara bağlı olarak, Er:YAG lazerler adeziv restoratif materyaller için minimal ve konservatif kavitelerin hazırlanmasını sağlamaktadır (12).

Er:YAG lazerlerin çürük uzaklaştırma, kavite preparasyonu, yüzey pürüzlendirme uygulamaları ve periodontal işlemler için kullanımıyla ilgili çalışmalar yapılmıştır (13, 14). Laboratuvar araştırmaları ve klinik

çalışmalar Er:YAG lazerin diş sert dokularını minimum zararlarla kaldırdığını, pulpa ve çevre dokularda hasar oluşturmadığını göstermiştir (15). Er:YAG lazer, 2.94 µm dalga boyundan dolayı su ve hidroksiapatit tarafından yüksek derecede absorbe edilmektedir (16, 17). Suyun hızlı bir şekilde buharlaşmasıyla beraber diş dokusunun organik ve inorganik doku partiküllerinde mikro patlamalar görülmektedir (11). Lazer ablasyonu sonucu; karbonizasyon, füzyon, yeniden kristalleşme ve mikro çatlaklar oluşmaktadır (18). Lazerin diş sert dokularında meydana getirdiği değişiklikler, bu dokuların geçirgenliklerini, mikrosertliklerini ve asit ataklarına karşı dirençlerini etkilemektedir (19). Son yıllarda lazer uygulamasının diş yapılarında oluşturduğu morfolojik ve kimyasal farklılaşmalar üzerinde çalışılmaktadır. Ayrıca, lazer irradyasyonunun hibrit tabakası oluşumuna etkisi büyük önem taşımaktadır (20).

Er:YAG lazer sisteminde, atım süresini değiştirme modu bulunmaktadır. Atım süresi, lazer ışınının maddeyle etkileşimini sağlayan en önemli fiziksel parametredir (21). Yapılan çalışmalarda, farklı atım sürelerinin dentin üzerindeki ablasyon etkisi araştırılmıştır (22, 23). Diş sert dokularının ablasyonu için en uygun parametreler, atım süresi ve dalga boyu tarafından belirlenmektedir. Böylece, yüksek ablasyon hızı ve minimum ısı artışı sağlanmaktadır (24).

Er:YAG lazer uygulanan diş sert dokularının morfolojik analizinde; smear tabakasının oluşmadığı, mine yüzeyinde mikro düzensizlikler meydana geldiği ve dentin tübüllerinde genişlemelerin olduğu bildirilmiştir (25).

Dentin yüzeyinde oluşturulan pürüzlülüğün adeziv dental materyallerin bağlanma dayanımına etkisi tartışmalı bir konudur (26). Negm ve ark. (1981), polikarboksilat simanı uyguladıkları

çalışmalarında, minenin yüzey pürüzlülüğü arttıkça mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerinin azaldığını, ancak makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin anlamlı olarak arttığını bildirmişlerdir (27).

Adezivlerin mine ve dentine bağlanma dayanımını değerlendirmek için en sık kullanılan yöntemlerden biri; mikrotensil testleridir. Bu yöntemde, örneklerin 1 mm<sup>2</sup> büyüklüğünde olması; arayüzdeki stres dağılımının ideal olmasını ve test edilen dentin bölgesinin kontrol altına alınmasını sağlamaktadır (28).

Bu *in vitro* çalışmanın amacı; farklı lazer parametreleri ve geleneksel yöntemle hazırlanan 5. sınıf kavitelere elde edilen pürüzlülük ve mikrotensil bağlanma değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 LAZER ile İLGİLİ GENEL BİLGİLER

Radyasyonun Uyarılmış Salınımı ile Işık Güçlendirilmesi anlamına gelen ve İngilizce 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' kelimelerinin baş harflerinden oluşan LASER konseptinin temeli olan 'uyarılmış salınım'ı ilk olarak 1917'de A. Einstein ortaya atmıştır (29). Bu kelime, IADS (International American Dental Society) terimleri arasına girmiştir (30). Lazerlerin dişhekimliğinde kullanımı zamanla ilerlemiştir. Lazer, ilk olarak Goldman (1964) tarafından tıp ve dişhekimliği alanlarında kullanılmıştır (31). Birçok avantajlarından dolayı, lazerler geniş bir kullanım alanına sahiptir (32, 33, 34, 35). Kavite preparasyonu sırasında aeretör ve mikromotorla uygulanan geleneksel yöntemler sırasında meydana gelen gürültü ve titreşimler sonucu hastalar rahatsız olmaktadır. Lokal anestezi yardımıyla ağrı ortadan kaldırılsa bile, iğne korkusu, gürültü ve titreşimin oluşturduğu rahatsızlık devam etmektedir (36).

Işımanın dalga teorisi'ne göre, atomların çeşitli biçimlerde ortama yaydıkları enerji ve bu enerjinin bir elektrik alan ile bir manyetik alandan oluşan içerikleri ile beraber yayılımına 'elektromanyetik radyasyon' adı verilir. Işık demetleri de bu elektromanyetik saçılımın bir parçasını oluştururlar. Radyasyon adı verilen bu enerji salınımı değişik dalga boylarındadır ve tümü birleşerek 'elektromanyetik spektrum'u oluştururlar. Elektromanyetik spektrumdaki dalga boylarının biyolojik dokular üzerinde farklı etkileri vardır (37).

Günümüzde lazer, endüstride, arkeometride, haberleşmede, stratejik amaçlı olarak ve tıpta kullanılmaktadır.

### 2.1.1 LAZERİN TARİHÇESİ

Işık, yüzyıllardır terapi amaçlı olarak kullanılmıştır. Antik Yunan dönemlerinde hastalara güneş ışınıyla tedavi sağlandığına inanılmaktaydı (38). Çin’de güneş terapisi; raşitizm, cilt kanseri ve hatta psikozda tedavi olarak kullanılmaktaydı. 1700’lerin sonlarına doğru güneş tedavisinin raşitizme faydaları ortaya çıkarılmıştır. Işığın çeşitli hastalıklarda tedavi olarak kullanılması; ‘phototherapy’ (ışın terapisi) olarak adlandırılmaktadır (39).

İlk lazer ya da önceki adıyla ‘Maser’, 1960 yılında Huges Aircraft Corporation çalışanı Theodore H. Maiman tarafından keşfedilmiştir (40). ‘Maser’, daha çok bilinen adıyla ‘lazer’ gibi lazerin işleyiş prensibini de özetleyen (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) bir kısaltmadır. Goldman’a göre (41) bu prensipler ilk olarak Schalow ve Townes tarafından 1958’de bildirilmiş olsa da, lazer gelişimi ile ilgili Nobel ödülü 1964 yılında Townes, Basov ve Prokhorov’a verilmiştir. Kendiliğinden veya tetiklenmiş ışın salınımı ile ilgili teorik alt yapının oluşturulması ise Einstein’ın 1916 yılında basılmış çalışmasında bildirilmektedir (29).

İlk dental lazer aygıtı, Maiman tarafından üretilen, 0.694 nm dalga boyunda ışın yayan yakut lazerdir (40). Geliştirilen ikinci lazer ise, 1961 yılında neodymium lazer olarak ortaya çıkmıştır (42).

Tüm ilk dental lazer araştırmalarının yakut lazer ile yapılmasının dental lazerlerin gelişimini yavaşlatmış olabileceği düşünülmektedir (30).

İlk gaz lazer ve devamlı çalışan lazer, Javan ve ark. (2004) tarafından tanımlanmıştır (43). Patel ve ark. (1964) ilk CO<sub>2</sub> lazer aygıtını, Geusic ve ark. (1964) ise aynı yılda Neodyum: Yittriyum-Aluminyum-Garnet (Nd:YAG) lazeri geliştirmişlerdir (43). Dermatolog Dr. Leon Goldman (1965) yakut lazerin ağrısız bir şekilde mine üzerinde çatlaklar oluşturabildiğini rapor etmiştir (44). Jako ile Polanyi ve ark. (1970), CO<sub>2</sub> lazerin ilk medikal uygulamalarından birini gerçekleştirmişlerdir. Hall ve ark. (1971) ile Jako (1972), hayvan modellerinde lazere karşı doku reaksiyonu ve yara iyileşmesini ilk kez tanımlayan araştırmacılarıdır (43).

### **2.1.2 LAZER FİZİĞİ**

Atomlardan çeşitli şekillerde ortaya çıkan enerji türleri ve bunların yayılma şekilleri; elektromanyetik dalgalar olarak adlandırılmaktadır. Işık, doğrusal dalgalar halinde yayılan elektromanyetik dalgalara verilen isimdir (44). Elektromanyetik radyasyon, uzayda yayılım gösteren bir enerji türüdür ve en küçük formuna foton adı verilmektedir. Fotonların kütleleri yoktur, boşlukta ışık hızında enerji paketleri şeklinde yol alırlar. Etkileşimlere parçacık olarak girebilir, ancak dalga olarak yayılırlar. Frekans ve dalga boyu ile ölçülmektedir. Frekansın (v) birimi, Hertz olarak adlandırılır ve saniyedeki yayılım sayısını, dalgaboyu ise ( $\lambda$ ), ışığın dalga boyunun metrik sistem ile ölçülmesini belirtmektedir. Işığın rengini; radyasyonun ışık spektrumunun gözle görülebilir bölgesindeki dalga boyu belirlemektedir (45).

Dalga boyu; bir dalga örüntüsünün tekrarlanan birimleri arasındaki mesafedir. Yaygın olarak Yunanca “ $\lambda$ ” harfi ile gösterilmektedir.



Frekans veya titreşim sayısı; bir olayın birim zaman (maksimum 1 saniye) içinde hangi sıklıkla, kaç defa tekrarlandığının ölçümüdür ve "f" ile gösterilir. Uluslararası birim sisteminde (SI) frekansın birimi, Hertz (Hz) dir. Bir dalğanın frekansı, dalga boyuyla ilişkilidir.

Dalga boyuyla frekansın çarpımı, o dalğanın hızını (V) belirlemektedir ( $V = f \times \lambda$ ). Dolayısıyla dalga boyu bilinen bir dalğanın frekansı bu ilişki kullanılarak belirlenebilmektedir (46).

Elektromanyetik bir dalga olan ışık, boşlukta "c" ile gösterilen ışık hızıyla (yaklaşık 300.000 km/sn) hareket ettiği için bu denklem;  $f = c/\lambda$  ifadesine dönüşmektedir. Sinüzoidal yayılımdaki hız, frekans ve dalga boyu parametreleri fotonun yayılımını açıklamaktadır. Foton enerjisi (E);  $h$  Planck sabiti olmak üzere aşağıdaki formülle ifade edilmektedir (46).

$$E_f = hf = hc/\lambda$$

Işığın ve tüm diğer elektromanyetik dalgaların temel olarak üç özelliği bulunmaktadır:

- **Frekans:** Dalga boyu ile ters orantılıdır, insan gözü bu özelliği *renk* olarak algılar.
- **Şiddet:** Genlik olarak da adlandırılmaktadır, insan gözü tarafından *parlaklık* olarak algılanır.
- **Polarite:** Titreşim açısıdır, normal şartlarda insan gözü tarafından algılanmaz.

Bununla beraber, görülebilir ışık için geçerli olan bütün fizik kuralları tüm elektromanyetik dalgalar için de geçerlidir. Buna göre elektromanyetik dalgalar;

- Boşlukta düz bir çizgi boyunca yayılırlar.
- Hızları ışık hızına eşittir.
- Geçtikleri ortama; frekanslarıyla doğru orantılı, dalga boylarıyla ters orantılı olmak üzere enerji aktarırlar.

Enerjileri; maddeyi geçerken, soğurulma ve saçılma nedeniyle, boşlukta ise uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır.

İçinde X ve  $\gamma$  ışınları ile beraber görülebilir ışığın da bulunduğu elektromanyetik dalgalar, dalga boyları ve frekanslarına göre; elektromanyetik spektrumu oluştururlar. Bu spektrumun bir ucunda dalga boyları en büyük, enerjileri ve frekansları ise en küçük olan radyo dalgaları bulunur. Diğer ucunda ise; dalga boyları çok küçük, fakat enerji ve frekansları büyük olan X ve  $\gamma$  ışınları yer alır. Dalga boyu kısa olan ışıklar güçlü (örneğin gama ışınları), uzun olanlar ise zayıf ışıklardır (örneğin radyo dalgaları). Bu nedenle gama ışınları öldürücü iken, radyo dalgalarının canlılar üzerinde hiçbir etkisi bulunmamaktadır. Elektromanyetik spektrumun algılayabileceğimiz bölümü olan görünür ışık, spektrumun çok dar bir bölümünü oluşturur (380-780 nm dalga boyları arası). Bununla birlikte, bilimsel terminolojide gözle görülmeyen dalga boylarına da ışık denilebilir. Normal ışık, çeşitli dalga boylarında, rengarenk, yani farklı faz ve frekansa sahip dalgalardan meydana gelmektedir. Optik frekans bölgesi yaklaşık olarak bir trilyon Hertz ile üç bin trilyon Hertz arasında yer almaktadır. Bu bölge; kızıl ötesi ışıkları, elektromanyetik spektrumun morötesi ışıklarını ve görünür ışıkları kapsamaktadır (44).

### 2.1.3 LAZER IŞINININ DOKUYLA ETKİLEŞİMİ

Lazer fotonları doku tarafından soğurulabilir (absorption), yansıtılabilir (reflection), dokular içerisinde saçılabilir (scattering) veya dokuda herhangi bir etki meydana getirmeksizin dokudan geçebilir (transmission) (Şekil 2.1) (44, 47, 48, 49).

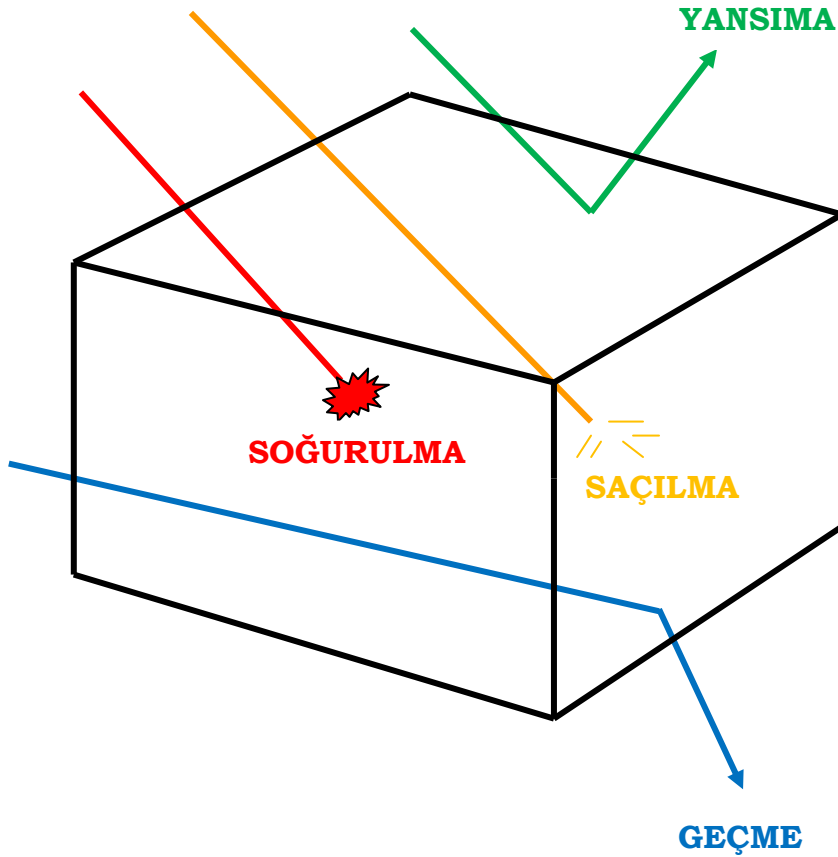
**Soğurulma (Absorption):** Lazer-doku etkileşiminin gereken şekilde sağlanabilmesi için, hedef dokunun lazer ışınını maksimum düzeyde absorbe etmesi gerekmektedir. Bu şekilde, meydana gelecek etkinin de kontrol edilmesi sağlanmaktadır. Absorbsiyon; hedef atomlarda dalga boyunun elektron enerjisi ile çarpışması ile oluşmaktadır. Bu durum, ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da tarif edilebilmektedir. (50). Lazer uygulaması sonucu, ışın yoğunlukla dokuların su içeriği tarafından absorbe edilmekte ve çok kısa bir süre içinde su buharlaşmaktadır (51). Işın absorbe edildiğinde, dokunun atomları ile etkileşime girerek ısıya dönüşmektedir. Absorbsiyonun derecesi, penetrasyonun derinliğini ve açığa çıkan ısı miktarını belirlemektedir (51).

**Yansıma (Reflection):** Lazer ışınının girdiği ortamda etkileşime girmeyerek dışarıya doğru dağılmasıdır. Ortam yoğunluğu ya da ışının yönlendirilme açısı, kırılma açısından daha az olduğunda, yansıma meydana gelmektedir. Yansımanın meydana gelmesi, enerjinin hedeflenen miktarda dokuya iletilmediği anlamına gelmektedir. Mineden yansıma, dentin, sement ve dişetine oranla daha fazladır (52).

**Saçılma (Scattering):** Lazer ışını ile uygulandığı ortam arasında oluşan etkileşim, lazer atımının etkinliğini azaltmamaktadır. Işının saçılması, lazer enerjisinin azalmasına ve atımın deformasyonuna neden

olmaktadır. Soğurulma miktarı arttıkça, saçılma miktarı azalmaktadır (52). Eğer ışın doku ile reaksiyona girmeden geçiriliyorsa daha alt dokulara iletilmektedir, bu durum emilimin minimum olduğu durumdur. Eğer ışın saçılıyorsa, artık etkin bir demet değildir ve gerekli dokuya taşınmamaktadır (51).

**Geçme (Transmission):** Lazer ışınının dokuya girdiğinde, hiçbir etkileşime girmeyip ortamı terk etmesidir. Bu sırada, lazer ışını bir miktar değişir ya da herhangi bir değişime uğramayabilir. Lazer ışınının dalga boyu, uygulandığı doku tarafından ne kadar az soğuruluyorsa, ışın doku içerisinde o kadar derine geçebilmektedir (52).



**Şekil 2.1:** Lazer ışınının dokuya etkileri

Lazer ışınının diş dokusu üzerindeki etkisi, enerjinin nasıl yayıldığına ve ne kadarının tutulduğuna bağlıdır. Isı artışı ise belirli bir zaman diliminde ve enerji düzeyinde tutulan enerji ile ısıya dönüşen enerji arasındaki dengeye bağlıdır. Dokunun morfolojik ve kimyasal özelliklerinin değişmesini, meydana gelen ısı artışı belirlemektedir (53).

#### **2.1.4 LAZER IŞINININ KARAKTERİSTİK ÖZELLİKLERİ**

**Kolimasyon (Paralellik):** Lazer kavitesinden yayılan ışığın boyut ve tipini tanımlar. Tüm yayılan dalgalar yaklaşık olarak paraleldir ve ışıkların sapma olasılığı çok düşüktür. Bu özelliği, ulaşılan sisteme iyi bir geçiş için önemlidir. Bir dental x-ray cihazı, radyasyonu bu prosedüre göre üretir (54).

**Yapışma:** Alette üretilen tüm ışık dalgalarının aynı olduğunu tanımlar. Tüm tepe ve taban noktaları eşittir (54).

**Etkinlik:** Klinisyenler için lazerin en kullanışlı özelliği; etkisidir (55). Lazer enerjisinin esas etkisi fototermaldir. Dokular üzerinde bu termal etki ısı derecesi ve interstisyel, intrasellüler sıvının etkileşimi ile ilişkilidir. 60°C'de proteinler denatüre olmaya başlar, doku beyazlaşır, 70-80°C'de yumuşak doku kenarları kaynaşabilir, 100°C'de ise buharlaşma olur. Katı ve sıvı bileşenler buharlaşır. Bunun sebebi; yumuşak dokunun fazla miktarda su içermesidir. Bu sıcaklıkta sert doku apatit kristalleri ve diğer mineraller ayrılmaz, 200°C'de dehidrate olup havanın varlığında yanar. Karbon tüm dalga boylarını abzorbe eder. Lazer enerjisi uygulanmaya devam ederse yüzey karbonize olur (56).

### 2.1.5 LAZER PARAMETRELERİ

Lazer sistemleri için uygulama sonuçlarını etkileyebilecek anahtar parametreler bulunmaktadır. Bunlar; dalga boyu, doz, güç yoğunluğu, enerji yoğunluğu, lazerin çalışma yöntemi, atım süresi, atım frekansı, uygulama süresi, spot alanı ve lazer demet profili gibi faktörlerdir. Bu faktörlerden herhangi birinin değişmesi, lazer uygulamasının sonuçlarını da değiştirmektedir.

Dişhekimliğinde kullanılan bütün lazer cihazlarının ayarları hekim tarafından değiştirilebilmektedir. Her dalga boyu foton enerjisine sahiptir. Lazer ışını fotonları, dokuda etkileşime neden olmaktadır. Bir işi yapabilmek enerjiye bağlıdır ve 'jul' veya 'milijul' olarak belirtilmektedir. Güç; zaman içerisinde tamamlanan işin ölçüsüdür ve 'watt' ile ölçülmektedir. Bir watt, 1 saniyede açığa çıkan 1 jul'a eşittir. Ortalama güç; belirli bir zaman boyunca dokuyu etkileyen gücü belirtmek için kullanılan bir terimdir. Bazı lazerler, 1 saniye içerisinde birden fazla atım üretebilmektedir. 'Pulse süresi' (atım süresi); tek bir atımın yayılma süresinin uzunluğunu belirtmektedir. Atım genişliği olarak da bilinen atım süresi, saniye ile ölçülmektedir. 'Hertz' terimi; saniyedeki atımı bildirmektedir. Atımlı lazerler için, ortalama güç; atım enerjisinin Hertz ile çarpımı ile elde edilmektedir. Lazer ışınının her atımı daha yüksek bir güce ulaşabilmektedir. Bu güç, rakamsal olarak atım enerjisinin atım süresine bölünmesiyle elde edilebilmektedir (44).

Atım süresi kısa olduğunda, bütün enerji bölgede ısı olarak depolanmaktadır. Bu süre uzatıldığında ise, ısının bir kısmı depolanır, kalan enerji dokuda daha derine iletilir. Enerjinin doku içinde ısı olarak iletilmesi, ısı geçişi sayesinde gerçekleşmektedir. Bu transfer, dokunun termal yayılımı ve ısı kapasitesi olarak açıklanmaktadır. Mine ve dentinin ısı kapasiteleri birbirlerinden farklıdır (57, 58).

Lazer ışını, elde ediliş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile normal ışıktan ayrılmaktadır. Bu özellikler; tek renkli olması (monokromatik), doğrusal olması (collimated) ve ışını oluşturan fotonların aynı fazda olması (koherens) şeklinde özetlenebilir (44). Tıpta ve dişhekimliğinde kullanılan esas özelliği; tek renkli olmasıdır. Bu sayede, lazer ile hedeflenen dokulara etki edilirken çevre doku hasarı minimum düzeyde tutulabilmektedir. Buna lazerin doku selektif özelliği denilmektedir (59). Dalga boyunun küçük olması, dağılmayı da büyük ölçüde azaltmaktadır. Lazer ışını, tek renkli olup, rengi elde edildiği maddeye göre bağlı olarak değişmektedir (60).

Lazer kaynağından yayılan ışın demeti, dar bir demet içinde yoğunlaşır. Bu durum, lazere dağılmazlık özelliği kazandırmaktadır. Böylece, lazer kısa darbeler halinde yayılabilmektedir ve kayıpsız yüksek enerji transferleri sağlanabilmektedir (60).

### 2.1.6 ÇALIŞMA YÖNTEMİ

Bazı lazer sistemleri kesintisiz, sürekli lazer irradyasyonu (continuous laser irradiation) sağlarken, bazı cihazlarda kullanılan metal perdeciklerle, ışının nabızsal (atımlı) akımı sağlanmaktadır. Lazer ışınında meydana gelen bu kesinti, gözle fark edilemeyecek kadar kısa zaman aralığında gerçekleşmektedir. Bu tip ışına, kesikli lazer ışını (chopped laser beam) adı verilmektedir (48). Bu sistemlerde, ışını bir saniyede yüzlerce kez durdurup yeniden göndermek mümkündür. Bazı sistemlerde ise enerji bir süre biriktirilip, daha kısa bir zaman diliminde salınmaktadır. Bu şekilde çok daha fazla enerji içeren bir atım elde edilebilmektedir. Bu karakterdeki lazer akımına, duraksatılmış akım anlamına gelen atımlı lazer irradyasyonu (pulsed laser irradiation) adı verilmektedir (48). Lazer ışınının kesintili kullanımının amacı; yüksek güçte, kısa süreli atımlar uygulayarak, çevre dokularda termal hasar oluşumuna neden olabilecek sürenin minimumda tutulması olarak açıklanabilir (44). Bazı sistemlerde ise, elektronik olarak sağlanan kontrol ile “süper kısa” ve “ultra kısa” lazer atımları elde edilebilmektedir. Atım süresi kısaldıkça, atımın ulaştığı maksimum güç yükseldiğinden, bu sistemlerde çok yüksek güce sahip çok kısa süreli atımlar elde ederek, çevre dokularda herhangi bir termal hasar yaratmadan etkili şekilde kesim yapabilmek mümkün olabilmektedir (61, 62).



### 2.1.7 LAZER ÜRETİM CİHAZLARININ TEMEL BİLEŞENLERİ

Lazer cihazlarında birtakım farklılıklar bulunmakla beraber, temel bileşenlerinden bahsetmek mümkündür. Söz konusu temel bileşenler, üç ana başlık altında toplanabilmektedir (63).

**Aktif Ortam:** Lazerler, ışığın oluşturulduğu aktif ortamda yer alan katı, sıvı, gaz veya yarı iletken elementlere göre adlandırılmaktadır. Aktif kaynak; yakut ya da Nd:YAG katı hal kristalleri olabildiği gibi, sıvılar, CO<sub>2</sub>, Helium Neon gazları veya GaAs gibi yarı iletkenlerden de meydana gelebilmektedir. Aktif kaynaklar, bir enerji kaynağından uygulanan enerji ile elektronları kararsız hale geçebilen atomlardan oluşmaktadır. Aktif ortam, uyarılmış salınımın gerçekleştiği materyal olarak bildirilmektedir. Kullanılan özgün materyal, açığa çıkan enerjinin dalga boyunu ve lazerin klinik kullanım alanını belirlemektedir (29).

**Yüksek Yansıtıcı Ayna:** Laser ışığını %100 oranında yansıtan ayna, 'yüksek yansıtıcı ayna' adını almaktadır.

**Kısmi Geçirgen Ayna:** Laser ışığının %100'ünden azı yansıtılırken, geriye kalan kısmı geçirilmektedir.

## 2.2 DİŞHEKİMLİĞİNDE LAZER

Dişhekimliğinde çürük dişler, restorasyon yapılmak üzere anestezi ve ağrısız olarak lazer ile temizlenebilmektedir. Diş duyarlılığı üzerinde hemen sonuç alınabilmektedir.

Lazer, herpetik lezyonları bir daha aynı noktada oluşmayacak şekilde yok edebilmektedir. Sert, yumuşak doku ve endodonti operasyonlarının birçoğu yapılabilmektedir.

Geçtiğimiz 40 yıl boyunca gelişme gösteren bir çok farklı türde lazer, araştırmacılara farklı dalga boylarında deneme yapma imkanı sunmaktadır.

En önemli konularda biri de, lazerin, günümüzde kullanılan yüksek hızlı türbinlere kıyasla kavite açma sırasında ses ve vibrasyon oluşturmamasıdır. Ses ve vibrasyon, hasta rahatını etkileyen en önemli iki unsur olarak nitelendirilmektedir. Bu bakımdan, Er:YAG lazer sıklıkla kullanılmaktadır.

Zaman içinde lazerler, birçok dental hastalığın tanı ve tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde tek lazer aleti ile çürük tedavilerinde, sert ve yumuşak doku operasyonlarında, endodontide ve estetik dişhekimliğinde çözüm sunulabilmektedir. Bütün bu çalışmaların amacı; hem hasta, hem de hekimin rahatını ön planda tutarak, insanların daha sağlıklı dişlere sahip olmasına yardımcı olmaktır (64).

## 2.2.1 DİŞHEKİMLİĞİNDE KULLANILAN LAZER ÇEŞİTLERİ ve ÖZELLİKLERİ

**CO<sub>2</sub> Lazer:** Dalga boyu 10600 nm'dir. Dalga tipi olarak atımlı ve devamlı dalganın her ikisi de kullanılır (56). Su tarafından abzorbe edilir. Yumuşak doku cerrahisinde kullanılır. Geleneksel cerrahiye göre avantajı; güçlü hemostatik ve bakterisit etkisidir, ayrıca minimal yara izi oluşmasına yardımcı olur. Yumuşak doku cerrahisinde 1970 yılından beri kullanılmaktadır (65). FDA (U.S. Food and Drug Administration), 1976 yılında yumuşak dokuda kullanımını onaylamıştır. CO<sub>2</sub> lazer, sert dokunun mineral bileşenleri, özellikle de fosfat iyonları tarafından abzorbe edilir (56, 66). İnorganik bileşenlerde ısı birikimi yapar ve organik bileşenlerde karbonizasyon oluşturur. CO<sub>2</sub> lazer, doku yüzeyinde çok az saçılma veya penetrasyonla abzorbe edilir (65). Ablasyon (bir yapının bir kısmının esas yapıya zarar vermeden çıkarılması), ısı ile meydana gelir. Karbonizasyon, ışık yaymayan yüzeylerde oluşur. CO<sub>2</sub>'in koagülasyon yaptığı tabaka 100-300 mikron kalınlıktadır. Doku penetrasyonu, güce bağlı olarak 0.5 mm derinliktedir (67). CO<sub>2</sub> lazerin dokulardaki abzorbsiyon oranı; minede %96, dentinde %95, çürükte %95, yumuşak doku veya kanda %98, yansıma oranı; mine, dentin ve çürükte %2, yumuşak doku veya kanda %1, transmisyon oranı ise; minede %2, dentin ve çürükte %3, yumuşak doku veya kanda %1'dir (54).

### **Nd:YAG Lazer (Neodymium-doped: Yttrium, Aluminum and Garnet):**

Dalga boyu 1064 nm'dir. CO<sub>2</sub> ve Er:YAG lazere göre suda daha az abzorbe olur. Enerji, biyolojik dokularda saçılır ve penetre olur. Fototermal etkisi, yumuşak doku cerrahisinde kullanışlı olmasını sağlar. Kalın bir koagülasyon tabakası ve güçlü bir hemostazis oluşur. Nd:YAG lazer, potansiyel hemorajik yumuşak doku ablasyonunda etkilidir (65). FDA, Nd:YAG lazerin yumuşak doku cerrahisinde

kullanımını 1990 yılında kabul etmiştir. Yumuşak doku cerrahisinde kullanımı sırasında bistüriye oranla minimal kanama olmaktadır (68). Nd:YAG lazer sert doku cerrahisi için uygun değildir, ancak FDA 1999 yılında mine çürüklerinde kullanılabileceğine karar vermiştir (56, 69). Nd:YAG lazerin dokulardaki absorpsiyon oranı; minede %5, dentinde %30, çürükte %35, yumuşak doku veya kanda %60, yansıma oranı; minede %15, dentinde %10, çürükte %3, yumuşak doku veya kanda %20, transmisyon oranı ise; minede %85, dentinde %50, çürükte %2, yumuşak doku veya kanda %20'dir (54).

**Er:YAG Lazer (Erbium-doped: Yttrium, Aluminum and Garnet):**

Dalga boyu 2940 nm'dir. İlk olarak 1974 yılında Zharikov tarafından bulunmuştur. Suda en iyi absorbe olan lazerdir. Suya absorpsiyon katsayısı CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazerden 10000-15000, 20000 kez fazladır (56). Sert doku işlemlerinde kullanılırken bir miktar ısı oluşabilmekte, ancak su ile soğutma kullanılıncaya bu problem ortadan kalkmaktadır. Er:YAG lazerin su irrigasyonu sement ve dentin yüzeyinde 5-15 mikron genişliğine ulaşabilmektedir (56, 70).

Er:YAG lazerlerde doku ablyasyon mekanizması şu şekildedir: Er:YAG lazer enerjisi, su molekülleri ve hidroz organik bileşenler tarafından absorbe edilir, ısı etkisinden dolayı bu bileşenlerde buharlaşmaya neden olur. Bu duruma 'fototermal buharlaşma' denmektedir (71), ancak sert doku prosedürlerinde, su buharı yapımı, doku içine internal basıncı artırır ve mikro patlamalarla sonuçlanır (65). Bu dinamik etkiler mekanik doku kollapsına neden olur ve termomekanik veya fotomekanik ablyasyon ile sonuçlanır. Bu fenomene, 'su aracılığı ile patlayıcı ablyasyon' da denmektedir (71). Er:YAG lazerin ablyasyon etkisi, periodontal terapi alanında fazla dikkat gerektirir. Er:YAG lazerin dokulardaki absorpsiyon oranı; minede %95, dentinde %96, çürükte %98, yumuşak doku veya kanda %95, yansıma oranı;

minede %4, dentinde %3, çürükte %1, yumuşak doku veya kanda %3, transmisyon oranı ise; minede %1, dentin ve çürükte %2, yumuşak doku veya kanda %3'tür (54).

**Er:YSGG Lazer (Erbium-chromium: Yttrium, Scandium, Gallium and Garnet):** Dalga boyu 2.79 mikrondur. Suda abzorbsiyonu güçlüdür, ancak Er:YAG lazer ile karşılaştırınca %55 oranındadır. Sadece sert dokuda kullanılır (72).

**Diode Lazer:** Dalga boyu 800-980 nm arasındadır. Sert, yarı iletken lazerdir. Elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştürmek için Galyum, Arsenid, Alüminyum, İndiyum gibi elementlerin kombinasyonu kullanılır. Esnek fiberoptik sistem ile kontakt modda kullanılır (56). Yüksek oranda hemoglobinin ve diğer pigmentler tarafından abzorbe edilir. Yumuşak doku cerrahisinde kullanımı tercih edilir (65).

Dişetin kesilmesi, pıhtılaştırılması, yumuşak doku küretajı ve sülküler debridmanda kullanılır. FDA, 1995 yılında sülküler debridmanda kullanımını onaylamıştır. Tedavi alanında kalın bir pıhtı tabakası oluşur. Kullanımı elektrokoterizasyona oldukça benzer şekildedir. Diode lazerin doku penetrasyonu Nd:YAG lazerden daha az iken, ısı oluşum oranı daha yüksektir (65). Pıhtı tabakası bir sığırın ağız yumuşak doku insizyonunda *in vitro* olarak yaklaşık 1 mm gözlemlenmiştir (73). Avantajları ve fiyatı diğer lazerlere oranla daha azdır (56).

Diode lazerin dokulardaki abzorbsiyon oranı; minede %5, dentinde %30, çürükte %35, yumuşak doku veya kanda %60, yansıma oranı; minede %15, dentinde %20, çürükte %3, yumuşak doku veya kanda

%20, transmisyon oranı ise; minede %85, dentinde %50, çürükte %2, yumuşak doku veya kanda %20'dir (54).

**Argon Lazer:** 488 nm (mavi) ve 514 nm (mavi-yeşil) olmak üzere iki dalga boyu vardır. Melanin ve hemoglobülin içeren pigmente dokular ve pigmente bakteriler tarafından iyi abzorbe edilir. Periodontal terapide kullanımını yaygın değildir. Argon lazerin 488 nm dalga boyulu olanı yaygın olarak kompozit rezin uygulamalarında, diş beyazlatma ve çürük koruma çalışmalarında kullanılmaktadır. FDA, 1991 yılında oral yumuşak doku ve kompozit uygulamalarında, 1995 yılında ise diş beyazlatmada kullanımını kabul etmiştir (65).

**Alexandrite Lazer:** Dalga boyu 997 nm'dir. Sert lazerdir. Kromiyum-doped:Berilyum-Alüminyum-Oksit Krisoberil ( $Cr^{+3}; BeAl_2O_4$ ) Alexandrite olarak isimlendirilir. İlk olarak 1995 yılında Rechmann ve Henning, çift frekanslı Alexandrite lazerin diştaşını uzaklaştırabildiğini rapor etmişlerdir. Bu lazer, morötesi spektrumda yer alır ve mine ile kök sementi yüzeyinde herhangi bir morfolojik yıkıma sebep olmaz (65).

**Excimer Lazerler:** Kimyasal içeriğine göre iki alt gruba ayrılır. Argon florid (ArF)'in dalga boyu 193 nm, Xenon Klorid (XeCl)'in dalga boyu ise 308 nm'dir. Morötesi spektrumda yer alır. Dokularda hasar oluşturmadan etkili bir şekilde diştaşı temizliği yapabilirler.

Doku kesisi fotoablasyonla ısı olmadan gerçekleşir (69). Ancak bu lazerin aparatlarının fiyatı ve boyutları klinik kullanımını engellemektedir. Bu morötesi ışınlar biyolojik dokularda hasara neden olabilmektedir (65). Lazer tiplerinin dalga boyu ve renkleri Tablo 2.1'de gösterilmektedir.

**Tablo 2.1:** Lazer tiplerinin dalga boyu ve renkleri

<b>Lazer Tipi</b>		<b>Dalga boyu</b>	<b>Renk</b>
<b>Excimer Lazerler</b>	Argon Fluoride (ArF)	193 nm	Morötesi
	Xenon Chloride (XeCl)	308 nm	Morötesi
<b>Gaz Lazerler</b>	Argon	488 nm	Mavi
		514 nm	Mavi-Yeşil
	CO <sub>2</sub>	10600 nm	Kızılötesi
<b>Diode Lazerler</b>	InGaAs	655 nm	Kırmızı
	GaAlAs	670-830 nm	Kırmızı-Kızılötesi
	GaAs	980 nm	Kızılötesi
	InGaAs	840 nm	Kızılötesi
<b>Sert Lazerler</b>	Alexandrite	337 nm	Morötesi
	Nd:YAG	1064 nm	Kızılötesi
	Er,Cr:YSGG	2780 nm	Kızılötesi
	Er:YAG	2940 nm	Kızılötesi

## 2.2.2 LAZER ve DİŞ SERT DOKULARI

Lazerin ilk olarak dental sert dokular üzerindeki etkisi 1960'lı yıllarda araştırılmıştır. Birçok araştırmacı çeşitli avantajlarını göz önünde bulundurarak, lazerlerin dental frezler yerine kullanımını desteklemiştir (65). Bu avantajların başında; sert dokuya temas etmeden kullanıldığı için, geleneksel frezlere oranla daha az vibrasyon yapmaları gelmektedir. Özellikle erbium lazerler gibi sert doku lazerlerinin kullanılması ile, dental işlemler sırasında oluşan vibrasyonu azaltmakta, hatta ortadan kaldırmaktadır. Bununla beraber, mikrokırık oluşumunu engellemekte ve hastanın yüksek devirli aletleri kullanırken oluşacak basınç ve sestten duyacağı rahatsızlığın da önüne geçilmektedir. Kesme işlemi sırasında dokular sterilize edilmektedir. Lazerlerin diğer bir avantajı da, kesi yapılan dokunun çevresindeki dokularda bulunan boşlukları kapatmasıdır. Bu özellik, mikroorganizmalar için bir geçiş yolu oluşturabilecek dentin tübüllerinin kapatılmasıyla, olası postoperatif duyarlılığın da önüne geçilmesini sağlar (74, 75).

Sert dental dokular üzerinde lazerin istenmeyen yan etkileri, işlem sırasında aşırı derecede oluşan ısıdır. Termal etkiler sonucunda tedavi uygulanan bölgeye komşu pulpa, periodontal ligament ve kemikte geri dönüşümü olmayan değişiklikler meydana gelebilir. Özellikle de mine dokusundaki çatlaklar oldukça sık gözlenen komplikasyonlardandır. Mikroskobik ve makro seviyede de gözlenebilen çatlakların lokalizasyonu mineyle sınırlı kalabildiği gibi, dentin içine doğru da penetre olabilir (65). Dentin dokusunda ise, lazer tedavisi sonrasında şiddetli karbonizasyon bulguları vardır. Aşırı ısı nedeniyle oluşan bu istenmeyen etkilerin elimine edilebilmesi için, lazer tedavisi kısa süreli fakat yüksek enerjili periyotlar şeklinde uygulanmalıdır (76). Sert doku lazer uygulamaları sırasında, etkili bir kullanım sağlamak için, ışının



dalga boyu, doku tarafından abzorbe edilebilecek şekilde ayarlanmalıdır. Bu, lazerin hidroksiapatitin maksimum miktarda ışını abzorbe edeceği dalga boyunda ışın üretmesi anlamına gelir (65, 77).

### **2.2.3 LAZER ve AĞIZ YUMUŞAK DOKULARI**

Dokunun farklı elementleri tarafından lazer ışınının abzorbsiyonu, ışının dalga boyuna bağlı olarak değişkenlik gösterir. Yumuşak dokuların ana bileşenlerinden olan su, 2 mikron veya daha üzerinde dalga boyundaki lazer ışınını kuvvetlice abzorbe eder. Böylece yumuşak dokudaki ışın penetrasyonu azalır (56, 65).

Er:YAG ve CO<sub>2</sub> lazerlerin, yumuşak dokudaki penetrasyonu minimumdur. Bütün enerji 0.5 mm'lik doku yüzeyince abzorbe edilir. Bu yüksek abzorbsiyon ve düşük penetrasyon özelliği, bu tip lazerleri doku hasarı yaratmaksızın yumuşak doku kesisinde kullanılabilmesini sağlar. Diğer lazerler, örneğin Nd:YAG lazer, 1.06 mm'lik dalga boyu ile su tarafından daha az abzorbe edilmektedir, bu da CO<sub>2</sub> lazere oranla daha derin dokulara penetre olabileceği anlamına gelmektedir (77). Bununla beraber, bu tip lazerlerin melanin ve hemoglobun gibi pigment maddeler tarafından abzorbsiyon özellikleri kuvvetlidir. Bu durum da CO<sub>2</sub> lazere oranla daha küçük kan damarlarını koagüle etmekte daha başarılı olmalarını sağlar (56, 66). Birçok cerrah, rutin insizyon işlemlerinde lazeri kullansa da, bazıları hemostaz sağlamak için Nd:YAG lazeri tercih etmektedir (78).

Yumuşak dokuların insizyonu sırasında kullanılan lazerlerin bistüri veya elektrocerrahiye göre birçok avantajı vardır. Bunlar arasında; dokuya temas etmeden uygulanan bir teknik olduğu için, insizyon sırasında dokuda eğilip bükülme, biçimin bozulması gibi durumların minimum olması, insizyonun lazer sayesinde kendiliğinden

steril olması, lazerin her zaman keskin olması ve operasyon sonrası skar dokusunun minimum olması sayılabilmektedir (66).

Bunların yanında lazer cerrahisi hızlı iyileşme veya cerrahi sonrası ağrının tamamen elimine edilmesi gibi avantajları olan bir teknik değildir. Fakat, yara bölgesindeki cerrahi sonrası skar dokusu diğer tekniklere oranla minimumdur. Günümüzde cerrahlar 20 watt ve üzerinde güce sahip lazerleri, özellikle kan kaybı ve skar dokusu oluşumunun çok olmasının beklendiği hemoglossektomi gibi olgularda kullanmaktadırlar. 15-20 watt'lık güçler, yumuşak doku cerrahisi için idealdir. Bu miktarın altına düşülmesi, insizyon özelliğini ve bu tekniğin yararlılığını azaltır (72). Lazer kullanımının sert dokulara zarar verme riski nedeniyle, uygulayıcılar lazer kullanımından tedirgindir. Fakat, Er:YAG lazerler bu işlemlerde daha güvenilirdir (79).

## 2.3 5. SINIF KAVİTELER

Çürük içermeyen kole defektleri, mine-sement sınırındaki mikroorganizma barındırmayan diş dokusu kaybı olarak tanımlanmaktadır (80, 81, 82). Abrazyon ve erozyon lezyonları adı verilen bu defektler, mine-sement birleşimindeki diş sert dokularının kaybıyla karakterize çürüksüz lezyonlardır (83, 84). Mekanik nedenlerle oluşan abrazyon ya da diyet veya ilaçlardan kaynaklanabilen asite bağlı erozyon lezyonları, bu tür defektlerin en çok bilinenleri arasında yer almaktadır (85, 86). Bu defektlerin genellikle dişlerin bukkal yüzeylerinde bulunması ve yüzeye özel yaygınlık göstermeleri (87), endojenöz erozyondan ayrılmalarını sağlamaktadır (88). Kole defektleri, popülasyonun %50'sinde bulunmakta ve ilerleyen yaşlarda yaygınlığı artmaktadır. En çok etkilenen dişler; küçük azı dişleridir (89). Etiyolojisi multifaktöriyeldir: Mekanik-abraziv (diş fırçası/diş macunu) ve eroziv (içecek ve yiyeceklerde bulunan asit) etkenlerin oluşturduğu süreçler içermektedir. Aşırı oklüzal yüklenme ve/veya eksentrik hareketler de yardımcı faktörler olarak sayılabilmektedir (90).

Dişlerin servikal bölgesindeki defektlerden bir diğeri ise, oklüzal travma sonucu servikalde yoğunlaşan stresin bu bölgede hidroksiapatit kristalleri arasındaki bağlanmayı bozup mine prizmalarının kaybına yol açması ile oluşan abfraksiyon lezyonlarıdır (91, 92). Bu durum bazı durumlarda klinik olarak da gözlemlenebilmektedir. Diş dokusunda bir kayıp meydana geldiğinde, mine-sement sınırında bulunan kole defektindeki stres artmakta ve daha fazla dokunun kaybına neden olmaktadır (93). Dentin ve mine arasındaki bağlanmanın servikal bölgede mine-dentin birleşiminin diğer bölgelerine oranla daha zayıf olduğu, bunun da minede çatlamların oluşumu için daha hassas bir bölge oluşturduğu bildirilmiştir (94).

Servikaldeki lezyonların tedavisinde, oral hijyen alışkanlıklarının düzeltilmesi, diyetle ilgili önerilerin ve oklüzal uyumlamaların yapılması önerilmektedir. Lezyonlara eşlik eden dentin duyarlılığı varlığında, derin ve kama şeklindeki defektlerde madde kaybını önlemek amacıyla veya özellikle anterior dişlerde estetik açıdan gerekli olduğunda restorasyon yapılması gerekmektedir (95). Retansiyonun az olması ve nem kontrolünün kolay olmaması, kole defektlerinin restorasyonunu zorlaştırmaktadır. Bununla birlikte, lezyon kaviteye dönüştüğünde restore edilmezse, plak akümüasyonu oluşmakta ve plak içindeki bakterilerden yayılan asit, bu bölgedeki mine ve dentinin mekanik özelliklerinde azalma sağlayarak lezyonun ilerlemesini sağlamaktadır (88). 5. sınıf kavitelemin adeziv restorasyonlarında retansiyon kaybı ve kenar renkleşmesinin meydana gelmesi günümüzde de geçerliliğini korumaktadır (89, 96). Bu sebeplerden dolayı; kole defektleri, adeziv sistemlerin veya self-adeziv restoratif materyallerin klinik performanslarını değerlendirmekte kullanılmaktadır (97). Kole lezyonlarında, restoratif materyal uygulanmadan önce, dentin ve/veya minede preparasyon yapılmaktadır. Sağlam veya çürükten etkilenmiş dentinden farklı olarak, kole defektlerinde yüksek derecede sklerozdan ve mineral varlığından söz edilmektedir. Bu sebepten, hibrit tabakasının oluşması zorlaşmaktadır (98).

## 2.4 BAĞLANMA (ADEZYON)

Adezyon kavramı, dişhekimliğinde köklü değişikliklerin kapılarını aralamıştır. En önemli değişiklikler; dentin dokusunun üzerinin tamamen örtülerek pulpa dokusunun koruma altına alınabilmesi ve yapılan restorasyonların makro mekanik tutuculuğa bağımlılığının ortadan kalkması olmuştur.

Son yıllarda adeziv teknik ve materyallerde yaşanan büyük gelişmeler sayesinde, restoratif dişhekimliğinde, daha az diş dokusu kaldırılarak restorasyonlara yeterli destek sağlayabilme noktasına gelinmiş ve artık mineye olduğu kadar dentine de yüksek bağlantı kuvvetleri ile bağlanabilmek mümkün kılınmıştır. Bu gelişmeler sonucunda sadece çürük noktanın temizlendiği ve tutuculuk için kaviteletin genişletilmediği dolgular, dişin ön yüzünden minimum madde kaldırılarak yapılabilen laminalar, köprü yapmak için destek dişin tamamının kesilmesinin gerekmediği inley destekli köprüler veya büyük madde kayıplarının olduğu durumlarda uygulanabilen onleyler gibi birçok restorasyon seçeneği güvenle uygulanabilir hale gelmiştir (99).

Adezyon; bir arayüz ile yakın temasta olan 2 materyali birbirine bağlayan mekanizma olarak tanımlanır. 3 farklı adezyon mekanizmasından bahsedilebilir. Bunlar; iyonik, kovalent ve metalik bağların oluşturduğu kimyasal adezyon, moleküler bazda Van der Waals kuvvetleri, London dağıtıcı kuvvetleri ile hidrojen bağlarının oluşturduğu fiziksel adezyon ve bir materyalin mikroskobik seviyede diğerinin içine geçmesi olarak tanımlanan mekanik adezyon olarak sayılabilmektedir (100).

Mine ve dentin dokularına bağlanma, temelde mekanik adezyon prensipleriyle açıklanmaktadır. Bugüne kadar bağlanma mekanizmalarının da bu işlemde rol oynadığı düşünülmüş, fakat bu düşünce; Van Meerbeek ve ark.'nın son çalışmaları sırasında kullanılan monomerlere, dokulardaki kalsiyumun kimyasal olarak bağlandığının gösterilmesi ile ispat edilmiştir (101).

#### **2.4.1 MİNENİN YAPISI ve BAĞLANMA**

Mine dokusu ağırlıkça %96-97 kristal yapı, %1 organik yapı ve %2-3 sudan oluşur. Kristal yapısının fazlalığı mineye yüksek enerji yüzeyi verir. Su içeriğinin azlığı ise bağlanmayı kolaylaştırır. Vücuttaki en sert ve en iyi mineralize olmuş dokudur. Knob Hardnes değeri 343'tür. Bu değer, çelik ile neredeyse aynıdır ve dentinde ancak 68 olarak ölçülmüştür. Ameloblastik aktivite sonucu oluşmuştur. Az miktardaki suyun büyük bir kısmı, kristallere bağlı şekilde bulunurken, sadece ¼'ü organik bileşenler arasında serbesttir (102).

Buonocore ilk defa 30 saniye süresince %85'lik ortofosforik asit uygulanan mineye akrilik rezinin bağlanabildiğini göstermiştir (103). Bu kavram; günümüzde çoğunlukla kabul edilen haliyle %37'lik fosforik asidin, mine yüzeyine 15-30 sn. uygulanması ile yüzeyde mm<sup>2</sup>'de ortalama 30000-40000 adet bulunan prizmatik yapının, pürüzlendirilerek hem yüzey enerjisinin 2 kat düşürülmesi, hem de yüzey alanının 10-20 kat artırılması esasına dayanır. Islanabilirliği artmış ve mikroporöz bir hal almış yüzeye infiltre olan bonding ajanının polimerizasyonundan sonra sağladığı tutuculuk, 20-30 MPa kadardır. Bu değer, bağlanma mekanizmasının diğer ucundaki kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesinin oluşturduğu 7 MPa'lık gerilim değerinin karşılanması, yani restorasyon kenarlarında büzülmeye bağlı açıklık oluşmasının engellenmesi için yeterlidir (100).

## 2.4.2 DENTİNİN YAPISI ve BAĞLANMA

Dentin, mine tabakasını destekleyen, fakat mineden yapısal olarak oldukça farklı bir tabakadır. Yaşam boyu, pulpa odasının duvarlarına dizilmiş odontoblastların aktiviteleri ile oluşturulur.

Dentin dokusu ağırlıkça %68-70 inorganik yapı, %27-28 organik yapı ve %3.5-4 kadar da sudan oluşur (98, 104). Dentine bağlanmada sorun; kompleks yapısı ve kimyasal içeriğinin farklı olmasından kaynaklanmaktadır (105). Dentindeki inorganik madde miktarındaki değişiklik, yapısındaki esneklik, hidrofobik rezin monomerlerin penetrasyonunu zorlaştıran 25-30 mmHg civarındaki pulpal basınç ve son olarak her türlü mekanik işlemde sonra yüzeyi kaplayan smear tabakası; dentine bağlanmayı güçleştirmektedir. Dentine bağlanma, dentinin derinliğine bağlı olarak değişir. Yüzeyel dentinle derin dentinin nemliliği çok farklıdır. Derin dentinde kanal sayısı mm<sup>2</sup>'de 45000 iken, yüzeyel dentinde 25000'dir. Derin dentinde yüzeyel dentinden daha geniş kanallar vardır. Bundan dolayı derin dentin yüzeyel dentinden daha nemli bir yapıya sahiptir. Önceleri dentin yüzeyinin nemli olması dentine bağlanmada büyük engel oluştururken, günümüzde nemli yüzeye bağlanabilen wet-bonding sistemleri geliştirilmiştir. Ancak bunlarda dentin yüzeyinin ne kadar nemli olması gerekliliğinin bilinmemesi önemli bir problemdir. Ortalama mineral içeriğinin dentinin derinliğiyle değişmemesine rağmen, kollajenden zengin intertübüler dentinin miktarı dentin derinliği arttıkça azalmakta, hipermineralize peritübüler dentin miktarı ise artmaktadır. Dentin hacmi başına düşen kollajen miktarı da yüzeyel dentinden derin dentine doğru azalır (106). Kanallar içindeki sıvı, pulpadan belirli bir basınçla dışarıya doğru sürekli akış halindedir. Bu durum, dentin kurutulsa bile daha sonra tekrar nemli hale gelmesine sebep olur (107, 108).

Dentin dokusuna rezin bağlantısı, ilk defa İsviçreli bir kimyagerin geliştirdiği 'gliserofosforik asit dimetakrilat (GPDM)' materyali ile sağlanmıştır. Bu materyalin kullanıldığı ilk ürün, 1952'de 'Sevriton' adı ile Kramer ve McLean tarafından piyasaya sürülmüştür. 1956 yılında Buonocore'un mine yüzeyine tutuculukta elde ettiği başarıdan sonra dentin üzerinde de aynı işlemi tekrarlayarak hidroklorik asit ile asitleme ve gliserofosforik asit dimetakrilat rezin ile sonuç elde etmeye çalışmış, fakat başarılı olamamıştır. 1965 yılında Bowen, 'N-fenilglisilinsidimetakrilat (NPG-GMA)'ı geliştirerek dentindeki kalsiyum ile rezin arasındaki şelasyonun bağlantı kuvvetini arttıracakını düşünmüş, fakat başarı elde edememiştir. Bunun sebebi; her iki araştırmacının da kullandığı rezinlerin düşük ıslatabilirlikleri ve hepsinin smear tabakası üzerine uygulanıyor olmasıdır. Kullanılan monomerler, smear tabakasının derinlerine nüfuz edemediği için, tutuculuk değerleri 2-3 MPa sınırlarında kalmıştır. Her iki sistem de dentin adezyonu çalışmalarında 1. jenerasyon sistemler olarak kabul edilmiştir (100).



### **2.4.3 Er:YAG LAZER – BAĞLANMA İLİŞKİSİ**

Günümüzde, bağlanma dayanımını test etmek için çoğunlukla makaslama ve mikrotensil testleri uygulanmaktadır (109). Er:YAG lazer irradyasyonuna uğrayan diş sert dokularında smear tabakasının bulunmaması, bonding uygulamasından önce mine ve dentine fosforik asit uygulamasının gerekli olmadığı fikrini doğurmuştur. Geleneksel kavite hazırlama yöntemleriyle oluşan smear tabakasının ortadan kaldırılması için, lazer preparasyonu gerekmektedir (110, 111). Bununla beraber, hibridizasyon tabakasının oluşması için gerekli olan dentin kollajenini ortaya çıkarmak amacıyla asit uygulaması şarttır (112).

Er:YAG lazerle preparasyon sonucunda bağlanma dayanımı değerlerinin düşük olmasında, bu lazerin termal etkisinin olabileceği düşünülmektedir. Diş yüzeylerinin kalitesi, restoratif materyalin diş yapılarına başarılı bir şekilde bağlanmasını engelleyen vitrifikasyon nedeniyle değişebilmektedir (112).

Diş dokusunun Er:YAG lazer ile ablasyona uğraması, termomekanik etkileşim sonucu gerçekleşmektedir (16). Doku, tam olarak buharlaşmaz, sadece bir kısmı fragmanlara parçalanır. Uygulanan radyasyonun büyük bir kısmı, ablasyon işlemi sırasında yok olmaktadır. Geriye, pulpa ve çevre yumuşak ve/veya sert dokular ile karşıt termal etkileşime girecek artık enerjisini bırakır. Bu durumda, Er:YAG lazerin diş sert dokularını ve çevre dokularını diğer lazerlere oranla daha az termal hasarla, fakat daha etkili bir biçimde ablate ettiği bildirilmektedir (113, 114).

Vitrifikasyon; kalsiyum fosfatın ek fazının oluşması ile birlikte dentin apatitinin tekrar kristalleşmesi sonucu meydana gelmektedir.

Vitrifikasyon derecesi, diş yapısına uygulanan lazer enerjisinin miktarına ve kaçınılmaz olarak oluşan ısıya bağlıdır. Lazer ışınının meydana getirdiği ısı, lazer irradyasyonuna uğrayan bölgenin altındaki dentinde yoğun ve hızlı bir ısı artışı sağlamaktadır. Dentin dokusundaki termal diffüzyonun katsayısının az olması nedeniyle, ısı saçılmaz, lazer uygulanan bölgede limitli bir alanda hapsolür. Bu durumu, soğuma fazı sırasında oluşan hızlı büzölme takip eder. Böylece, yüksek internal gerilim meydana gelir. Sonuç olarak, ışık enerjisi, dentin alt tabakalarına çapraz dalgalar halinde yayılmaktadır. Bu mekanik olay sayesinde, lazer irradyasyonuna uğrayan diş dokularında mikro kırıklar oluşabilmektedir (115, 116).

Er:YAG lazerin neden olduğu ısı, mine ve dentin yüzeylerinde yapısal (117, 118) ve kimyasal (119, 120, 121) değişiklikler meydana getirmektedir. Hidroksiapatit kristallerindeki artış, yüzeyde bulunan mikroporların ortadan kalkmasını sağlamaktadır (117, 121). Atım süresi, uygulanan enerji düzeyi ve su soğutması, Er:YAG lazer uygulanan dentin yüzeyindeki kimyasal bileşimi etkilemektedir (115). Kavite preparasyonu sırasında oluşan aşırı ısı, kollajen ağını denatüre edebilmekte ve dentin geçirgenliğini azaltabilmektedir (122, 123). Bu termal etkiler, alt yüzeylere de yayılarak interdifüzyon bölge oluşumunu azaltabilir. Meydana gelen erime ve tekrar kristallenme yüzeyi hipermineralize ve daha az geçirgen bir hale getirir. Böylece, diş yapıları aside dayanıklı bir yapı haline gelmektedir. Bu yeni yapı, bağlanmayı olumsuz etkileyebilmektedir (124, 125).

## **2.5 ADEZİV SİSTEMLER**

Günümüz adeziv dişhekimliğinde, dentin bondingler beraber kullanıldıkları kompozitlerin tutuculuğunu arttırmak ve polimerizasyon büzülmesi sonucu ortaya çıkabilecek mikrosızıntıyı önlemek amacıyla kullanılmaktadır (126). Bağlanmanın esas amacı; adeziv bozulmasını önlemek için kollajen fibrilleri sarmasını ve infiltrasyonunu sağlamaktır (127, 128).

Adeziv sistemler; Total-etch adezivler, Self-etch adezivler ve cam iyonomer bazlı adezivler olarak sınıflandırılabilirler.

### **2.5.1 TOTAL-ETCH ADEZİVLER**

Total-etch sistemlerde, ilk basamağı asit uygulanması ve yıkama işlemleri oluşturur (129). Dentin dokusunun asit ile pürüzlendirilmesinin nedeni; mikromekanik tutuculuğun, rezin-dentin bağlantısındaki en önemli mekanizma olmasıdır (111, 130). 'Total-etch' terimi mine ve dentin dokusunun birlikte farklı sürelerde pürüzlendirilmesini ifade etmektedir (131).

Total-etch adezivlerin dentine bağlanma mekanizmalarında, mikromekanik tutuculuk veya hibridizasyon için adeziv rezinin açığa çıkmış kollajen ağı içerisine difüzyonu oldukça önemlidir (96).

Dentine aşırı derecede asit uygulanması, demineralize dentin tabanındaki kollajenlerin tamamen rezin ile kapatılmaması sebebiyle bağlanmanın zayıf olmasına neden olur (130). Oluşan hibrit tabakası poröz bölgeler içerir (132). Ayrıca, yıkama işlemi sonrasında dentinin aşırı kurutulmasına bağlı olarak kollajenler çökebilir. Geleneksel adeziv

sistemler kullanıldığında, nem kontrolünün zorluğu ve uygulama basamaklarının çok olması, hata yapma olasılığını da yükseltir (130, 133). Her ne kadar 3 aşamalı sistemler 'altın standart' olarak kabul edilse de, bu sistemlerin uygulama kolaylığını sağlamak için zaman içerisinde ve günümüzde sıklıkla kullanılan adeziv ve primerin bir solüsyon içinde toplandığı tek şişeli sistemler geliştirilmiştir (134).

### **2.5.2 SELF-ETCH ADEZİVLER**

Total-etch sistemler ile ilgili devam eden problemler, self-etch adezivlerin geliştirilmesine neden olmuştur (133). İlk self-etch sistemler, HEMA-su bazlı adezivlerde asidik monomer miktarının arttırılması ile üretilmiştir. Su, fonksiyonel monomere iyonizasyon ortamı sağlaması nedeni ile günümüz self-etch adezivlerinin içeriği için zorunludur (129).

Self-etch sistemler, diş yüzeyini pürüzlendirme kapasitesine sahiptirler ve bu işlem sonrası diş yüzeyini bağlanma için hazırlarlar. Diş yüzeyinin hazırlanması, yıkanmayan polimerize olabilen monomerleri içeren primerlerin kullanımı ile mümkün olmaktadır. Bu monomerler, smear tabakasını çözen veya değiştiren asidik bir grup içerirler (135). Adeziv, smear tabakasının partikülleri arasında oluşan, sulu kanallardan penetre olur ve alttaki dentin tabakasının yüzeyi ile reaksiyona girer (136). Asitleme sonrası yıkama işlemi yapılmadığından smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdaki uzaklaşmaz, adeziv rezin içerisinde kalır (132, 137). Ayrıca açığa çıkmış kollajenin ıslak kalması bağlanmayı engellediğinden, yüzeyin tamamen kurutulması ile bu durumun önüne geçilmiş olur (131). Asitleme ile rezin infiltrasyonu aynı anda meydana geldiğinden eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür ya da yoktur. Buna bağlı olarak post operatif duyarlılığın oluşmaması beklenir (3, 138, 139).

Günümüz self-etch adezivleri, klinik olarak uygun zaman içinde smear tabakasını çözebilmek ve dentine infiltre olabilmek için yeterli asiditeye sahiptirler. Primer çözeltilisinin pH'sından başka, smear tabakasının kalınlığı, viskozite ve ıslatma özellikleri self-etch adezivlerin infiltrasyon ve demineralizasyon özelliklerini açığa çıkarır (132).

Self-etch adezivlerin iyi performansının nedeni, monomerler ile hidroksiapatitler arasındaki ilişki ile açıklanabilir. Kimyasal bağlanma yeteneği monomere özgüdür ve kalsiyum-monomer bağının hidrolitik stabilitesine bağlıdır (109). Özellikle bağlanmanın sürekliliğinde monomerin kendi hidrolitik stabilizasyonu önemlidir. Mikromekanik bağlanmanın ani streslere karşı dayanıklılık sağladığı, ek kimyasal etkileşimin ise bağlanmanın kalıcılığı ve devamlılığı ile ilgili olduğu düşünülmektedir (3, 132, 140).

### **2.5.3 CAM İYONOMER BAZLI ADEZİV SİSTEMLER**

Cam iyonomerler herhangi bir yüzey uygulaması yapılmadan diş dokusuna kendi kendine tutunabilen tek materyallerdir. Bunun doğru olmasına rağmen polialkenoik asit kondisyonerlerin diş yüzeyine uygulanması, cam iyonomer materyallerin bağlanma etkilerini önemli derecede arttırmıştır (3).

Adezyon mekanizmasının mikromekanik ve kimyasal yolla olduğu düşünülmektedir. Polialkenoik asit kondisyonerler, smear tabakasını kaldırarak 0.5-1 µm derinliğe kadar kollajen fibrillerini açığa çıkarırlar. Cam iyonomer bileşenlerinin yüzeye difüze olması ile mikromekanik bağ kurulur. Polialkenoik asitin karboksil gruplarının kollajen fibrillerde kalan hidroksiapatitlerin kalsiyumları ile bağlanması sonucu kimyasal bağlanma elde edilir (96).

## 2.6 KOMPOZİT RESTORASYON MATERYALLERİ

Amalgama alternatif olarak üretilen ve uzun yıllardan beri estetik dolgu materyali olarak kullanılan kompozit rezinler, formülasyonlarındaki değişiklikler, geliştirilen fiziksel özellikleri, diş sert dokularına bağlanmaları ve geniş renk skalasına sahip estetik görünümleri ile tartışılmaz üstünlüğe sahiptirler (141).

Genel anlamda hem organik hem de inorganik yapıları içeren bu restoratif maddelere birleşik anlamına gelen 'kompozit' adı verilmiştir. Genel olarak ideal bir dolgu maddesi; mekanik etkilere karşı dirençli, kavite duvarlarına adaptasyonu iyi, ısı iletkenliği az, porözitesi azaltılmış, canlı dokularla biyolojik olarak uyumlu, hazırlanması ve uygulanması kolay, özellikle ön grup dişler için estetik olarak uyumlu, radyopak doldurucu içeren, ağız içinde hacim ve şekil değişikliğine uğramayan, maliyeti ucuz ve raf ömrü uzun, mine-dentin bonding ajanlarıyla uyumlu, bitirme ve polisaj işlemleri iyi ve kalıcı olmalıdır (142).

Kompozit rezinler 3 temel yapıdan oluşmaktadır: organik yapı, inorganik yapı ve ara bağlayıcılar.

Organik yapı; kendi içinde 2'ye ayrılır. Metil metakrilat matrisli olanlarda bulunan metakrilat, suda erimeyen visköz bir maddedir. Bis-GMA matrisli olanlarda bulunan Bis-GMA ise; bir peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane reaktif çift bağ yapabilen, hemen hemen renksiz visköz bir sıvıdır. Bis-GMA'nın viskozitesini azaltmak için di ve tri metakrilatlar eklenebilmektedir. Bu şekilde elde edilen rezine; 'trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) adı verilir (143).

Son yıllarda iyi bağlanma sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matris olarak kullanılmıştır. Bis-GMA ile daha düşük viskoziteye sahip olan üretan dimetakrilatlar (UDMA), günümüzde kullanılmakta olan birçok kompozitlerin rezin matrislerini oluşturmaktadır (143).

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik yapı ise, matris içerisine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur (144). Stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum rezine, radyoopazite kazandırır. Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirir. Böylece; kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Kristalin formlarının sert olması kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle, kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir (145).

Ara bağlayıcılar ise; kompozit rezinlerde organik polimer matris fazı ile inorganik faz arasındaki bağlanmayı sağlamaktadır. Bu yapılar, silisyum hidrojenli bileşikler olup 'silan' adını almaktadırlar (143).

## 2.7 TERMOSİKULUS YÖNTEMİ ile YAŞLANDIRMA

Termosiklus yöntemi, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5° ve 55° C suda 500 siklus uygulanması uygun bir yaşlandırma testi biçimidir. Termosiklus aşırı sıcak ve soğğun ağız boşluğuna girmesini taklit eder ve diş ile restoratif materyal arasındaki doğrusal termal genleşme katsayısını gösterir (146, 147, 148). Gale ve Darvell (1999) 10000 siklusun *in vivo* olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanmanın taklit edilmesi için çok kısa olduğunu öne sürmüşlerdir (149).

Leloup ve ark. (2001), termosiklusun bağlanma gücü üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir (150). Bu araştırmada meta-analiz içinde yer alan birçok çalışma ISO standartlarının 500 siklus (çalışmalardaki anlamlı siklus sayısı 630'dur) döngüsünü uygulamıştır. Araştırmaların bir kısmında bu siklus sayısı elde edilecek olan yaşlandırma etkisi için çok az bulunmuştur (149, 151). Aynı zamanda, örneklerin geometrisi çoğunlukla hesaba katılmamaktadır. Düz bir diş yüzeyine bağlanan silindir şeklindeki kompozitlere termosiklus uygulandıktan sonra makaslama veya gerilme direnci testleri uygulanmıştır (150). Termosiklus büzülme/genleşme stresleri sonucu hızlandırılmış kimyasal bozulma ile sonuçlanır. Bununla beraber, tüm bunların birbirine bağlı olan etkisi spesifik olarak testin ayarlanmasına bağlıdır. Araştırmacılar termosiklusun değişken, etkilerinin de adeziv ile termosiklus sayısı ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir (146). Yapılan bir çalışmada, adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımı 300 siklusa kadar makaslama testi ile incelenmiş ve kullanılan adeziv sisteme bağlı olarak bağlanma dayanımında termosiklustan sonra anlamlı azalma değerleri elde edilmiştir (148).



Termosiklus boyunca örnekler termal değişikliklere ek olarak suya tabi tutulurlar. Örneklerin ara yüzleri direkt olarak ısının değiştii ortama açık olmalıdır. Termal stresler, oluşturdıkları termal genleşme katsayılarındaki değişiklikler sayesinde mekanik stresler oluşturarak diş-restoratif ara yüzünde bağlanma bozukluğu meydana getirebilir (152). Bağlanma dayanımının azalmasındaki ana sebebin rezin ile hibrit tabakası ara yüzündeki hidrolizin etkisi olduğu düşünölmektedir (153).

Matris tarafından su alımının kompozit rezinin mekanik özelliklerinde azalmaya yol açtığı bildirilmiştir (154, 155, 156). Su alımı, aynı zamanda doldurucular ile rezin matris ara yüzünde mikro çatlaklara sebep olabilir. Ağız ortamında ısı; yemekler, içecekler ve nefes alma ile değişmektedir. Bu değişiklikler, matris ve organik partiküller arasında termal genleşme farkı meydana getirerek kompozit rezinin kohezyonunda bazı başarısızlıklara yol açabilir (155). Tay ve ark. (2002) polimerize olmuş tek basamaklı adezivlerin yarı geçirgen zar gibi davranıp bağlanmış nemli dentinden adeziv ile kompozit arasındaki ara karışık bölgeye su difüzyonuna izin verdiğini bildirmişlerdir (157).

## 2.8 BAĞLANMA DAYANIMI TESTLERİ

Diş dokularına yeterli bir bağlanma, dental materyallerin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir (158). Bağlanma dayanımının yeterli olması; polimerizasyon büzülmesi, bitirme ve cila işlemleri, termal genişleme ve çekme kuvvetlerine karşı restorasyonun daha dayanıklı olmasını sağlamaktadır (159). Birçok çalışmada, bağlanma dayanımının bağlanan kesit yüzeyi ile ters orantılı olduğu bildirilmiştir (160, 161).

Bağlanma dayanımı testleri, adezivleri gözlemek için sıklıkla kullanılan yöntemlerdir. Bu test yönteminin mantığı; diş ve biyomateryal arasındaki bağlanma kuvveti arttıkça, rezin polimerizasyonu ve ağız fonksiyonu stresleri karşısında daha kuvvetli olmasına dayanır. Birçok bağlanma dayanımı testi geliştirilmiştir (162). Makaslama ve çekme testleri bunların arasında en çok kullanılanlardır. Bir bağlanma dayanımı değerinin, materyalin özelliği olarak düşünülmemesi gerekmektedir (163). Kaydedilen veriler çoğunlukla kompozitin tipi, stres oranı, örneğin boyutu, geometrisi ve kullanılan test yöntemine bağlı olarak değişir (164). Bağlanma dayanımı testleri kontrollü bir şekilde yapıldığında, kliniğe yönelik değerli bilgiler verebilir. Örneğin, bir yaşlandırma etkeni uygulanırsa, bağlanma dayanımı değerlendirilebilir (109). Birçok çalışmada, tüm örnekler yaşlandırılarak (örneğin termosiklus yöntemi ile) daha fazla klinik ile ilgili veri elde edilmiştir (165, 166, 167, 168). Dayanıklılık ile ilgili bilgi sağlanması için, doğru kontrol yöntemi uygulanmalıdır. Araştırılan bağlanma bozulmasının özel tipleri göz önünde bulundurularak aynı çalışmada farklı yaşlandırma yöntemleri uygulanabilmektedir (109).

### 2.8.1 MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMI TESTLERİ

Dentine bağlanmanın ölçülmesi için uzun dönem makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır. Ancak, daha sonraki yıllarda dentin adezivlerinin etkinliğinin değerlendirilmesinde bu metodun yeterince hassas olmadığı bildirilmiştir (169).

Geleneksel makaslama ve gerilim testlerinde bağlanma kuvvetleri 20 MPa'dan daha fazla değerlere ulaştığında, test süresinde dentin yapısında koheziv kırıklar olduğundan, bu testlerin yüksek bağlanma değerlerini ölçmede yetersiz kaldığı bildirilmiştir (169, 170). Bağlanma sırasında dentinde oluşan koheziv başarısızlıklar anormal stres dağılımı sonucunda oluşabilmektedir (169).

Yüksek bağlanma kuvvetine sahip adeziv sistemlerin ayırımının yapılabilmesi için Sano ve ark. (1994), mikrotensil test sistemini geliştirmişlerdir (171). Bu sistem, bağlanma yüzeylerinin 0,5-1,5 mm<sup>2</sup> kesitlerde incelenme olanağı sağlamıştır. Bağlanma alanı azaltığında koheziv kırıkların azaldığı, 2 mm<sup>2</sup>'ye kadar azaltılan kesit alanına sahip örneklerde koheziv kırıkların oluşmadığı bildirilmiştir. Kesit alanı 2 mm<sup>2</sup>'nin altındaki örneklerde gerçek bağlanma değerinin saptanabildiği belirtilmiştir (171).

Adeziv rezin – diş bağlanmasını değerlendiren testler iki ayrı yapı ve bu yapıların arasındaki interdifüzyon bölgelerini inceleme fırsatı verirler. Mikrotensil bağlanma dayanıklılık test yönteminde, örneklerin hazırlanması amacıyla, örneklerin yarısı diş dokusunu, diğer yarısı ise restoratif materyali içeren, çubuk veya kum saati şeklinde kesitler alınmaktadır (172).

Mikrotensil bağlanma dayanımı testi, materyalin başarısızlığa uğradığı çekme yükünün bağlanma arayüzü kesitine bölünmesiyle hesaplanmaktadır. Bu testin avantajları arasında; dişin korunması, bölgesel bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesini mümkün kılması, geriye kalan dentin kalınlığının ölçülebilmesi, koheziv başarısızlığın az olması, üniform kuvvet uygulanabilmesi, kök yüzeyi dentininde bağlanma dayanımının ölçülebilmesi ve rezin bazlı restoratif materyallerin polimerizasyon büzülme streslerinin nedenlerinin araştırılmasına yardımcı olması sayılabilmektedir (172).

## **2.9 DENTİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ**

Dentine Er:YAG uygulaması yapılan birçok çalışmada; smear tabakası bulunmayan, açık dentin tübüleri varlığında pürüzlü dentin yüzeyleri elde edilmiştir (173, 174, 175, 176, 177). Erbiyum lazer uygulamalarında, diş sert dokularındaki su hemen buharlaşırken, çevre dokular minimal termal yan etki ile uzaklaştırılmaktadır (178). Dentinde bulunan su kaynama noktasına geldiğinde, oluşan buharın bir kısmı, yüzeydeki küçük çatlaklardan sızar ve böylece dentinde belirli bir pürüzlülük oluşur.

Diş dokularının yüzey pürüzlülüğünün adeziv dental materyallere bağlanma dayanımına etkisi tartışmalı bir konudur. Bazı araştırmacılar, yüzey pürüzlülüğündeki anlamlı artışların bağlanma dayanımı veya mikrosızıntıyı etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Bunun sebebi olarak; belirli bir kesidin yüzeyindeki pürüzlülük arttıkça, bağlanılacak alanın artmasına bağlı olarak, mikrosızıntının azalacağını ve bağlanma dayanımının artacağını belirtmişlerdir (179). Bununla beraber, yapılan birçok çalışmada dentinde meydana gelen pürüzlülük bağlanma dayanımını ya etkilememiş, ya da azaltmıştır (180, 181, 182, 183).

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada, farklı Er:YAG lazer parametlerinin ve termosiklus uygulamasının dentine bağlanma üzerine etkisinin mikrotensil bağlanma testine karşı olan dayanımları ve aynı parametreler ile geleneksel yöntemin dentin pürüzlülüğüne etkisi ölçülerek değerlendirilmiştir.

Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmalar, uygulama şekilleri ve içerikleri Tablo 3.1’de yer almaktadır.

**Tablo 3.1:** Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmalar, uygulama şekilleri ve içerikleri.

Materyal	Üretici Firma	Uygulama Şekli	İçerik
<i>Clearfil SE Bond</i>	Kuraray Dental	Primer uygulanarak 20 sn beklenir ve hafif hava ile kurutulur. Bond uygulanır ve hafif hava ile her tarafa yayılması sağlanır. 10 sn boyunca ışık uygulanır.	<b>Primer:</b> MDP, HEMA, dimetakrilat monomer, su, katalizör <b>Bond:</b> MDP, HEMA, dimetakrilat monomer, doldurucu, katalizör
<i>Filtek Z250</i>	3M ESPE	2,5 mm’den küçük tabakalar halinde uygulanır. Her tabaka için 20 sn boyunca ışık uygulanır.	BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA

### 3.1 KULLANILAN MATERYALLER

**Clearfil SE Bond (Kuraray Dental):** Clearfil SE Bond'un primeri, kavite preparasyonu sırasında diş dokularına iyi bir şekilde penetre olan ve smear tabakasını çözen asidik fosfat monomer ve HEMA içermektedir. Böylece, geleneksel bonding sistemlerindeki gibi, fosforik asit uygulanmasının ardından hava ve su spreynin kullanılması gibi fazladan bir işlem gerektirmemektedir. Minenin iyi bir şekilde asitlenmesini sağlarken, dentinin kollajen yapısını yeterli derecede dekalsifiye etmektedir. İçerisinde adeziv monomer olarak asidik fosfat monomer olan 10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) içermektedir. MDP, mine ile hem kimyasal, hem de mekanik bağlanma sağlamaktadır. pH'sı 2'dir. Direkt veya indirekt restorasyonlarda kullanılmaktadır. Işık ile sertleşmektedir (184) (Resim 3.1).

**Filtek Z250 (3M ESPE):** Universal bir restoratif materyal olup görünür ışıkla aktive olan, radyopak, posterior ve anterior bölgelerde direkt veya indirekt restorasyonlarda kullanılabilen bir rezin kompozittir. Filtek Z250 materyalindeki doldurucu; zirkonia/silikadır. İnorganik doldurucular hacim olarak %60 (silan uygulaması olmaksızın) olup, partikül büyüklükleri 0.01 ile 3.5 µm arasında değişmektedir. Organik matris; BIS-GMA, UDMA ve BIS-EMA içermektedir. 15 farklı renk seçeneği bulunmaktadır. Işık ile sertleşmektedir (185) (Resim 3.2).



**Resim 3.1:** Çalışmada kullanılan dentin bonding sistemi; Clearfil SE Bond, Kuraray.



**Resim 3.2:** Çalışmada kullanılan kompozit materyal; Filtek Z250 (A2), 3M ESPE.

### 3.2 PÜRÜZLÜLÜK ÇALIŞMASI İÇİN DİŞLERİN HAZIRLANMASI

Bu çalışma, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert ve Yumuşak Doku Laboratuvarları imkanları kullanılarak gerçekleştirildi.

Çalışmada ortodontik amaçla çekilmiş 113 adet apeksifikasyonu tamamlanmış çürüksüz daimi insan küçük azı dişi kullanıldı. Dişlerin üzerindeki yumuşak dokular küret yardımıyla temizlendi. Diş kökleri mine-sement sınırından kesilerek uzaklaştırıldı ve deney gerçekleşinceye kadar distile suda oda sıcaklığında bekletildi. Saklama sıvısı her hafta periyodik olarak değiştirildi.

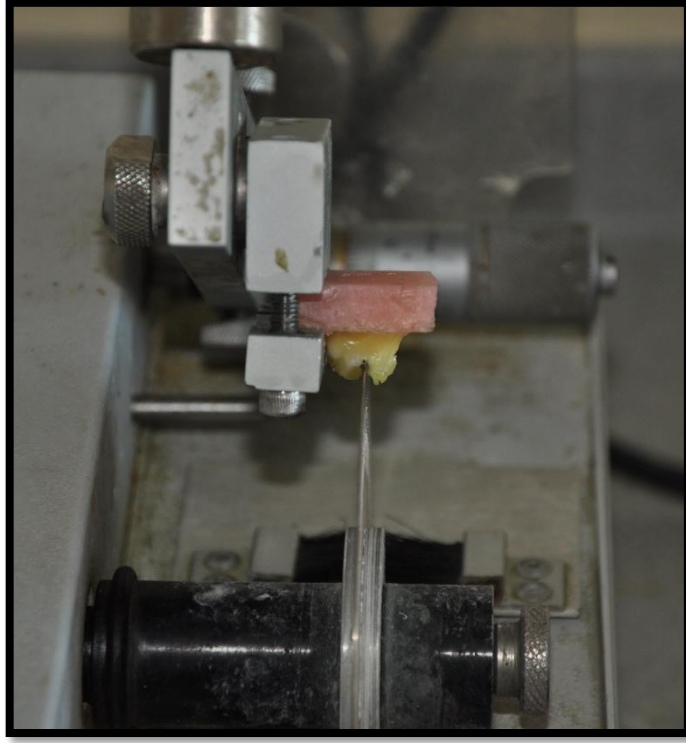
Rastgele seçilen 45 adet küçük azı dişi, bukkal ve lingual/palatinal yüzeylerinin birbirlerinden ayrılması için kesit alma cihazı (Izomet Buehler, Ltd, Lake Bluff, II, USA) ile meziyo-distal yönde kesildi (Resim 3.3). Böylece 90 adet örnek elde edildi. Fissür bir frezin üzerine 2mm ölçülüp işaret konuldu ve mine-sement sınırınının 1 mm üzerinden bu işarete kadar 3 adet delik açıldı. Dişler akrilik bloklar içerisine gömüldü. Tüm örneklerin bukkal veya lingual /palatinal yüzeyleri aşındırma cihazında (Phoenix Beta, Buehler, USA) sırasıyla 100, 600 ve 1200 grit silikon karbid zımpara kağıtlar yardımıyla ve su yıkaması altında cilalanarak mine yüzeyinin 2 mm altına inildi (Resim 3.4). Örneklerin mikrotensil için hazırlanan örneklerle benzer olması ve standardizasyonu sağlamak amacı ile ortasında 4 mm boyunda ve 4 mm genişliğinde boşluk olan adeziv teypler mine-sement sınırınının 1 mm üzerine gelecek şekilde yapıştırılarak her grupta 10 adet diş olacak şekilde örnekler rastgele 9 gruba ayrıldı ve tüm örneklerin lazer uygulaması öncesi ilk pürüzlülük değerleri her diştten 5 değer alınarak elde edildi (Mahr Perthometer M1) (Resim 3.5). Lazer gruplarına Er: YAG uygulaması yapıldı (Resim 3.6). Lazer gruplarında uygulanan Er:YAG parametreleri Tablo 3.2'de yer almaktadır. Kontrol grubunda, dentin



yüzeyleri, mikromotora takılan çelik rond frezle pürüzlendirildi. Frezler, her iki dişte bir yenilendi. Bu işlemlerden sonra pürüzlülük değerleri her diştten tekrar 5 değer alınmak üzere tekrar ölçülerek değerlendirme yapıldı (Resim 3.7). Çalışmada kullanılan lazer cihazı (Fotona Fidelis III, Er: YAG/Nd: YAG Laser System Family, Fotona Medical Lasers, Ljubljana, Slovenia) Resim 3.8'de görülmektedir.

**Tablo 3.2:** Lazer gruplarında uygulanan Er:YAG parametreleri.

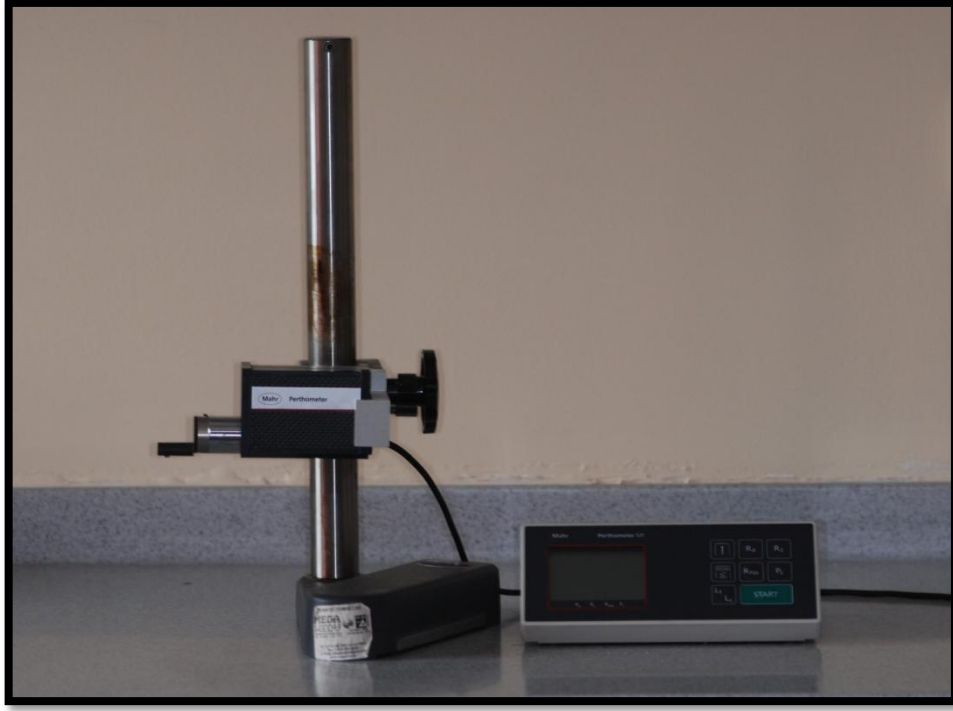
<b>GRUPLAR</b>	<b>Pulse</b>	<b>mJ</b>	<b>Hz</b>	<b>Watt</b>
<b>1A</b>	100	200	20	4
<b>2A</b>	100	250	15	3,75
<b>3A</b>	100	200	15	3
<b>4A</b>	100	150	20	3
<b>1B</b>	300	200	20	4
<b>2B</b>	300	250	15	3,75
<b>3B</b>	300	200	15	3
<b>4B</b>	300	150	20	3



**Resim 3.3:** Dişlerin kesit alma cihazı ile meziyo-distal yönde kesilmesi; Izomet Buehler, Ltd, Lake Bluff, II, USA



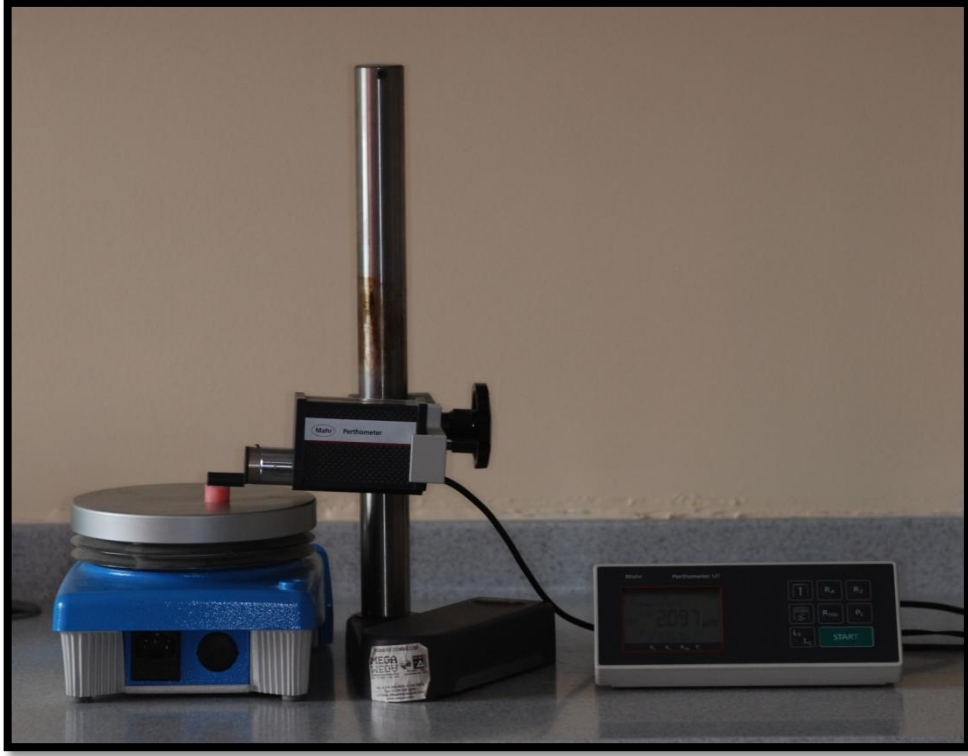
**Resim 3.4:** Çalışmada kullanılan aşındırma cihazı; Phoenix Beta, Buehler, USA



**Resim 3.5:** Çalışmada kullanılan pürüzlülük ölçme cihazı; Mahr Perthometer M1



**Resim 3.6:** Lazer uygulaması yapılan örneklerden biri



**Resim 3.7:** Örnekler lazer ve geleneksel yöntem uygulandıktan sonra pürüzlülük değerlerinin (Ra) ölçülmesi



**Resim 3.8:** Çalışmada kullanılan lazer cihazı; Fotona Fidelis III, Er: YAG/Nd: YAG Laser System Family, Fotona Medical Lasers, Ljubljana, Slovenia

### 3.3 MİKROTENSİL ÇALIŞMASI İÇİN DİŞLERİN HAZIRLANMASI

Geriye kalan 68 adet daimi küçük azı dişi, bukkal ve lingual/palatinal yüzeylerinin birbirlerinden ayrılması için kesit alma cihazı (Izomet Buehler, Ltd, Lake Bluff, II, USA) ile meziyo-distal yönde kesildi. Böylece 136 adet örnek elde edildi. Her grupta 15 diş olmak üzere dişler rastgele 9 gruba ayrıldı.

Lazer gruplarında Er:YAG lazer ile mine-sement sınırınının 1 mm üzerinde, 4 mm boyunda, 4 mm genişliğinde ve 2 mm derinliğinde 5. sınıf kaviteleler önceden işaretlenerek hazırlandı (Resim 3.9). Uygulanan Er:YAG parametreleri Tablo 3.2'de yer almaktadır. Kontrol grubunda mine, aeratöre takılan elmas rond frezle (Acurata G+K Manhardt Dental 544#012) su soğutması altında uzaklaştırıldı. Frezler her iki dişte bir yenilendi. Dentin ise, mikromotora takılan çelik rond frezle kaldırıldı ve preparasyon belirlenen derinlikte bitirildi (Resim 3.10). Kavitelelerin boyutları periodontal sond ve kumpas yardımı ile kontrol edilerek standart hale getirildi. Kavitelere bizotaj yapılmadı.

Hazırlanan kavitelere Tablo 3.1'de anlatıldığı şekilde bonding ajanı (Clearfil SE Bond, Kuraray Dental) ve restoratif materyal (Filtek Z250, 3M ESPE) uygulandı. Işık aleti olarak Optilux 501 (Kerr Corporation) kullanıldı (Resim 3.11). Restoratif materyaller mikrotensil testi için kavite sınırları dahilinde diş yüzeyinden 1.5 mm yüksek olacak şekilde hazırlandı (Resim 3.12).

Bütün örneklere 5°-55° C arasında 2000 termosiklus döngüsü uygulandı. Örnekler 5°-55° C'lik suya her seferinde 30 saniye kalacak şekilde bırakıldı (Salubris Technica, Türkiye) (Resim 3.13).



**Resim 3.9:** Dişler üzerinde kavite sınırlarının çizilerek belirlenmesi



**Resim 3.10:** Geleneksel yöntem ve lazerle hazırlanan kaviteler



**Resim 3.11:** Çalışmada kullanılan ışık aleti; Optilux 501, Kerr Corporation



**Resim 3.12:** Örneklere mikrotensil testi için kompozit materyali uygulanması



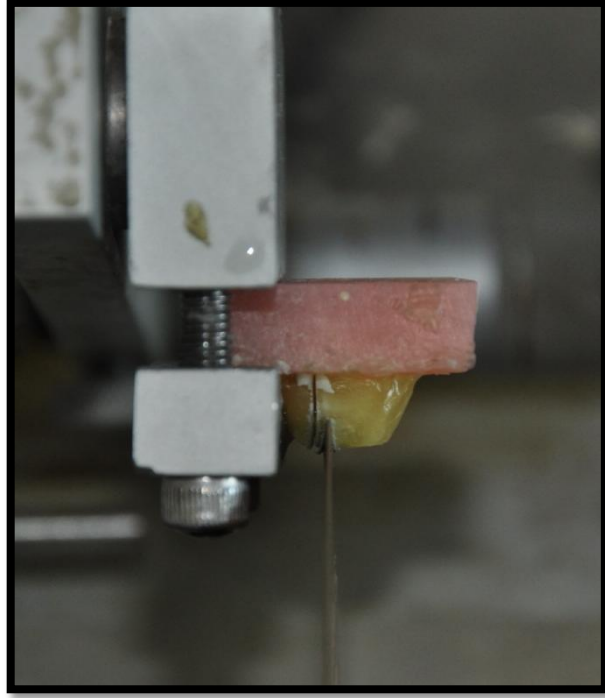


**Resim 3.13:** Çalışmada kullanılan termosiklus cihazı; Salubris Technica, Türkiye

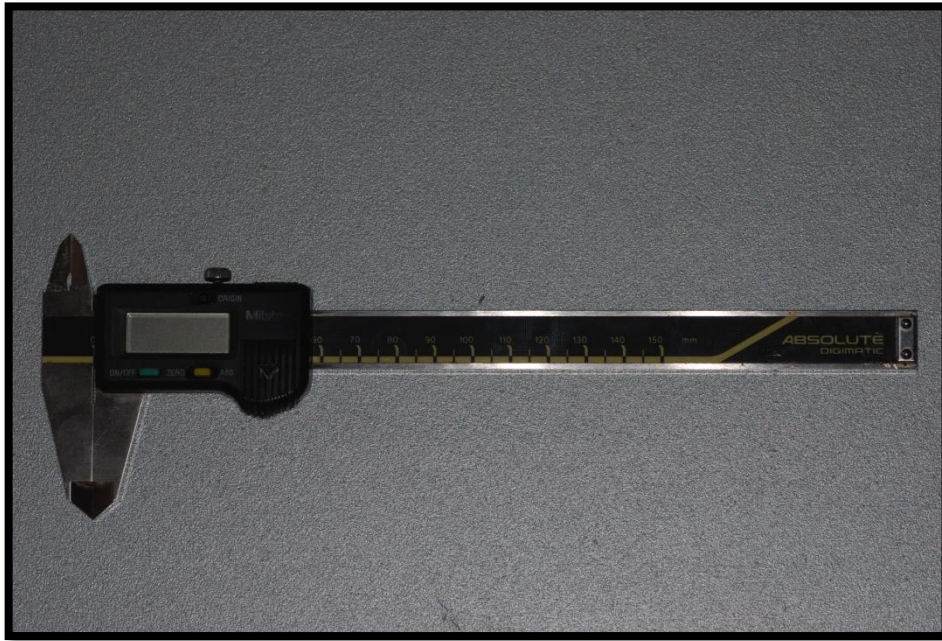
Dişler bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde önce mesiyo-distal, sonra vestibülo-lingual/palatal yönde kesilerek 1mm x 1mm genişliğinde dentin-kompozit çubukları elde edildi (Resim 3.14).

Çubuklardan pulpa üzerinde kalan dentin kalınlığı kumpas yardımı ile ölçüldü ve kalan dentin kalınlıklarının 2-3 mm arasında olduğu tespit edildi (Mitutoyo, Japonya) (Resim 3.15).

Her grup için toplam 37 adet çubuk elde edildi. Universal test cihazına (Instron; USA) bağlanan örneklerle, 1mm/dak hız uygulanarak kopma meydana gelinceye kadar çekme kuvveti uygulandı (Resim 3.16, Resim 3.17). Kırılan örneklerin kopma değerleri kayıt edildi.



**Resim 3.14:** Mikrotensil testi için çubukların hazırlanması



**Resim 3.15:** Dentin kalınlıklarını ölçmek için kullanılan kumpas; Mitutoyo, Japonya



**Resim 3.16:** Çalışmada kullanılan Universal test cihazı; Instron; USA



**Resim 3.17:** Elde edilen çubukların Universal test cihazına bağlanması

### **3.4 İSTATİSTİKSEL ANALİZ**

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken niceliksel verilerin karşılaştırılmasında, parametreler normal dağılıma uygunluk gösterdiğinden, parametrelerin gruplar arası karşılaştırılmalarında Oneway ANOVA testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Parametrelerin grup içi karşılaştırılmalarında paired sample t test uygulandı. Anlamlılık  $p<0.05$  ve  $p<0.01$  düzeyinde değerlendirildi.

## **4. BULGULAR**

Bu çalışmanın amacı; farklı lazer parametreleri ve geleneksel yöntemle (kontrol) hazırlanan 5. sınıf kavitelere, adeziv sistem ve kompozit materyalleri uygulanarak 2000 döngü termosiklus sonrası görülen mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerinin ve yine aynı lazer parametreleri ile geleneksel yöntem (kontrol) uygulanan dentin yüzeylerinin pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

### **4.1 PÜRÜZLÜLÜK ile İLGİLİ BULGULAR**

Bütün grupların lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması öncesi ve sonrası elde edilen pürüzlülük değerlerinin (Ra) aritmetik ortalamaları (Ort) ve standart sapma değerleri (ss) Tablo 4.1 ve Tablo 4.2'de gösterilmiştir (Oneway ANOVA test).

**Tablo 4.1:** Lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması öncesi elde edilen pürüzlülük değerlerinin (Ra) aritmetik ortalamaları (Ort) ve standart sapma değerleri.

<b>Lazer Uygulaması Öncesi Pürüzlülük (Ra) (Ort±ss)</b>	
<b>1A</b>	0,137±0,077
<b>1B</b>	0,112±0,059
<b>2A</b>	0,107±0,048
<b>2B</b>	0,120±0,026
<b>3A</b>	0,125±0,022
<b>3B</b>	0,146±0,064
<b>4A</b>	0,120±0,021
<b>4B</b>	0,118±0,015
<b>Kontrol</b>	0,136±0,067
<b>P</b>	<b>0,735</b>

*Oneway ANOVA test*

**Tablo 4.2:** Lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değerlerinin (Ra) aritmetik ortalamaları (Ort) ve standart sapma değerleri (ss).

<b>Lazer Uygulaması Sonrası Pürüzlülük (Ra) (Ort±ss)</b>	
<b>1A</b>	2,449±0,103
<b>1B</b>	2,430±0,115
<b>2A</b>	1,874±0,133
<b>2B</b>	1,649±0,206
<b>3A</b>	2,509±0,203
<b>3B</b>	1,720±0,161
<b>4A</b>	1,889±0,124
<b>4B</b>	2,511±0,082
<b>Kontrol</b>	1,019±0,143
<b>P</b>	<b>0,001**</b>

*Oneway ANOVA test*

**\*\*p<0.01**

Lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması öncesi ve sonrasında elde edilen pürüzlülük değerlerinin (Ra) aritmetik ortalamaları (Ort) ve standart sapma değerlerinin (ss) karşılaştırılmaları Tablo 4.3, Grafik 4.1' ve Grafik 4.2'de gösterilmiştir.

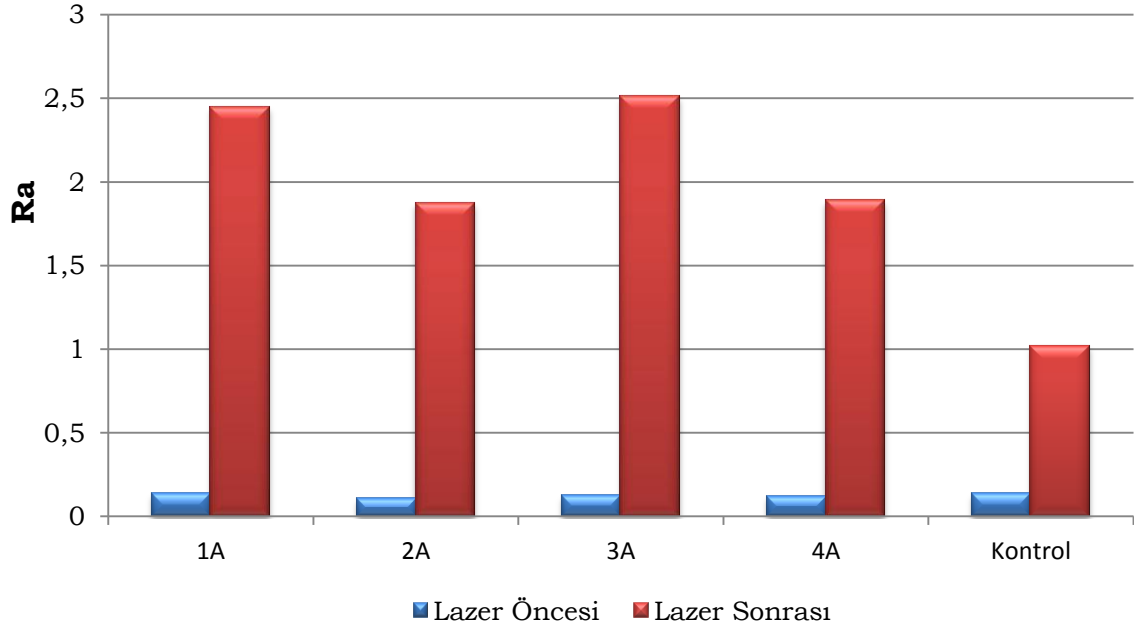
**Tablo 4.3:** Lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değerlerinin (Ra) aritmetik ortalamaları (Ort) ve standart sapma değerlerinin (ss) karşılaştırılması.

	<b>Lazer Uygulaması Öncesi Pürüzlülük (Ra) (Ort±ss)</b>	<b>Lazer Uygulaması Sonrası Pürüzlülük (Ra) (Ort±ss)</b>	<b><sup>++</sup>p</b>
<b>1A</b>	0,137±0,077	2,449±0,103	<b>0,001**</b>
<b>1B</b>	0,112±0,059	2,430±0,115	<b>0,001**</b>
<b>2A</b>	0,107±0,048	1,874±0,133	<b>0,001**</b>
<b>2B</b>	0,120±0,026	1,649±0,206	<b>0,001**</b>
<b>3A</b>	0,125±0,022	2,509±0,203	<b>0,001**</b>
<b>3B</b>	0,146±0,064	1,720±0,161	<b>0,001**</b>
<b>4A</b>	0,120±0,021	1,889±0,124	<b>0,001**</b>
<b>4B</b>	0,118±0,015	2,511±0,082	<b>0,001**</b>
<b>Kontrol</b>	0,136±0,067	1,019±0,143	<b>0,001**</b>
<b><sup>+</sup>p</b>	<b>0,735</b>	<b>0,001**</b>	

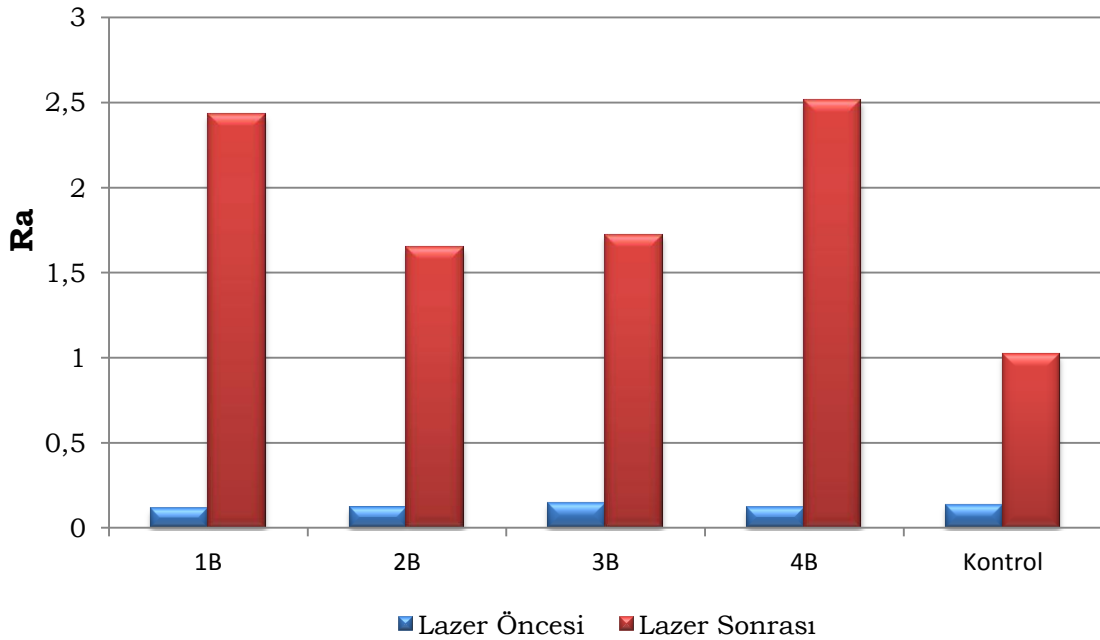
<sup>+</sup> *Oneway ANOVA Test*

<sup>++</sup> *Paired Sample t Test*

**\*\* p<0.01**



**Grafik 4.1:** A gruplarının lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük (Ra) aritmetik ortalama (Ort) değerlerinin karşılaştırılması.



**Grafik 4.2:** B gruplarının lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük (Ra) aritmetik ortalama (Ort) değerlerinin karşılaştırılması.



Lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri (Ra) ortalamalarının (Ort) gruplararası karşılaştırılması Tablo 4.4'te gösterilmiştir.

**Tablo 4.4:** Lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değerlerinin (Ra) gruplararası karşılaştırılması (Tukey HSD test)

(\*: İstatistiksel olarak anlamlı gruplar  $p < 0.05$ )

(\*\* : İstatistiksel olarak anlamlı gruplar  $p < 0.01$ ).

	<b>P</b>
<b>1A-1B</b>	1
<b>1A-2A</b>	0,001**
<b>1A-2B</b>	0,001**
<b>1A-3A</b>	0,991
<b>1A-3B</b>	0,001**
<b>1A-4A</b>	0,001**
<b>1A-4B</b>	0,989
<b>1A-Kontrol</b>	0,001**
<b>1B-2A</b>	0,001**
<b>1B-2B</b>	0,001**
<b>1B-3A</b>	0,951
<b>1B-3B</b>	0,001**
<b>1B-4A</b>	0,001**
<b>1B-4B</b>	0,943
<b>1B-Kontrol</b>	0,001**
<b>2A-2B</b>	0,025*
<b>2A-3A</b>	0,001**
<b>2A-3B</b>	0,324
<b>2A-4A</b>	1
<b>2A-4B</b>	0,001**
<b>2A-Kontrol</b>	0,001**
<b>2B-3A</b>	0,001**
<b>2B-3B</b>	0,975
<b>2B-4A</b>	0,013*
<b>2B-4B</b>	0,001**
<b>2B-Kontrol</b>	0,001**
<b>3A-3B</b>	0,001**
<b>3A-4A</b>	0,001**
<b>3A-4B</b>	1
<b>3A-Kontrol</b>	0,001**
<b>3B-4A</b>	0,215
<b>3B-4B</b>	0,001**
<b>3B-Kontrol</b>	0,001**
<b>4A-4B</b>	0,001**
<b>4A-Kontrol</b>	0,001**
<b>4B-Kontrol</b>	0,001**

\* $p < 0.05$  \*\* $p < 0.01$

Tüm grupların lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması öncesi pürüzlülük değerleri (Ra) ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.1).

**1A grubunda;** lazer uygulaması öncesi pürüzlülük değerine göre lazer uygulaması sonrası pürüzlülük değeri ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ( $p<0.01$ ).

**1B grubunda;** lazer uygulaması öncesi pürüzlülük değerine göre lazer uygulaması sonrası pürüzlülük değeri ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ( $p<0.01$ ).

**2A grubunda;** lazer uygulaması öncesi pürüzlülük değerine göre lazer uygulaması sonrası pürüzlülük değeri ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ( $p<0.01$ ).

**2B grubunda;** lazer uygulaması öncesi pürüzlülük değerine göre lazer uygulaması sonrası pürüzlülük değeri ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ( $p<0.01$ ).

**3A grubunda;** lazer uygulaması öncesi pürüzlülük değerine göre lazer uygulaması sonrası pürüzlülük değeri ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ( $p<0.01$ ).

**3B grubunda;** lazer uygulaması öncesi pürüzlülük değerine göre lazer uygulaması sonrası pürüzlülük değeri ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ( $p<0.01$ ).

**4A grubunda;** lazer uygulaması öncesi pürüzlülük değerine göre lazer uygulaması sonrası pürüzlülük değeri ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ( $p<0.01$ ).

**4B grubunda;** lazer uygulaması öncesi pürüzlülük değerine göre lazer uygulaması sonrası pürüzlülük değeri ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ( $p<0.01$ ).

**Kontrol grubunda;** geleneksel yöntem uygulaması öncesi pürüzlülük değerine göre geleneksel yöntem uygulaması sonrası pürüzlülük değeri ortalamasında görülen artış istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır ( $p<0.01$ ).

Tüm grupların lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değeri (Ra) ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ) (Tablo 4.3).

Kontrol grubunun, mikromotor uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değeri (Ra) ortalaması, diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ( $p<0.01$ ). 4B grubunun lazer uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değeri (Ra) ortalaması, 2A, 2B, 3B ve 4A gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ( $p<0.01$ ). 3A grubunun lazer uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değeri (Ra) ortalaması, 2A, 2B, 3B ve 4A gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ( $p<0.01$ ). 1A ve 1B gruplarının lazer uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değeri (Ra) ortalaması, 2A, 2B, 3B ve 4A gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ( $p<0.01$ ). 2B grubunun lazer uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değeri (Ra) ortalaması, 2A ve 4A gruplarından

istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ( $p < 0.05$ ). Diğer grupların lazer uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değeri ( $R_a$ ) ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ) (Tablo 4.4).

Tüm gruplarda lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulamalarından sonra elde edilen pürüzlülük değerlerinde (Ra) görülen artışların uygulama öncesine göre farkları Tablo 4.5, Grafik 4.3 ve Grafik 4.4’de gösterilmektedir.

Tüm grupların lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması öncesine göre uygulama sonrası elde edilen pürüzlülük değerlerindeki artışların istatistiksel analizi Tablo 4.6’da gösterilmektedir.

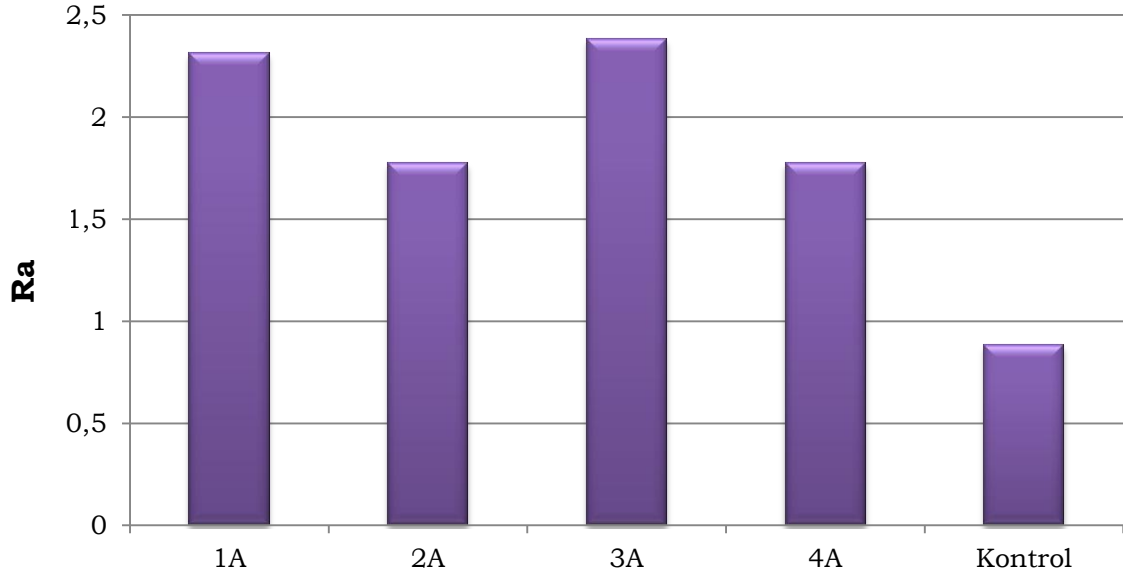
**Tablo 4.5:** Tüm gruplarda lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değerlerinde (Ra) görülen artışların uygulama öncesine göre farkları (Oneway ANOVA Test) (\*\*: İstatistiksel olarak anlamlı gruplar  $p<0.01$ ).

**Lazer Uygulaması Öncesine Göre Lazer Uygulaması Sonrası Pürüzlülük Farkları (Ort±ss)**

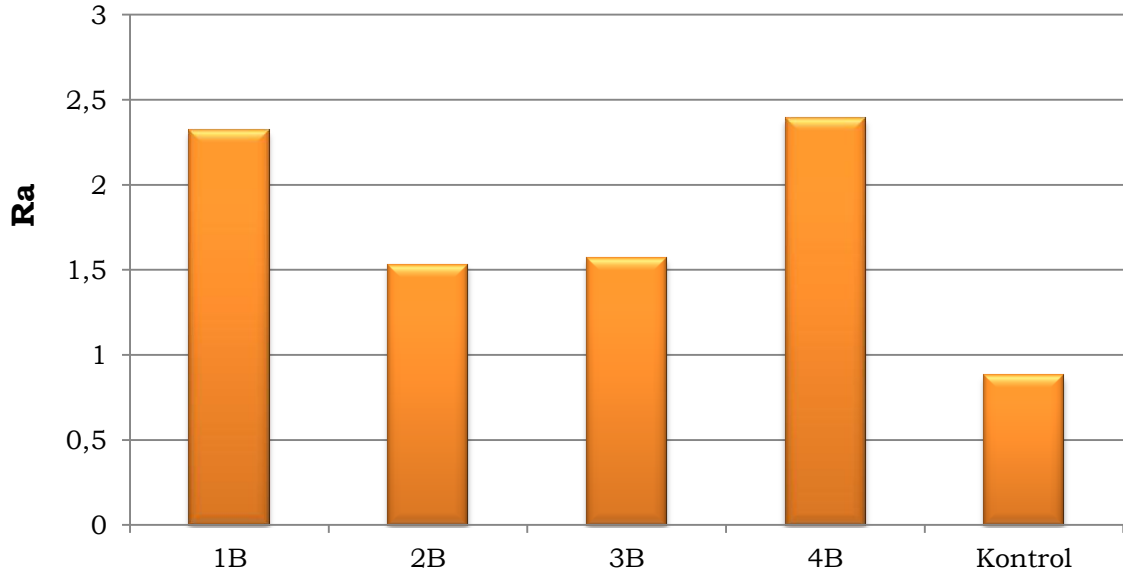
<b>1A</b>	2,31±0,14
<b>1B</b>	2,32±0,13
<b>2A</b>	1,77±0,12
<b>2B</b>	1,53±0,21
<b>3A</b>	2,38±0,19
<b>3B</b>	1,57±0,16
<b>4A</b>	1,77±0,12
<b>4B</b>	2,39±0,08
<b>Kontrol</b>	0,88±0,18
<b><sup>+</sup>p</b>	<b>0,001**</b>

<sup>+</sup> Oneway ANOVA Test

\*\*  $p<0.01$



**Grafik 4.3:** A gruplarının lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değerlerindeki (Ra) artışlar.



**Grafik 4.4:** B gruplarının lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değerlerindeki (Ra) artışlar.

**Tablo 4.6:** Tüm grupların lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması öncesine göre uygulama sonrası elde edilen pürüzlülük değerlerindeki (Ra) artışların istatistiksel analizi (Tukey HSD test) (\*: İstatistiksel olarak anlamlı gruplar  $p < 0.05$ ) (\*\*: İstatistiksel olarak anlamlı gruplar  $p < 0.01$ ).

<b>Pürüzlülük Artışı</b>	
	<b>P</b>
<b>1A-1B</b>	1
<b>1A-2A</b>	0,001**
<b>1A-2B</b>	0,001**
<b>1A-3A</b>	0,984
<b>1A-3B</b>	0,001**
<b>1A-4A</b>	0,001**
<b>1A-4B</b>	0,966
<b>1A-Kontrol</b>	0,001**
<b>1B-2A</b>	0,001**
<b>1B-2B</b>	0,001**
<b>1B-3A</b>	0,988
<b>1B-3B</b>	0,001**
<b>1B-4A</b>	0,001**
<b>1B-4B</b>	0,973
<b>1B-Kontrol</b>	0,001**
<b>2A-2B</b>	0,023*
<b>2A-3A</b>	0,001**
<b>2A-3B</b>	0,128
<b>2A-4A</b>	1
<b>2A-4B</b>	0,001**
<b>2A-Kontrol</b>	0,001**
<b>2B-3A</b>	0,001**
<b>2B-3B</b>	0,999
<b>2B-4A</b>	0,022*
<b>2B-4B</b>	0,001**
<b>2B-Kontrol</b>	0,001**
<b>3A-3B</b>	0,001**
<b>3A-4A</b>	0,001**
<b>3A-4B</b>	1
<b>3A-Kontrol</b>	0,001**
<b>3B-4A</b>	0,122
<b>3B-4B</b>	0,001**
<b>3B-Kontrol</b>	0,001**
<b>4A-4B</b>	0,001**
<b>4A-Kontrol</b>	0,001**
<b>4B-Kontrol</b>	0,001**

\* $p < 0.05$

\*\* $p < 0.01$

Tüm grupların lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması öncesine göre uygulama sonrasında görülen pürüzlülük (Ra) ortalamalarında artış değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ) (Tablo 4.5).

Kontrol grubunun pürüzlülük değerinde görülen artış ortalaması, diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür ( $p<0.01$ ). 4B grubunun lazer uygulaması öncesine göre uygulama sonrası pürüzlülük değerindeki artış ortalaması, 2A, 2B, 3B ve 4A gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ). 3A grubunun lazer uygulaması öncesine göre uygulama sonrası pürüzlülük değerindeki artış ortalaması, 2A, 2B, 3B ve 4A gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ). 1A ve 1B gruplarının lazer uygulaması öncesine göre uygulama sonrası pürüzlülük değerindeki artış ortalaması, 2A, 2B, 3B ve 4A gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ). 2B grubunun pürüzlülük değerinde görülen artış ortalaması, 2A ve 4A gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür ( $p<0.05$ ). Diğer grupların lazer uygulaması öncesine göre uygulama sonrası pürüzlülük değeri ortalamalarında görülen artış değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.6).



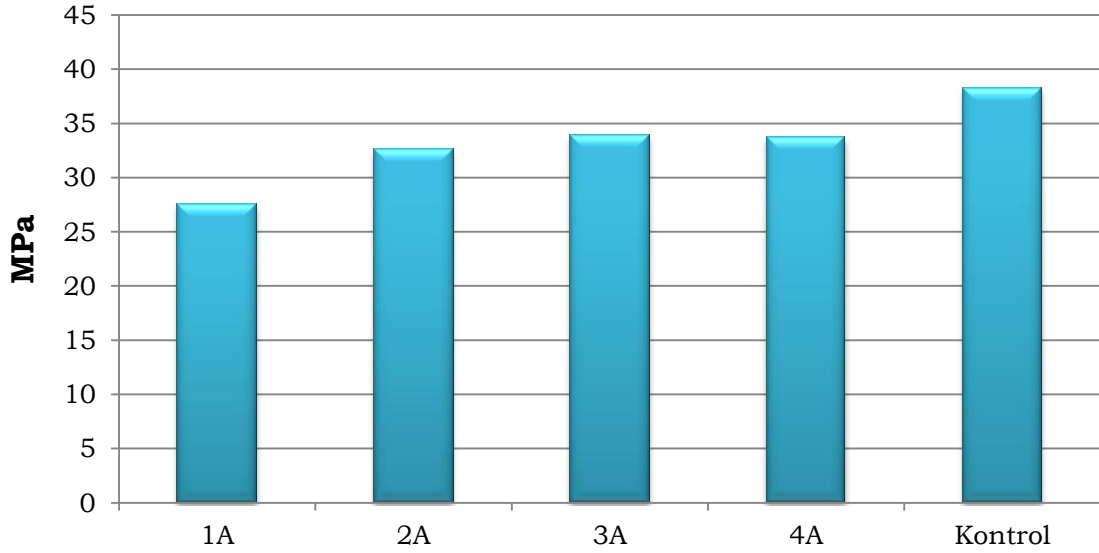
## 4.2 MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMI ile İLGİLİ BULGULAR

Tüm gruplarda lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin (MPa) aritmetik ortalamaları (Ort) ve standart sapmaları (ss) Tablo 4.7’de gösterilmektedir.

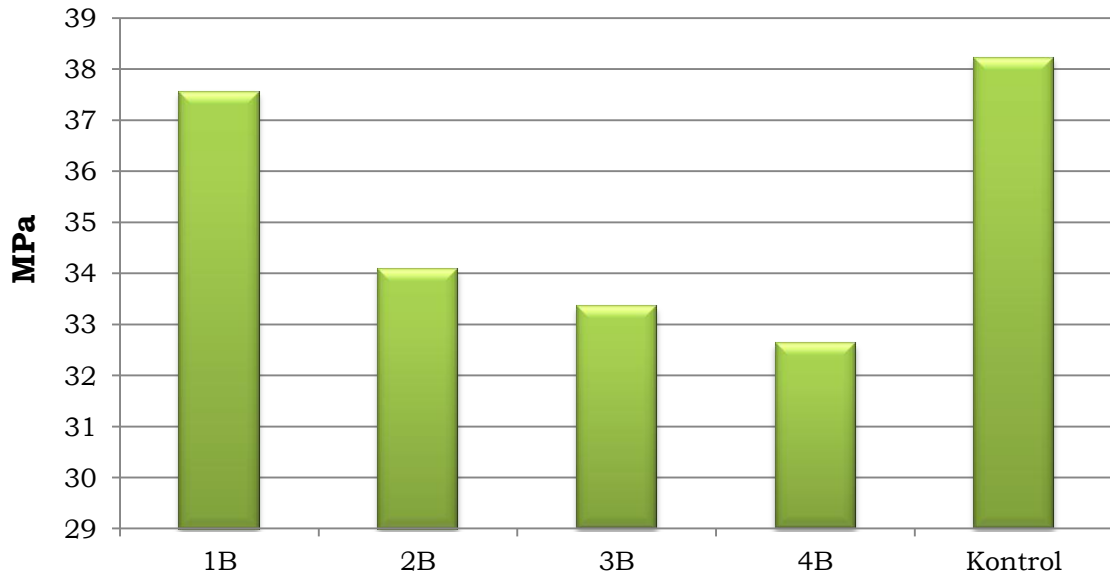
**Tablo 4.7:** Lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin (MPa) aritmetik ortalamaları (n=37).

	<b>Mikrotensil (MPa) (Ort±ss)</b>
<b>1A</b>	27,55±4,17
<b>1B</b>	37,56±9,95
<b>2A</b>	32,63±10,29
<b>2B</b>	34,08±7,55
<b>3A</b>	33,89±6,91
<b>3B</b>	33,36±7,16
<b>4A</b>	33,72±6,19
<b>4B</b>	32,63±5,60
<b>Kontrol</b>	38,22±6,90
<b><sup>+</sup>p</b>	<b>0,001**</b>
<sup>+</sup> <i>Oneway ANOVA Test</i> ** <i>p&lt;0.01</i>	

Tüm grupların lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin (MPa) karşılaştırılması Grafik 4.5, Grafik 4.6 ve Tablo 4.8’de gösterilmiştir.



**Grafik 4.5:** A gruplarının lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.



**Grafik 4.6:** B gruplarının lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin (MPa) karşılaştırılması.

**Tablo 4.8:** Tüm grupların lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen mikrotensil bağlanma değerlerinin (MPa) istatistiksel analizi (Tukey HSD test).

	<b>P</b>
<b>1A-1B</b>	0,001**
<b>1A-2A</b>	0,082
<b>1A-2B</b>	0,006**
<b>1A-3A</b>	0,009**
<b>1A-3B</b>	0,024*
<b>1A-4A</b>	0,012*
<b>1A-4B</b>	0,083
<b>1A-Kontrol</b>	0,001**
<b>1B-2A</b>	0,104
<b>1B-2B</b>	0,534
<b>1B-3A</b>	0,457
<b>1B-3B</b>	0,268
<b>1B-4A</b>	0,391
<b>1B-4B</b>	0,103
<b>1B-Kontrol</b>	1
<b>2A-2B</b>	0,996
<b>2A-3A</b>	0,998
<b>2A-3B</b>	1
<b>2A-4A</b>	0,999
<b>2A-4B</b>	1
<b>2A-Kontrol</b>	0,035*
<b>2B-3A</b>	1
<b>2B-3B</b>	1
<b>2B-4A</b>	1
<b>2B-4B</b>	0,995
<b>2B-Kontrol</b>	0,288
<b>3A-3B</b>	1
<b>3A-4A</b>	1
<b>3A-4B</b>	0,998
<b>3A-Kontrol</b>	0,23
<b>3B-4A</b>	1
<b>3B-4B</b>	1
<b>3B-Kontrol</b>	0,114
<b>4A-4B</b>	0,999
<b>4A-Kontrol</b>	0,186
<b>4B-Kontrol</b>	0,035*

\* $p < 0.05$

\*\* $p < 0.01$

1A grubunun mikrotensil bağlanma değeri (MPa) ortalaması, 1B, 2B, 3A, 3B, 4A ve Kontrol gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür ( $p<0.05$ ,  $p<0.01$ ). Kontrol grubunun mikrotensil bağlanma değeri (MPa) ortalaması, 2A ve 4B gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.05$ ). Diğer grupların mikrotensil bağlanma değeri (MPa) ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4.8).

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, farklı lazer parametreleri ve geleneksel yöntemle (kontrol) hazırlanan 5. sınıf kavitelere, adeziv sistem ve kompozit materyalleri uygulanarak 2000 döngü termosiklus sonrası görülen mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerinin ve yine aynı lazer parametreleri ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulanan dentin yüzeylerinin pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Toplam 113 adet daimi küçük azı diş arasından rastgele seçilen 45 adet küçük azı dişi bukkal ve palatinal/lingual yüzeylerin birbirlerinden ayrılması için meziyo-distal yönde kesilerek 90 adet örnek elde edilmiştir. Bu örnekler aşındırılıp cilalandıktan sonra 9 alt gruba ayrılarak 8 grup farklı parametreler ile lazer, bir grup ise mikromotora takılan çelik rond frez ile pürüzlendirilmiştir. Daha sonra yüzeylerin profilometrik ölçüm ile yüzey pürüzlülükleri değerlendirilmiştir. Geriye kalan 68 adet küçük azı dişte geleneksel yöntem ile 5. sınıf kavite hazırlanmış ve kompozit materyali ile restore edilmiştir. Dişlere 2000 döngü termal siklus uygulandıktan sonra mikrotensil bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir.

Mine ve dentine bağlanmanın temel mekanizması; diş sert dokularındaki minerallerin rezin monomerlerle yer değiştirerek, meydana gelen porozitelerin içinde mikromekanik olarak birbirleriyle bağlanması olarak açıklanmaktadır (96). Dentine bağlanma kalitesinde, geliştirilen bağlanma teknikleri ve bonding ajanlarının hidrofilik özellikleri sayesinde artış görülmüştür (112).

Dişhekimliğinde 50 seneden daha fazla süredir kullanılan rezin bazlı dental kompozitlerin bileşiminde önemli gelişmeler meydana gelmiştir. Resin kompozitler; restoratif materyal, fissür örtücü, kor ve

üst yapısı, geçici restoratif materyal, tek veya birden fazla üyeli köprüler ve ortodontik braketer için yapıştırıcı siman olarak dişhekimliğinde çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Çok yönlü olmaları nedeniyle, bu materyallerin kullanım sıklığı her geçen gün artmaktadır. Günümüzde kullanılan dental kompozitler, uygun mekanik özellikleri nedeniyle ağzın her bölgesinde uygulanabilmektedir. Bununla beraber, özellikle bruksizm veya parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastaların basınç alan diş bölgelerinde kullanımlarıyla ilgili endişeler devam etmektedir (186). Adeziv sistemlerle uygulanan restorasyonların klinik başarısı, büyük ölçüde materyallerdeki gelişmeler, klinik teknik ve becerilerin geliştirilmesi ve bağlanma teknolojisindeki ilerlemeler ile ilişkilidir. Adeziv sistemlerin diş dokularıyla yaptıkları bağlanmanın dayanıklılığı ve bütünlüğü önemlidir. Güvenilir ve sağlam restorasyonlar için, kullanılan restorasyon materyalleri arasındaki kimyasal uyum dikkate alınmalı, klinik amaç ve koşullara uygun sistemler seçilmelidir (187).

Mineye bağlanmada, Buonocore'un 1955 yılında önerdiği asitleme tekniğinden beri başarı sağlanmaktadır (103). Dentine bağlanma, restoratif dişhekimliği tarihinde her zaman mineden daha zor olmuştur. Dentin kanalları mikromekanik bağlanma için en uygun yerlerdir. Bu kanallar, içerdikleri sıvı yüzünden bağlanmayı kötü etkilerler. Bunun sebebi; derin dentinde yüzeysel dentine oranla kanalların daha geniş olması ve böylece dentin kanallarındaki dentin sıvısının hacim olarak artmasıdır (135). Genel olarak bağlanmayı etkileyen faktörler arasında; dişin yaşı, dentin kanallarının yönü, dentinin yapısı, smear tabakasının varlığı (137), yüzeyin nem miktarı (188, 189, 190), mm<sup>2</sup>'deki dentin kanallarının sayısı ile intratübüler ve intertübüler dentin miktarı, sığır veya insan dişi olması ve kullanılan adeziv türü (188) sayılabilmektedir.

Adeziv sistemlerin klinik başarılarının değerlendirilmesinde 3 basamaklı etch&rinse sistemler altın standart olarak kabul edilmektedir

(96). Bununla beraber, yapılan *in vitro* (191) ve *in vivo* (192) araştırmalarda, etch&rinse adezivlerle oluşan hibrit tabakalarında 6 aydan 3-5 yıla kadar bozulma meydana geldiği bildirilmiştir. Bu nedenle, piyasadaki en eski adeziv sistemler olmalarına rağmen, 3 basamaklı etch&rinse adeziv sistemlerin en fazla terapötik etkiyi gösterebilmeleri için geliştirilmeleri gerekmektedir (193).

Etch&rinse adezivlerden farklı olarak, self-etch adezivlerin içeriğinde asidik monomer bulunduğu için, ayrıca bir asitleme basamağına gerek kalmamaktadır (6). Daha az uygulama basamağına sahip olmalarından ve daha az teknik duyarlılık gerektirmelerinden dolayı, kullanılan materyale bağlı olarak (6) klinik performansları oldukça güvenilirdir (96, 194, 195, 196). Yapılan araştırmalarda en sık test edilen iki basamaklı self-etch sistem Clearfil Liner Bond 2 ve daha sonra yine aynı firma tarafından üretilen Clearfil SE Bond, orta asiditede self-etch adezivlerdir. Clearfil SE Bond ile yapılan 5. sınıf kaviteli klinik araştırmalarda, Türkün (2003) %93 ve Van Meerbeek ve ark. (2004) ise %100 oranında mükemmel sonuçlar alındığını belirtmişlerdir (197, 198). Peumans ve ark. (2005), güncel adeziv sistemlerin klinik başarısını 2005 yılına kadar gerçekleştirilen klinik çalışmaları esas alarak sistematik bir literatür derlemesi ile araştırmışlardır. Bu derleme sonucunda araştırmacılar, manipülasyonu kolay, teknik duyarlılığı daha düşük ve klinik olarak da başarılı bulunan self-etch adeziv grubundaki tek sistemin, orta asiditede 2 basamaklı self-etch adezivler olduğunu belirtmişlerdir (96).

Adeziv sistemlerin etkinliği, *in vitro* ve *in vivo* yapılan araştırmalarla belirlenebilmektedir. Laboratuvar testleri; yeni materyallerin ve deneysel uygulamaların hızlı, kolay ve güvenilir bir şekilde incelenmesine olanak sağlamaktadır. Bu şekilde, dişhekimliğinde kullanılan materyallerin ve

yöntemlerin seçiminde ve doğru şekilde kullanılmasında yol gösterici bilgiler elde edilebilmektedir (109).

*In vitro* çalışmalarda genellikle çekilmiş insan dişleri kullanılmaktadır (199, 200). Dişlerin çekim işleminden kullanılacağı ana kadar geçen sürede dehidrate olmasını önlemek amacıyla çözelti içinde tutulmaları önerilmektedir (201, 202). Distile su veya salin bu amaçla kullanılan solüsyonlardandır (203, 204). Saklama ortamında mikroorganizmaların üremesini engellemek amacıyla etanol, formol, timol, sodyum hipoklorit, gluteraldehit gibi antimikrobiyal kimyasal maddeler eklenebilmektedir (205, 206, 207, 208).

Ancak araştırmacılar ortamdaki kimyasal maddelerin, diş dokularını ve kullanılan materyalin özelliklerini değiştirebileceğini belirtmektedir (202). Ayrıca, saklama ortamlarının dental materyallerin bağlanma dayanımı üzerine etkili olabileceğinden de söz edilmektedir (200, 208). Tosun ve ark. (2005), farklı saklama solüsyonlarının bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında, inceledikleri saklama solüsyonları arasında en yüksek bağlanma dayanımını distile su grubunda bulmuş, ancak distile su ve formol grupları arasında istatistiksel bir fark gözlemlememişlerdir (209).

Bu çalışmada, dişler çekim işlemleri tamamlandıktan sonra distile suda oda sıcaklığında bekletilmiştir.

Bağlayıcı sistemlerin değerlendirilmesinde ve geliştirilmesinde klinik çalışmalar en uygun yöntem olmasına rağmen, bu çalışmalar zaman alıcı, maliyetli ve birçok açıdan zahmetlidir (151, 210). Uzun dönemli klinik araştırmalar, zaman ve hasta takibi açısından da oldukça zordur ve bu araştırmalarla oral kavitedeki stres



yoğunluğundan dolayı başarısızlığın gerçek nedeni ayırt edilemez (3, 211). Ayrıca, *in vivo* çalışmalarda, manipülasyon, ortamın nemliliği ve örnek seçimi gibi sonuçları etkileyebilecek kontrol edilemeyen faktörler de vardır (212). Laboratuvar testleri ise, tek bir değişkeni değerlendirirken, diğer değişkenleri sabit tutar. Bu testler genellikle kolay, hızlı ve ucuzdur (98). Mason ve ark. (1996), *in vivo* ve *in vitro* koşullarda hazırlanan örneklerde farklı bağlayıcı sistemlerin makaslama bağlanma dayanıklılıklarını araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, klinik ve laboratuvar sonuçları arasında belirgin farklar olmadığını ve *in vitro* testlerin güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (212). Bu bilgiler ışığında, bu çalışma *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiştir.

*In vivo* testlerde belirtilen bazı zorluklar nedeniyle, araştırmacılar çekilmiş dişlerde gerçekleştirilen *in vitro* çalışmalara yönelmiştir. Ancak *in vitro* çalışmalarda da dikkat edilmesi gereken faktörler vardır. Standardizasyon bu faktörlerden biridir. Yapılan çalışmalarda, standardizasyonun sağlanabilmesi için, çürüksüz ve restorasyonsuz dişler tercih edilmektedir (213). Birçok çalışmada, çürüksüz ve restorasyonsuz insan dişlerinin temin edilmesinin zorluğu nedeniyle sığır dişleri kullanılmaktadır (214, 215). Bazı araştırmalar için sığır dişleri uygun olmasına rağmen, kanal çaplarının geniş olması (4 µm), kanal yoğunluklarının daha düşük olması (mm<sup>2</sup>'de yaklaşık 17100 kanal) ve apatit kristallerinin yarıçaplarının daha küçük (22-23 nm) olması nedeniyle tercih edilmemektedirler (216). Sığır dişlerinin yapı ve kimyasının insan dişlerinden farklı olduğu, bu nedenle çalışmaların insan dişlerinde gerçekleşmesi gerektiği bildirilmektedir (217).

Bu çalışmada, dişlerde yaşlanma ile meydana gelen etkileri ortadan kaldırmak ve dişlerin standart bir yaş aralığında olmasını sağlamak amacıyla ortodontik amaçla çekilen insan küçük azı dişleri

kullanılmıştır. Dişler çekildikten sonra bu konuda yapılan çalışmalara benzer şekilde (218, 219), kavite hazırlama aşamasından sonra oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletilmiştir.

Birçok araştırmada, insan dişlerindeki farklı bölge ve yapıdaki dentin dokusuna bağlanma değerlerinin değişiklik gösterdiği bildirilmiştir (220, 221). Dentinin yüzeysel, orta ve derin bölgelerinde yapısal farklılıklar olduğu bilinmektedir (222). Kavite preparasyonunda dentinin hazırlanması sırasında açılan kanal ağızlarından dentin lenfinin akışı, derin dentin bölgelerinde daha fazla olmakta ve bu durum, bağlanma dayanımı değerlerini etkilemektedir (190). Bu nedenlerle, bu çalışmada pulpa üzerinde kalan dentin kalınlığının 2-3 mm olduğu orta dentin bölgesindeki bağlanma değerleri elde edilmiştir.

Oliviera ve ark. (2005), frez ve Er:YAG ile hazırlanan dentinde mikrotensil bağlanma dayanımı incelemiştir. Çalışmalarında kullandıkları self-etch adeziv sistemin (Clearfil SE Bond, Kuraray) total-etch sisteme (Single Bond, 3M ESPE) göre daha iyi bağlanma gösterdiğini bildirmiştir (223).

Bu çalışmada, örneklerin hazırlanmasında polimerizasyon büzülmesini minimuma indirmek için kullanılan kompozit rezin (Filtek Z250, 3M ESPE), tabakalama tekniği ile uygulanmıştır (224).

Termal siklus, dişhekimliği araştırmalarında özellikle adeziv materyalin performansının incelendiği çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (225, 226). Restorasyonlara, ağız içi sıcaklık değişimleri ile uyumlu olarak, uç sıcaklıklar uygulanmakta, ve böylece diş-restorasyon ara yüzündeki bağlantıda termal stresler oluşturulmaktadır (226). Restorasyon-diş dokusu arasındaki termal

genleşme katsayısı farklılığından veya sıcak suyun kollajen hidrolizini çabuklaştırmasından dolayı zamanla ağızda ortaya çıkabilecek problemlere, laboratuvarında termal siklus ile ışık tutulabilmektedir (227). Ancak literatürde termal siklus yöntemine hala bir standart getirilememiştir. Uygulanan banyonun sıcaklığı, tipi, daldırma zamanı ve banyolar arası transfer süresinde farklılıklar görülmektedir (226). Bu çalışmada, ISO 11450 standardının önerdiği şekilde standardize edilmiş elektronik bir termal siklus cihazı (banyo sıcaklığı 5-55°C ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ) ve uygulama zamanı 30 saniye) kullanılarak termal siklus işlemleri gerçekleştirilmiştir.

Tartışmamızda, pürüzlülük değerleri yorumlanırken, parametrelerden birini sabit bırakıp diğer parametreler değiştirildiği zaman, pürüzlülükteki değişimin sürekli olup olmamasına bakılarak yorumlama yapılmıştır. Örneğin; 1B grubunun (200 mJ, 20 Hz, 300 pulse) A grupları ile karşılaştırılmasında, 1A (200 mJ, 20 Hz, 100 pulse) ve 3A (200 mJ, 15 Hz, 100 pulse) grupları ile anlamlılık farkı görülmemiş, buna karşın 2A (250 mJ, 15 Hz, 100 pulse) ve 4A (150 mJ, 20 Hz, 100 pulse) gruplarında anlamlılık farkı bulunmuştur. Bu durumda, A gruplarındaki enerji düzeyleri değiştirildiği zaman, 1B grubunun (200 mJ, 20 Hz, 300 pulse) A grupları ile karşılaştırılmasında, pürüzlülük değerleri değişimi süreklilik değil, dalgalanma göstermektedir. Bu bulgular ışığında, 1B grubunun, A gruplarının değişen enerji boyutları ile ilişkisi hakkında bir yoruma gidilmemiştir. Buna karşılık, belli bir grubu sabit tutarak değişen parametrelerde diğer gruplarla karşılaştırıldığında, pürüzlülük düzeyi değişimi bir süreklilik gösteriyorsa veya değişen enerji düzeyinde anlamlı bir azalma veya artma varsa bu gruplar hakkında bir yorum yapılabilmiştir.

Adeziv materyallerin performansını değerlendirmenin en kolay yöntemlerinden biri de, adeziv materyallerin dentin veya mineye bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesidir. Bu değerlendirmeler, bağlanma yüzeyine mikrotensil, tensil veya makaslama kuvveti uygulanmasının ardından kopmanın gerçekleştiği anda, birim alana düşen yük miktarının ölçülmesi ile yapılmaktadır. Mikrotensil bağlanma dayanıklılık testi, adeziv materyaller ile diş dokuları arasındaki bağlanmanın *in vitro* olarak gerçekçi, doğru ve pratik bir test yöntemi ile değerlendirilmesi gerekliliğinden geliştirilmiştir. Mikrotensil bağlanma dayanıklılık testinin günümüzde tercih edilmesinin nedeni; bu yöntemin çok küçük örnekler kullanılarak adeziv ara yüzeylerinin bağlanma dayanıklılığının ölçülmesine olanak sağlamasıdır. Bu teknik, aynı zamanda daha az koheziv hata oluşumuna, dişin farklı bölgelerinin bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesine ve kırık örneklerin daha sonra mikroskop altında incelenmesine olanak tanımaktadır (171, 228). Mikrotensil bağlanma dayanıklılık testinde daha küçük örneklerin kullanılması, stresin daha uygun dağılmasını, ve böylece daha gerçekçi ve güvenilir bağlanma değerlerinin elde edilmesini sağlamaktadır (162).

Bu nedenle bu *in vitro* çalışmada, farklı Er:YAG parametreleri ve geleneksel yöntemle hazırlanan 5. sınıf kavitelere, self-etch bir adeziv sistemle uygulanan kompozitin dentine bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek amacıyla, mikrotensil bağlanma dayanıklılık testi kullanılmıştır.

Mikrotensil bağlanma dayanıklılık test yönteminde, örneklerin hazırlanması amacıyla, örneklerin yarısı diş dokusunu, diğer yarısı ise restoratif materyali içeren, çubuk veya kum saati şeklinde kesitler alınmaktadır. Bu teknikte, örneklerin hazırlanması ve kuvvetin uygulanması aşamaları oldukça duyarlıdır. Örneklerin mikrotensil testine hazırlanması için kesilmesi ve/veya biçimlendirilmesi, özellikle

titreşimin iletilmesi nedeniyle bağlanma alanında prematüre hatalara neden olabilmektedir. Örneklerin kum saati şeklinde hazırlanması sırasında bağlanma ara yüzeyinde frezle preparasyon yapılması bu riski arttırmaktadır (229, 230). Buna alternatif olarak biçimlendirme yapılmadan hazırlanan çubuk şeklindeki örneklerde daha az travma oluşması sebebi ile bağlanma dayanıklılığının 5 MPa gibi düşük değerlere kadar ölçülmesi mümkün olmaktadır (162, 230, 231).

Goracci ve ark. (2004), diş dokusunun, örnek kalınlığının ve örnek şeklinin mikrotensil örneklerinin yapısal bütünlüğü ve bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında; bağlanma dayanıklılığının dentinde mineden, çubuk şeklindeki örneklerde ise kum saati şeklindekilerden daha yüksek olduğunu göstermişler ve örneklerin kesit alanı genişledikçe bağlanma dayanıklılığının azaldığını bildirmişlerdir (232).

Sano ve ark. (1994), kesit alanı 1.6-1.8 mm<sup>2</sup> olarak hazırlanan örneklerde adeziv kırık tipinin daha fazla görüldüğünü ve bağlanma dayanıklılık değerlerinin çok az sapma gösterdiğini ve mikrotensil bağlanma dayanıklılığının doğru olarak ölçülebilmesi için, örneklerin kesit alanının 1 mm<sup>2</sup>'den daha küçük olmaması gerektiğini öne sürmüşlerdir (171).

Phrukkanon ve ark. (1998) ise, mikrotensil test örneklerinde, kesit alan şeklinin ve bağlanma yüzey alanının, bağlanma dayanıklılığı ve stres dağılımı üzerine etkisini araştırmış; bağlanma dayanıklılığının 1.1 mm<sup>2</sup> ile 1.5 mm<sup>2</sup> kesit alanında değişmediğini, ancak 3.1 mm<sup>2</sup> kesit alanına sahip örneklerde anlamlı düzeyde azaldığını bildirmişlerdir. Ayrıca, örneklerin kesitlerinin silindirik veya kare şeklinde hazırlanmasının bağlanma dayanıklılığını istatistiksel olarak değiştirmedikçe rapor etmişlerdir (233).

Bu bilgiler ışığında, bu çalışmada kompozit ve diş dokusundan oluşan mikrotensil test örnekleri, adeziv ara yüzey kesiti kare ve kesitlerin alanı yaklaşık 1mm<sup>2</sup> olacak şekilde, çubuk biçiminde hazırlanmıştır. Böylece, hem bağlanma dayanıklılığının doğru olarak ölçülmesine izin veren adeziv kırılmalar oluşturulabilmiş, hem de yüzey alanının daraltılmasıyla daha yüksek bağlanma değerleri elde edilebilmiştir.

ISO standartlarına göre, bağlanma dayanıklılığı testlerinde kullanılacak cihazların kafa hızının 0.45 mm/dak - 1.05 mm/dak veya en fazla 5 N/dak sabit artışla yapılması gerekmektedir (234). Özellikle tensil testlerinde kafa hızının düşük tutulması önerilmektedir (235). Hara ve ark. (2001), değişik kafa hızlarının kırılma tipleri üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, artan kafa hızlarının koheziv kırılma olasılığını arttırdığını bildirmişlerdir (236).

Bu çalışmada kullanılan 1mm/dak kafa hızı da, ISO standartlarının öngördüğü aralıktadır.

Bağlanma dayanıklılığı testlerinde sonuçları; seçilen diş grubu, dişlerin saklanma koşulları, çalışılacak sert doku derinliği ve örnek yüzeylerini hazırlama teknikleri etkilemektedir (232, 237). Bu nedenle bu araştırmada, kullanılan diş gruplarının benzer özellikler göstermesi ve alınan kesitlerin mümkün olduğunca tek tip olması amacıyla, örneklerin standart bir şekilde hazırlanmasına önem verilmiştir. Bu amaçla, dentin örneklerinin sadece orta derinlikteki yüzeyleri kullanılmıştır. Bu şekilde, bölgesel farklılıkların mikrotensil bağlanma dayanıklılık testi üzerine etkisi an aza indirilmeye çalışılmıştır.

Rezin esaslı restoratif materyallerin asit ve adeziviyle tam bir sistem olduğu kabul edilmektedir (238). Kompozit rezinler farklı oranlarda inorganik doldurucular, yüksek molekül ağırlıklı dimetakrilatlar, farklı aktivatörler ve UV stabilizatörleri içermektedir. Bu nedenle, kompozit rezinlerin *in vitro* ve *in vivo* performansını değerlendirmede bu içerikler ile uyumlu bağlanan ve bağlanma dayanıklılığı gösteren adeziv sistemler ile birlikte kullanılmalarının gerektiği düşünülmektedir. Kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin sadece materyal içeriğine değil, aynı zamanda birlikte kullanıldığı adeziv sistemin özelliklerine de bağlı olduğu bildirilmektedir (239).

Bu çalışmada, geleneksel yöntem ve farklı lazer parametrelerinin uygulanması ile hazırlanan dentin örneklerine bağlanma dayanıklılığını değerlendirebilmek için, güncel bir universal restoratif materyal (Filtek Z250) ve bir self-etch adeziv sistem (Clearfil SE Bond) kullanılmıştır. Adeziv ve restoratif materyal uygulamaları, üretici firmaların önerileri göz önüne alınarak gerçekleştirilmiştir.

Erbiyum lazerlerle kavite açılma süresi geleneksel yöntemle oranla daha yavaş olduğu için, bu lazerlerin dişhekimliğinde kabul edilmesi zaman almıştır. Ancak, bu durum, pulse süresi değişebilen Er:YAG lazer cihazları ile değişmiştir (240). Lazerlerin diş dokuları üzerindeki etkisinin, dalga boyu ve enerji yoğunluğunun yanı sıra, atım süresine bağlı olarak da değişiklik gösterdiği bildirilmiştir (241). Lazer atım süresinin materyallerle etkileşimi; ışığın ısıya dönüşmesi, ısının yayılması, bunun sonucunda stres dalgalarının dağılması ve tüm bunların sonucunda materyalin ortadan kalkması olarak açıklanmaktadır. Bu etkileşimin hem termal, hem de mekanik kısımları materyalin doğasından ve lazer atımının karakteristik özelliklerinden etkilenmektedir (242). Uygulanan pulse süresi kısaldıkça, dentin yüzeyinde meydana gelen erime de azalmaktadır (243). Yapılan bir

araştırma, 110 µs'den daha kısa olan pulse süreleri kullanıldığında ablasyon hızının termal difüzyon için gerekli olan süreden daha hızlı olduğu bildirilmiştir. Böylece, diş sert dokularında çok etkili ve 'soğuk' bir ablasyon gerçekleşmektedir (244). Lukac ve ark. (2004), Er:YAG lazerin farklı atım sürelerinin ablasyon etkisi, kavite preparasyon hızı ve kavite şekli üzerine etkisini inceledikleri çalışmada; kısa atımlarla uzaklaştırılan doku hacminin daha fazla olduğunu ve kavite preparasyon hızının arttığını belirtmişlerdir. Aynı çalışmada, atım sürelerinin kısaltılması ile kavite şekillerinin daha net ve belirgin hale geldiği rapor edilmiştir. Ayrıca, atım süresi termal difüzyon zamanından daha kısa olduğunda, ısı iletimi göz ardı edilebilir düzeyde olmaktadır (61).

Mine dokusuna kıyasla, dentinin kimyasal içeriğindeki çeşitlilik, karmaşık histolojik yapısı ve canlı bir doku olması, dentine bağlanmayı çok daha zor ve karmaşık bir hale getirmektedir. Bu çalışmada, dentin dokusuna 8 farklı Er:YAG lazer parametresi uygulanmıştır.

Güncel adeziv sistemlerin mine ve dentine bağlanma dayanıklılıklarının klinik olarak kabul edilebilmesi için 20-22 MPa ve üzerinde olması gerektiği bildirilmiştir (245). Bu çalışmada tüm gruplarda gözlenen bağlanma dayanıklılık değerlerinin bu değer üzerinde olduğu görülmektedir.



## 5.1 PÜRÜZLÜLÜK DEĞERLERİNİN TARTIŞILMASI

Bulgulara göre; tüm grupların geleneksel yöntem ve lazer uygulama öncesi pürüzlülük değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (Tablo 4.1). Ayrıca, yine tüm gruplarda geleneksel yöntem ve lazer uygulaması öncesi elde edilen pürüzlülük değerleri ile kıyaslandığında, geleneksel yöntem ve lazer uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değeri ortalamasındaki artış istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlıdır (Tablo 4.3) (Grafik 4.1).

Kontrol grubunun mikromotor uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri ortalaması, lazer uygulanan diğer tüm gruplardan elde edilen pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından anlamlı olarak düşüktür (Tablo 4.4).

Yaptığımız çalışmada, sadece pürüzlülük değerleri değil, pürüzlülük artış farkları da değerlendirilmiştir. Pürüzlülük değerindeki anlamlılık farkları, pürüzlülük artış farkları ile de desteklendiği durumlarda, bu anlamlılık daha da değer kazanmaktadır.

Çalışmamızda, öncelikle mikromotor uygulaması yapılan kontrol grubu ile lazer uygulaması yapılan grupların karşılaştırılması gerekmektedir. Bulgularımız, tüm gruplarda lazer uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değerlerinin mikromotor uygulaması sonrası elde edilen değerlere göre anlamlı derecede yüksek olduğunu göstermektedir. Er:YAG lazer, dalga boyundan (2.94  $\mu\text{m}$ ) dolayı, su tarafından yoğun bir şekilde emilir ve hidroksiapatite yüksek afinitesi vardır. Mineral yapının içindeki suyun buharlaşması büyük bir hacim genişlemesine yol açar. Meydana gelen bu genişleme, çevredeki dokunun patlayıp uzaklaşmasına neden olur (44). Elde ettiğimiz bu bulgulara göre, Er:YAG lazer enerjisinin dentin dokusundaki su molekülleri tarafından

yüksek emilimi sonucu hidroksiapatit yapıda mikropatlamlar gerçekleştiği (246, 247) ve dentindeki mikroçatlaklardan dolayı yoğun pürüzlülük meydana geldiği düşünülmektedir.

Dentine Er:YAG uygulaması ile yapılan birçok çalışmada; smear tabakası bulunmayan, açık dentin kanalları varlığında pürüzlü dentin yüzeyleri elde edilmiştir (173, 174, 175, 176, 177, 248). Erbiyum lazer uygulamalarında, diş sert dokularındaki su hemen buharlaşırken, çevre dokular minimal termal yan etki ile uzaklaştırılmaktadır (178). Yüzeysel penetrasyon derinliği ve yüksek pik gücü sayesinde erbiyum lazerler diş, kemik ve diştaşı gibi sert yüzeylerde de abrazyon meydana getirmektedir (44). Sert dokular için kullanılan teknik, buharlaştırma veya fotoakustik işlemlerinin biri yerine bu iki tekniğin uygun bir birleşimidir. Fotoakustik teknik, sert yüzeyleri bütün kütleyi buharlaştırmaya gerek duymadan küçük mikropartiküllere ayırmaktadır (60). Bunun sonucunda, ortamda ısı oluşmadan hem yumuşak dokular, hem de sert dokular kesilebilmektedir. Tedavi sırasında ortamda ısı ve mekanik etkinin bulunmaması, Er:YAG lazerler ile anestezi ihtiyacı olmadan tedavi yapılmasına olanak sağlamaktadır (249).

Lazer uygulaması sonrası yaptığımız gruplararası karşılaştırmada, en belirgin farklar 2B grubu (250 mJ, 15 Hz, 300 pulse) ile tüm A grupları (100 pulse) arasında meydana gelen anlamlı pürüzlülük farklarıdır. Bu durum, pürüzlülük artış farklarının değerlendirilmesinde de geçerlidir. Bu istatistiksel görünüm, bize şunu anlatmaktadır: 3.75 W'lık (250 mJ × 15 Hz) bir enerji gücünü 300 pulse'lık bir atım ile uyguladığımız zaman, 100 pulse kullanılarak yapılan tüm gruplara göre daha az pürüzlülük yaratılmaktadır. Bu görünüm, pürüzlülük artış farkları ile de desteklenmektedir.

Bu durumda, 2B (250 mJ, 15 Hz, 300 pulse) ile yapılan uygulamanın diğer B grupları ile arasındaki fark da değerlendirilmelidir. Yaptığımız çalışmanın istatistiksel sonuçlarına göre; 2B grubu, gerek 1B (200 mJ, 20 Hz, 300 pulse) ve gerek 4B (150 mJ, 20 Hz, 300 pulse) grupları ile karşılaştırıldığında, daha az pürüzlülük göstermektedir. Ancak, 3B (200 mJ, 15 Hz, 300 pulse) grubu ile karşılaştırıldığında, aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Elde edilen sonuçlarımıza göre, lazer grupları içerisinde en az pürüzlülük yaratan 2B (250 mJ, 15 Hz, 300 pulse) ve 3B (200 mJ, 15 Hz, 300 pulse) gruplarıdır. Bu sonuçlar, dentine lazer uygulamasında 15 Hz'lik bir frekans birimi ile 200-250 mJ'luk bir enerji verildiğinde, en az pürüzlülüğün yaratıldığını göstermektedir.

Ancak, en az pürüzlülük gösteren bu iki grup arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmasa da, A grupları ile karşılaştırarak pürüzlülük açısından bir sonuç elde etmek mümkün müdür? Bu soruya cevap verebilmek için, 100 pulse'lık A gruplarının kendi aralarındaki değerlendirmesine de bakmak gerekmektedir. 100 pulse'lık A grupları kendi aralarında değerlendirildiğinde, 2A (250 mJ, 15 Hz, 100 pulse) ve 4A (150 mJ, 20 Hz, 100 pulse) gruplarının pürüzlülük değerleri, 1A (200 mJ, 20 Hz, 100 pulse) ve 3A (200 mJ, 15 Hz, 100 pulse) gruplarına kıyasla anlamlı derecede düşüktür. Analizimizi daha ileriye götürmemiz gerektiğinde, pürüzlülük değeri düşük olan 300 pulse'lık 2B ve 3B gruplarının 100 pulse'lık A grupları içerisinde pürüzlülük değeri düşük olan 2A ve 4A grupları ile karşılaştırılması gerekir. Bu karşılaştırma yapıldığında, 2B grubu, 2A ve 4A gruplarına göre anlamlı derecede daha az pürüzlülük yaratmakta, buna karşın 3B grubu ile 2A ve 4A grupları arasında anlamlı bir farklılık görülmemektedir. Bu açıdan yola çıkarak, her ne kadar istatistiksel olarak 2B ve 3B grupları arasında anlamlı bir fark yok ise de, 2A ve 4A grupları ile yapılan karşılaştırma sonucunda, 2B grubunun 3B grubuna göre pürüzlülükte en az değeri vermesi

gerektiđi dűşűnűlebilir. Gerçekten, Tablo 4.2'ye bakıldıđı zaman, lazer uygulaması sonrası en dűşűk pűrűzlűlűk rakamsal olarak 2B grubunda gűrűlmektedir. Gruplararası anlamlılık farklarının bazı durumlarda gűrűlememesi 'n' sayısına bađlanabilir. Olasılıkla, 'n' sayısı yűkseltildiđinde, en dűşűk pűrűzlűlűk, 2B grubu (250 mJ, 15 Hz, 300 pulse) için çıkabilir. Bu durum, gerek pűrűzlűlűk, gerekse pűrűzlűlűk artıř farkı açısından da geçerlidir. Yaptıđımız alıřmalar, lazer uygulamasında en dűşűk pűrűzlűlűk deđerlerinin 200-250 mJ ve 15 Hz'lik uygulamalar ile gerçekleřtirilebildiđini gűstermektedir. Bu pűrűzlűlűk deđerlerinin bađlanma ile olan ilgisi, mikrotensil bađlanma dayanımlarının analizinin yapılmasından sonra açıklanabilecektir.

Lazer uygulamaları ile diř yapısında oluřan morfolojik deđiřiklikler, özellikle adeziv sistemlerin performansını etkilemektedir. Er:YAG lazer, su ve hidroksiapatit tarafından gűlű bir řekilde abzorbe edilmektedir. Termomekanik etkileřimle, diř yapısında ablasyon oluřmaktadır. Dokuda tam olarak buharlařma deđil, ayrıca parçalara ayrılma meydana gelmektedir (16, 250). Mineral yapıdaki suyun buharlařması sonucu etkili bir řekilde hacim geniřlemesi ve bu geniřlemeyi çevreleyen dokuda patlamalar gűrűlmektedir (44). Dentin yűzeyinin mikromotor ile pűrűzlendirildiđi kontrol grubunun pűrűzlűlűk deđerleri ile farklı lazer parametreleri kullanılan diđer tűm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluřmasının nedeni, Er:YAG lazerin dentin yűzeyinde oluřturduđu patlamalar sonucu meydana gelen kraterlerin yűksek pűrűzlűlűk yaratması olarak dűşűnűlebilir.

## 5.2 MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN TARTIŞILMASI

1A (200 mJ, 20 Hz, 100 pulse), 2A (250 mJ, 15 Hz, 100 pulse) ve 4B (150 mJ, 20 Hz, 300 pulse) gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı değerleri, kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p < 0.01$   $p < 0.05$ ).

Elde edilen bulgulara göre; genel olarak lazer uygulaması sonrası elde edilen bağlanma değerleri, mikromotor uygulamasından sonra elde edilen değerlerden daha düşük bulunmuştur. Bütün gruplar göz önünde bulundurulduğunda, rakamsal olarak kontrol grubu lazer gruplarıyla aynı değerleri vermektedir veya istatistiksel olarak kontrol grubunda daha iyi bağlanma sonuçları meydana gelmektedir.

Er:YAG lazer sisteminde, pulse dalgalanma modu bulunmaktadır. Atım süresi, yoğunluğu ve tekrarlanma sayısı değiştirilebilmektedir (251). Atım süresi, lazer ışınının maddeyle etkileşimini tanımlayan en önemli fiziksel parametredir (21). Piyasadaki birçok Er:YAG lazerin pulse süresi 150-250  $\mu$ s arasında sabitlenmiştir ve yapılan çalışmaların çoğu da bu sabit parametreler arasında gerçekleştirilmiştir (16, 17, 173, 252, 253, 254). Çeşitli araştırmacılar, Er:YAG lazerle yaptıkları çalışmalarda, çeşitli atım sürelerinin dentin ablasyonu üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Ebihara ve ark. (2002), kök kanalı dentininde yaptıkları çalışmalarında, 20 J/cm<sup>2</sup> güç kullanıldığı zaman, daha kısa pulse sürelerinin daha derin ablasyon oluşturduğunu belirtmişlerdir (22). Benzer olarak, Majaron ve ark. (1996), farklı enerjilerle birlikte denedikleri farklı pulse sürelerinin etkilerinin de farklı olduğunu bildirmişlerdir (23). Nishimoto ve ark. (2008), farklı parametrelerle birlikte kullandıkları 100, 200, 300, 400 ve 500 pulse süreleri sonucunda, ablate olan dentin hacimleri arasında istatistiksel olarak

anlamli bir fark bulamamislardir. Aynı araştırmacılar, sabit güç parametreleri kullanıldığı zaman, daha uzun pulse sürelerinin daha küçük yüzeylerde daha derin ablyasyon meydana getirdiğini belirtmiş ve klinik uygulamada uzun pulse sürelerinin ablyasyon bölgesini kontrol etmede tercih edilir olduğunu bildirmişlerdir (251).

Çalışmamızda, lazer cihazının düşük ve yüksek atımda çalıştırılmasının bağlanmayı etkilediği ortaya çıkmaktadır.

100 pulse kullanıldığı zaman, lazerin bağlanmada olumsuz bir etkisinin görülmemesi için, gücün düşürülmesi gerekmektedir. Çünkü, sadece 3A (200 mJ, 15 Hz, 100 pulse) ve 4A (150 mJ, 20 Hz, 100 pulse) gruplarında kontrol grubuna oranla anlamli bir farklılık görülmemektedir.

100 pulse'ta daha yüksek güç seviyesinin kullanıldığı 1A (200 mJ, 20 Hz, 100 pulse) ve 2A (250 mJ, 15 Hz, 100 pulse) gruplarında, lazer uygulaması bağlanmayı olumsuz etkilemektedir.

Buna karşılık, 300 pulse'lık uygulamalarda 1B (200 mJ, 20 Hz, 300 pulse), 2B (250 mJ, 15 Hz, 300 pulse) ve 3B (200 mJ, 15 Hz, 300 pulse) grupları, kontrol grubuyla anlamli farklılık vermezken, 4B (150 mJ, 20 Hz, 300 pulse) grubu, kontrol grubuna oranla daha düşük bağlanma değerleri vermektedir. Bu durumda, 300 pulse'lık bir atımla çalışıldığı zaman, bağlanmanın düşürülmemesi için, enerji düzeyinin çok düşük seviyelere indirilmemesi gerekmektedir. Çünkü, enerji düzeyi en düşük seviyede olan (150 mJ) 4B grubunda, bağlanma olumsuz etkilenmiştir. Buradan çıkardığımız sonuç; hekimlerin kullandığı farklı pulse'larda çalışan lazer cihazına göre enerji düzeylerini ayarlamaları gerektiğidir. Genellikle, lazer cihazları sabit pulse'ta işlem

yapmaktadırlar. Bu durumda, hekimlerin enerji düzeyini ayarlamaları gerekmektedir. Değişken pulse ile uygulama yapabilen lazer cihazlarında da, yine hekim, kullanacağı pulse'a göre enerji düzeyini ayarlamak durumundadır. Bizim çalışmamız, bağlanmanın olumsuz etkilenmemesi için 100 pulse'ta enerjinin düşürülmesi (3A ve 4A grupları), 300 pulse'ta ise yüksek tutulması (1B, 2B ve 3B grupları) gerektiğini düşündürmektedir.

Klinik açıdan bakıldığı zaman, bir diş restorasyonunda bağlanma, başarıda en önemli noktayı oluşturmaktadır. Yapılan çalışmaların ışığında, adeziv sistemlerin en iyi performanslarını; diş dokularının pürüzlendirilmesi, rezin infiltrasyonunun sağlanması ve adeziv-diş dokusu bağlanmasının gerçekleştirilmesi yoluyla sergiledikleri belirtilmiştir (122, 255). Günümüzde kullanılan adeziv sistemler, hem mine hem de dentinde başarılı bir şekilde uygulanabilmektedir (256). Adeziv bir restorasyonun başarısı sadece materyalin özelliklerine değil, aynı zamanda hekimin yeteneğine ve materyal hakkında bilgili olmasına ve böylece materyali doğru endikasyonda kullanabilmesine bağlıdır (257, 258). Restorasyonların başarısızlığı; kenar renklemesi, mikrosızıntı, postoperatif duyarlılık ve sekonder çürük ile sonuçlanmaktadır (259, 260).

Lazer uygulamalarında da, bağlanmanın restorasyonun başarısı ve ömründe önemli bir rolü olması gerekmektedir. Bir diğer önemli konu; bağlanmayla yüzey pürüzlülüğü arasında oluşan ilişkidir. Genellikle, yapılan asit uygulamaları ile pürüzlülüğün artırılması sonucu bağlanmanın artabileceği düşünülmektedir. Bu açıdan ele alındığında, lazer uygulamalarında bağlanma ile pürüzlülük arasındaki ilişkinin irdelenmesi gerekmektedir.

### **5.3 DENTİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜK DEĞERLERİ ile MİKROTENSİL BAĞLANMA DAYANIMI DEĞERLERİNİN BİRLİKTE TARTIŞILMASI**

Yaptığımız çalışmada, bazı gruplarda bağlanma ile pürüzlülük arasında bir ilişki bulunamamış, buna karşılık, bazı grupların karşılaştırılmasında mikrotensil bağlanma değerleri ile pürüzlülük arasında ters bir ilişki olduğu gözlemlenmiştir. Sadece kontrol grubu ele alındığında, lazer uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülükte en düşük değerler kontrol grubunda görülürken, mikrotensil bağlanma değerleri açısından bakıldığında, aynı grupta yüksek bağlanma değeri göstermekte, ayrıca bazı gruplarda lazer uygulaması sonrası mikrotensil bağlanma değerleri kontrol grubuna göre azalmaktadır. Örneğin, 1A (200 mJ, 20 Hz, 100 pulse) ve 2A (250 mJ, 15 Hz, 100 pulse) gruplarında mikrotensil bağlanma değerleri, kontrol grubuna göre düşük bulunurken, aynı gruplarda elde edilen pürüzlülük değerleri, kontrol grubuna oranla yüksek bulunmuştur. Bu durum, özellikle rakamsal olarak 1A grubunda daha dikkat çekicidir. Yaptığımız çalışma sonucunda elde ettiğimiz bulgular, 100 pulse'ta yüksek güçte lazer parametreleri ile çalışıldığında (örneğin 1A ve 1B grupları), pürüzlülüğün anlamlı derecede arttığını göstermektedir. Ancak bu durum, atım ile ilgilidir. Atımın yükseldiği 300 pulse'lık çalışmalarda, özellikle gücün düşürülmesiyle (2B ve 3B grupları) pürüzlülük değerleri azalmıştır. Ancak burada da, mikrotensil bağlanma değerleri, kontrol grubuna kıyasla bir farklılık göstermemekte, bir başka deyişle bağlanma olumsuz etkilenmemektedir. Araştırmayı daha alt enerji grubuna indirdiğimiz zaman, ilişki yeniden tersine dönmeye başlamaktadır. En düşük güce sahip gruplardan biri olan 4B grubunda (150 mJ, 20 Hz, 300 pulse) pürüzlülük, kontrol grubuna göre anlamlı derecede artarken, mikrotensil bağlanma aynı grupta kontrol grubuna göre anlamlı derecede azalmıştır. Bu sonuçlar da, lazer



uygulamalarında bağlanma ile pürüzlülük arasında ters bir ilişkinin olduğunu göstermektedir.

Çalışmamızda, iki uç grup; 1A ve 4B gruplarıdır. 1A grubu, düşük atımlı (100 pulse) ve yüksek güce (200 mJ, 20 Hz) sahip olan gruptur. Buna karşılık, 4B grubu, yüksek atımlı (300 pulse) ve düşük güce (150 mJ, 20 Hz) sahip olan gruptur. İstatistiksel analiz sonucunda, kontrol grubuyla karşılaştırma yapıldığında, şöyle bir durum ortaya çıkmaktadır: gerek düşük atım, yüksek güç; gerekse yüksek atım, düşük güçte aynı sonuç elde edilmektedir. Bir diğer deyişle, bu gruplarda kontrol grubuna kıyasla pürüzlülük arttıkça bağlanma dayanımı azalmaktadır.

Olaya klinik açıdan bakıldığında ve bağlanmanın önemli olduğu göz önüne alındığında; şöyle bir yorum yapmamız doğru olacaktır: Lazer uygulamalarında bağlanmanın olumsuz etkilenmemesi için, pürüzlülüğün düşürülmesi gerekmektedir. Bunun için de, yüksek veya düşük güçte uygulamalar yerine optimal düzeyde güç veren ve atım sayısı da buna uygun olarak ayarlanmış olan uygulamalar yapılması gerekmektedir. Bu durum pürüzlülüğü düşürecek, fakat bağlanmayı olumsuz etkilemeyecektir. Son olarak, şu noktanın iyi irdelenmesi gerekecektir: Elde edilen sonuçlar, iyi bir bağlanma için, pürüzlülüğün düşürülmesi gerektiğini ortaya koymaktadır. Bu da, ilk bakışta bildiklerimize ters geliyor olabilir. Lazer uygulamalarında ortaya çıkan bu sonucun daha iyi irdelenebilmesi için, mikrotensil-pürüzlülük ilişkisinin daha önce yapılan ve lazer kullanılan veya kullanılmayan çalışmalarla karşılaştırılması gerekmektedir.

Diş dokularının yüzey pürüzlülüğünün adeziv dental materyallere bağlanma dayanımına etkisi tartışmalı bir konudur. Negm ve ark. (1981), minede yüzey pürüzlülüğü arttıkça, polikarboksilat simanın

bağlanma dayanımının mikrotensil bağlanma dayanımı testinde azaldığını, fakat aynı siman düz mine yüzeyi ile karşılaştırıldığında, bağlanma dayanımında anlamlı olarak artış görüldüğünü bildirmiştir (27). Nd:YAG lazerin mine üzerinde yarattığı pürüzlülüğün bağlanma değerlerine etkisinin incelendiği bir çalışmada, asitlenen mine yüzeylerinin bağlanma dayanımı değerleri, lazer uygulanan yüzeylere oranla anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (261). Dentinde bulunan su kaynama noktasına geldiğinde, oluşan buharın bir kısmı, yüzeydeki küçük çatlaklardan sızar ve böylece dentinde belirli bir pürüzlülük oluşur. Ariyaratnam ve ark. (1999)'nın Nd:YAG lazer ile dentin üzerinde yaptıkları çalışmada, lazer uygulanan dentin yüzeylerinin pürüzlülük değerlerinin herhangi bir uygulama yapılmayan dentin yüzeylerine oranla anlamlı derecede yüksek olduğunu, ancak bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (180). Cardoso ve ark. (2008), dentin yüzeylerine farklı uygulamalar yapmış ve tüm grupların yüzey pürüzlülükleri ile mikrotensil bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda, Er,Cr:YSGG uygulanan dentin yüzeylerinin pürüzlülük değerleri mikromotor uygulanan kontrol grubundan fazla, ancak mikrotensil bağlanma değerleri düşük bulunmuştur (182). Farklı frezlerle dentin üzerinde yapılan bir çalışmada da, pürüzlülük ile bağlanma dayanımı arasında anlamlı bir fark elde edilmemiştir (181). Osman ve ark. (2008), Er:YAG lazerle açılan kavitelerde asit uygulaması yapıldığında, pürüzlülüğü fazla olan grupların düşük bağlanma değerleri gösterdiklerini bildirmişlerdir (183).

Daha önce de belirttiğimiz gibi, 3.75 W ve 300 pulse'lık uygulama, yüzeyde 100 pulse'lık uygulamaya oranla daha az pürüzlülük yaratmaktadır. Olasılıkla, bu güç düzeyinde atımın bir miktar düşürülmesiyle daha az pürüzlülük yaratmak mümkün olabilir. Bu

durum gerçekteştiği takdirde, bağlanma dayanımı değerleri daha da yükselebilir.

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin dalga boyları, suda en yüksek abzorbsiyona sahiptir ve hidroksiapatite karşı yüksek afiniteleri vardır (25, 262). Lazer enerjisi, apatit kristalindeki hidroksil radikale ve suya bağlanarak dişin kristalin yapılarını çevrelemektedir. Mineral yapının içindeki suyun buharlaşması, çevredeki materyalin bir kısmının patlayarak uzaklaşmasını sağlamaktadır (263). Sürekli atım (pulse) modu, en yüksek gücü sağlayarak, patlayarak oluşan genişlemeyi kolaylaştırmaktadır.

Bütün adeziv materyaller ve uygulama yöntemleri, geleneksel yöntemle prepare edilen diş yüzeyleri için hazırlanmıştır (264). Mineye asit uygulanması, selektif olarak hidroksiapatitin çözünmesini sağlamakta ve rezin tagların penetrasyonunu kolaylaştırmaktadır. Böylece, bağlanma değerleri yükselmektedir (265, 266). Dentinde ise, bağlanma, adeziv ile kısmen demineralize olmuş dentin arasında oluşan 4-5 µm kalınlığındaki hibridizasyon tabakası ve adezivin dentin kanal ağına penetre olmasıyla gerçekleşmektedir (267, 268, 269). Bu mikromekanik bağların gelişmesi, uzun dönemli bağlanma dayanımı sağlamaktadır (117).

Kavitelerin döner aletlerle mekanik olarak hazırlanması sırasında, dentin ve mine duvarlarını kaplayan ince bir smear tabakası oluşmaktadır (270). Bu smear tabakasının kalınlığı 1-10 µm kadardır ve hava-su spreyi ile ortadan kaldırılamamaktadır (271, 272). Bu tabaka kaldırılmadığında, restorasyon materyali ile kavite duvarları arasındaki bağlanma dayanımı azalmaktadır (273). Uygun bağlanmayı elde etmenin yollarından biri; smear tabakasının çözülmesidir. Bu nedenle, smear tabakasının mine ve dentin yüzeyinden kaldırılması için asit

uygulama basamağı içeren total-etch tekniğı önerilmektedir. Bu tekniğın mekanizması temel olarak, hibridizasyon ve rezin tag oluşumuna bağılıdır (274, 275, 276).

Rezin ve bağlanma mekanizmasını en iyi yorumlayan konsept, dentin hibridizasyonudur. Dentin hibridizasyonu, yüzeyde ve yüzey altında oluşan deminerilizasyonu takiben monomerlerin infiltrasyonu, ve sonrasında oluşan polimerizasyon olarak açıklanmaktadır (274). Restoratif kavite hazırlanırken geleneksel elmas frez kullanıldığı zaman, yüzeyde amorf smear tabakası oluşmaktadır. Geçmişte, dentin bonding konsepti olarak, smear tabakasının dentin ile rezin arasındaki bağlanmayı engellediğini ve smear tabakasının total etch tekniğı ile tamamen kaldırılması gerektiğı savunulmaktaydı (277). Ancak bazı araştırmacılar, smear tabakasının tamamıyla kaldırılmasının daha iyi bir bağlanma dayanımı sağlamadığını bildirmişlerdir (278). Smear tabakasının modifiye edilerek bağlanmayı arttırmak amacıyla self-etch sistemler geliştirilmiştir (279).

Rezin ile dentin arasındaki kuvvetli bağlanma için hibrit tabakası ve rezin tag oluşumu en temel unsurlardır (111, 274, 280). Rezin tagların, bağlanmanın %15'ini oluşturduğu bilinmektedir (281). Smear tabakası ile ilgili bir diğere yöntem ise; intertübüler ve peritübüler dentinin demineralizasyonu sonucunda açığa çıkan kollajen matrikse rezin infiltre olmasıyla rezinin uygun bir biçimde polimerize olmasıdır (122). Aoki ve ark. (1998), Er:YAG lazer ile yaptıkları çalışmalarında, intertübüler dentinin seçici olarak peritübüler dentinden daha fazla ablasyona uğradığını bildirmişlerdir. Bu durum, intertübüler dentinin su içeriğinin peritübüler dentine oranla daha çok olması ile açıklanabilmektedir (173). Ceballos ve ark. (2002) ise, Er:YAG lazer ile yaptıkları çalışmalarında, dentin ablasyonu ve kollajen fibrillerin biraraya gelmesi sonucu interfibriler boşlukta azalma meydana

geldiğini, böylece intertübüler dentine rezin difüzyonunun kısıtlandığını belirtmişlerdir (122).

Er:YAG lazer, 2.94 µm dalga boyu ile su ve hidroksiapatit tarafından yüksek derecede absorbe edilmektedir. Böylece, tüm diğer lazer sistemlerine oranla diş sert dokularını daha etkili bir biçimde kaldırmaktadır (16, 17, 282). Yapılan birçok çalışmada, Er:YAG lazerin özellikle su spreyi ile birlikte uygulandığında (283, 284) çok az termal hasara neden olduğu bildirilmiştir (285, 286, 287).

Lazer uygulanan dentine bağlanma; mineralize dentindeki mikrodüzensiz bölgelere adeziv rezinin infiltrasyonu ile açıklanmaktadır. Yapılan bir çalışmada, dentinin yüzeyel ve derin bölgelerine Er:YAG lazer uygulanmış ve TEM sonuçlarında lazer uygulanan bölgenin yüzeyel kısmında kollajen fibrillerin tamamen eridiği ve buharlaştığı pullu bir yüzey tabakası elde edildiği gözlemlenmiştir. Lazer uygulanan bu bölgenin taban kısmındaki artık denatüre kollajen fibrillerin birbirleriyle birleştiği ve tabandaki dentin yapısına çok zayıf bir şekilde bağlandığı gözlemlenmiştir. İçinde interfibriler boşluk bulunmayan bu birleşik tabakanın, büyük olasılıkla intertübüler dentine sınırlı rezin difüzyonu ile bağlandığı düşünülmektedir ve bu durum bağlanmayı kötü etkilemektedir. Bu çalışmanın sonucunda; Er:YAG lazerin dentine bağlanmayı negatif yönde etkilediği bildirilmiştir (122).

Er:YAG lazer irradyasyonu, peritübüler dentinde demineralizasyon oluşturmamaktadır. Bu sebeple, huni şeklinde tübül açıklıkları gözlemlenmemektedir. Resin bonding; çapı orijinal kanal çapı ile benzer olan ve paralel duvarlarla meydana gelen rezin taglar oluşturur. Dentin kanallarının lateral duvarlarının hibridizasyonu eksik olduğundan dolayı, daha düşük makaslama bağlanma değerleri beklenmektedir (288).

Er:YAG lazer, dentindeki su miktarını azaltmakta, fakat zamanla su, kısmen geri alınmaktadır. Dentindeki organik dokunun kısmen azaldığı bildirilmiştir (289). Bu durum, Er:YAG lazerin selektif olarak organik dokuyu kaldırdığını göstermektedir (119). Yapılan çalışmalarda, Er:YAG lazerin hibrit tabakasının altında çatlaklara neden olduğu bildirilmiş ve bu bulgular Fe-SEM görüntüleri ile desteklenmiştir (290, 291).

Dentine etkili bir şekilde bağlanmak için en önemli şart, hibridizasyondur. Lazer irradyasyonu sonucunda yüzeyde meydana gelen değişiklikler sonrasında asit uygulaması yapılırsa bile, dentin adezivleri olumsuz etkilenmektedir. Lazer uygulaması ile aside dayanıklı olan yüzey, asidin etkinliğini azaltabilmektedir. Özellikle daha zayıf asit içeren self-etch sistemler bu durumdan etkilenmektedir. Dentine Er:YAG lazer uygulamasından sonra, hibridizasyon için çok az kollajen kalmaktadır. Yüzey altının hasara uğraması, hibrit tabakasının kalınlığını azaltmakta, geriye zayıf bir tabaka bırakmaktadır (117, 291, 292, 293).

Dentin yüzeyine lazere ek olarak asit uygulanmadığında kollajen fibriller tamamen açığa çıkmamaktadır. Bu nedenle, lazer kullanılarak açılan kavitedeki dentinin hibrit tabakası yeterli kalitede değildir. Ceballos ve ark. (2002), Er:YAG uygulanan dentin yüzeyinin 3-4 µm altında denatüre kollajen fibrillerinin eridiğini ve çapraz bantların kaybolduğunu rapor etmişlerdir. Fibriller arası boşlukların azaldığını ve böylece dentin alt tabakasında yetersiz bir bağlanma oluştuğunu bildirmişlerdir. Bu mikro yapılar, primerin infiltrasyonunu engellemektedir (122).

Yapısal değişikliklerin dışında, Er:YAG lazer uygulamasında vitrifikasyon fenomeninden de söz edilmektedir. Vitrifikasyon; dentin

apatitinin tekrar kristallenmesi ve ilave bir kalsiyum fosfat evresinin oluşması olarak açıklanmaktadır. Bu fenomen, sert dokunun dayanıklılığını, asit demineralizasyonuna ve abrazyona karşı arttırmakta ve dentin kanallarını 4 µm'ye kadar kadar örterek dentin duyarlılığını azaltmaktadır (294, 295, 296). Dentin ve mine yüzeylerinin kalitesini farklılaştıran bu yapısal değişiklikler, restoratif materyallerin diş yapısına başarılı bir şekilde bağlanmasını engellemektedir. Ayrıca, lazer uygulanan bölgenin altında diş sert dokusunun koheziv mikro kırıklarına rastlanmaktadır (117). Er:YAG lazer kullanımında enerji parametreleri arttıkça, smear tabakası ve/veya vitrifikasyon riski de çoğalmaktadır (297). Pürüzlü bir yüzeyin rezin-dentin arasındaki bağlanmaya katkıda bulunduğu düşünülmekle beraber, Er:YAG uygulanan dentin yüzeyinde fragmanların ve mikrokırıkların bulunmasının adeziv bağlanmasına ters etkiye bulunduğu bildirilmektedir (298).

Osman ve ark. (2008), yaptıkları SEM çalışmalarında, lazer uygulanan dentin yüzeylerindeki rezin penetrasyonunun az olduğunu ve bunun sonucu olarak da düşük bağlanma değerleri elde ettiklerini belirtmişlerdir (183).

Yapılan bir çalışmadaki SEM görüntülerinde, Er:YAG lazer uygulanan dentin yüzeyinde smear tabakası oluşumu gözlemlenmemiş, bununla beraber mikroçatlaklar gibi yapısal defektlere ve balık pulu görünümünde katmanlara rastlanmıştır. Aynı çalışmada, hibrit tabakasının altında denatüre dentin bulunmuştur. Dentindeki bu değişiklikler bağlanma dayanımını azaltmıştır (299).

Nishimoto ve ark. (2008), yaptıkları çalışmanın SEM görüntülerinde Er:YAG lazer uyguladıkları kavite duvarlarında debris izlememişler, ayrıca duvar yüzeyinde çatlak veya buharlaşma gibi

termal hasarla karşılaşmamışlardır (251). Ancak, tüm gruplarda, lazer uygulanan yüzeyin altında 10 µm kalınlığında bir karanlık tabaka gözlemlenmiştir. Bazı araştırmacılar, Er:YAG lazerin kemik üzerindeki ablyon etkisini değerlendirmiş ve çevre dokularda ısıdan etkilenen bu 5-15 µm kalınlığındaki tabaka ile karşılaşmışlardır (300, 301). Aoki ve ark. (1998), kök dentininde lazerlenen bölgenin altındaki karanlık tabakanın oluşumuna, termal ve mikro yapısal dejenerasyonun sebep olabileceğini belirtmişlerdir (173).

Lazer uygulamalarının dentin üzerindeki etkileri henüz tam olarak açıklığa kavuşturulabilmiş değildir. Ayrıca pürüzlülük ile mikrotensil bağlanma dayanımı arasında kesin bir ilişki gözlenmemektedir. Klinik dişhekimliği açısından lazerlerin etkin kullanımının sağlanabilmesi için farklı lazer parametrelerinin denenerek lazer-doku ilişkisinin açıklığa kavuşturulması gerekmektedir.



## 6. SONUÇLAR

Farklı lazer parametreleri ve geleneksel yöntemle hazırlanan 5. sınıf kavitelere, adeziv sistem ve kompozit materyalleri uygulanarak 2000 döngü termosiklus sonrası görülen mikrotensil bağlanma dayanımı değerlerinin ve yine aynı lazer parametreleri ile geleneksel yöntem uygulanan dentin yüzeylerinin pürüzlülük değerlerinin karşılaştırıldığı bu çalışmada, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1) Tüm grupların lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değeri (Ra) ortalamaları, uygulama öncesi ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır.

2) Kontrol grubunun mikromotor uygulaması sonrası elde edilen pürüzlülük değeri (Ra) ortalaması, lazer uygulanan diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür.

3) Tüm grupların lazer ve geleneksel yöntem (kontrol) uygulaması öncesine göre uygulama sonrasında görülen pürüzlülük (Ra) ortalamalarındaki artış değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır.

4) Kontrol grubunun pürüzlülük değerinde görülen artış ortalaması, diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür.

5) Lazer uygulaması sonrası yapılan gruplararası karşılaştırmada; en belirgin farklar, en düşük pürüzlülük değeri gösteren 2B grubu (250 mJ, 15 Hz, 300 pulse) ile tüm A grupları (100 pulse) arasında meydana

gelen anlamlı pürüzlülük farklarıdır. Bu durum, pürüzlülük artış farklarının değerlendirilmesinde de geçerlidir.

6) Lazer grupları içerisinde en az pürüzlülük yaratan 2B (250 mJ, 15 Hz, 300 pulse) ve 3B (200 mJ, 15 Hz, 300 pulse) gruplarıdır.

7) 1A (200 mJ, 20 Hz, 100 pulse), 2A (250 mJ, 15 Hz, 100 pulse) ve 4B (150 mJ, 20 Hz, 300 pulse) gruplarının mikrotensil bağlanma dayanımı değerleri, kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olup, bu uygulamalar bağlanmayı olumsuz etkilemektedir.

8) Bağlanmanın olumsuz etkilenmemesi için, 100 pulse'ta gücün düşürülmesi (3A ve 4A grupları), 300 pulse'ta ise yüksek tutulması (1B, 2B ve 3B grupları) gerekmektedir.

9) En düşük güce sahip gruplardan 4B grubunda (150 mJ, 20 Hz, 300 pulse) pürüzlülük, kontrol grubuna göre anlamlı derecede artarken, mikrotensil bağlanma dayanımı aynı grupta kontrol grubuna göre anlamlı derecede azalmıştır.

10) Elde edilen sonuçlara göre iki uç grup; 1A ve 4B gruplarıdır. 1A grubu, düşük atımlı (100 pulse) ve yüksek güce (200 mJ, 20 Hz) sahip olan gruptur. Buna karşılık, 4B grubu, yüksek atımlı (300 pulse) ve düşük güce (150 mJ, 20 Hz) sahip olan gruptur. İstatistiksel analiz sonucunda, kontrol grubu ile karşılaştırma yapıldığında, gerek düşük atım yüksek güç, gerekse yüksek atım düşük güçte aynı sonuç elde edilmektedir. Bu sonuçlar, lazer uygulamalarında bağlanma ile pürüzlülük arasında ters bir ilişkinin olduğunu düşündürmektedir.

## **7. KAYNAKLAR**

- 1) Freitas PM, Navarro RS, Barros JA, De Paulo Eduardo C. The Use of Er:YAG Laser for Cavity Preparation: An SEM Evaluation. *Microsc Res Tech*, 70(9): 803-808, 2007.
- 2) Loguercio AD, Stanislawczuk R, Mena-Serrano A, Reis A. Effect of 3-year water storage on the performance of one-step self-etch adhesives applied actively on dentine. *J Dent*, 39: 578-587, 2011.
- 3) Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28(3): 215-235, 2003.
- 4) Tay FR, Pashley DH. Water treeing – a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent*, 16: 6-12, 2003.
- 5) Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am*, 51: 333-357, 2007.
- 6) Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*, 27: 17-28, 2011.
- 7) Shovelton DS. The maintenance of pulp vitality. *Brit Dent J*, 133: 95-101, 1972.
- 8) Liebman FM. Pain and pressure in the human pulp. *Oral Surg Med Oral Pathol*, 33: 122-128, 1972.
- 9) Berggren U, Meynert G. Dental fear and avoidance: causes, symptoms and consequences. *J Am Dent Assoc*, 109: 247-251, 1984.
- 10) Li H, Wang WM, Yu SL, Wen Q. Morphological and microtensile bond strength evaluation of three adhesive systems to caries-affected human dentine with chemomechanical caries removal. *J Dent*, 39: 332-339, 2011.

- 11) Delfino CS, Souza-Zaroni WC, Corona SAM, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Effect of Er:YAG laser energy on the morphology of enamel/adhesive system interface. *App Sur Sci*, 252: 8476-8481, 2006.
- 12) Hibst R. Lasers for caries removal and cavity preparations: State of the art and future directions. *J Oral Laser Appl*, 2: 2-12, 2002.
- 13) Armengol V, Jean A, Enkel B, Assoumou M, Hamel H. Microleakage of class V composite restorations following Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation compared to acid etched: an in vitro study. *Lasers Med Sci*, 17: 93-100, 2002.
- 14) Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid etching or Er:YAG laser cavity treatments. *Dent Mater*, 17: 340-346, 2001.
- 15) Roebuck EM, Whitters CJ, Saunders WP. The influence of three Erbium:YAG laser energies in the in vitro microleakage of Class V compomer resin restorations. *Int J Pediatr Dent*, 11: 49-56, 2001.
- 16) Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med*, 9: 338-344, 1989.
- 17) Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of Er:YAG laser on dental hard substances. II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med*, 9: 345-351, 1989.
- 18) Ekworapoj P, Sidhu SK, McCabe JF. Effect of different power parameters of Er, Cr:YSGG laser on human dentine. *Lasers Med Sci*, 22: 175-182, 2007.
- 19) Franke M, Taylor AW, Lago A, Fredel MC. Influence of Nd:YAG laser irradiation on an adhesive restorative procedure. *Oper Dent*, 31: 604-609, 2006.
- 20) Ghiggi PC, Dall Agnol RJC, Burnett Jr LH, Borges GA, Spohr AM. Effect of the Nd:YAG and the Er:YAG Laser on the Adhesive – Dentin Interface: A Scanning Electron Microscopy Study. *Photomed Las Surg*, 28(2): 195-200, 2010.

- 21) Miserandino LJ, Pick RM. Lasers in dentistry. Quintessence, Chicago, p: 39, 1995.
- 22) Ebihara A, Majaron B, Liaw LHL, Krasieva TB, Wilder-Smith P. Er:YAG laser modification of root canal dentine: Influence of pulse duration, repetitive irradiation and water spray. *Laser Med Sci*, 17: 198-207, 2002.
- 23) Majaron B, Lukac M, Sustercic D, Funduk N, Skaleric U. Threshold and efficiency analysis in Er:YAG laser ablation of hard dental tissue. *Proc SPIE*, 2922: 233-242, 1996.
- 24) Perhavec T, Diaci J. Comparison of Heat Deposition of Er:YAG and Er, Cr:YSGG Lasers in Hard Dental Tissues. *J Las Health Academy*, 2(1): 1-6, 2009.
- 25) Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Makamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg*, 17: 105-109, 1999.
- 26) McInnes PM, Wendt Jr SL, Retief DH, Weinberg R. Effect of dentin surface roughness on shear bond strength. *Dent Mater*, 6: 204-207, 1990.
- 27) Negm MM, Combe EC, Grant AA. Factors affecting the adhesion of polycarboxylate cement to enamel and dentin. *J Prosthet Dent*, 45: 405-410, 1981.
- 28) Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 26: 100-121, 2010.
- 29) Einstein A. Zur Quantentheorie der Strahlung. On the Quantum Mechanics of Radiation. *Physikalische Zeitschrift*, 18: 121-128, 1917.
- 30) Miserandino LJ. The history and development of laser dentistry. Miserandino LJ, Pick RM. *Lasers in dentistry*. Quint Pub Co, Inc, Singapore: 17-25, 1995.
- 31) Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries. *Nature*, 203: 417, 1964.

- 32) Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: New possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J*, 40: 323-332, 1990.
- 33) Aoki A, Ando Y, Watanabe H, Ishikawa I. In vitro studies on laser scaling of sub-gingival calculus with an erbium: YAG laser. *J Periodontal*, 65: 1097-1106, 1994.
- 34) Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn II DW. Investigational Study of the Use of Er:YAG Laser Versus Dental Drill for Caries Removal and Cavity Preparation – Phase I. *J Clin Laser Med Surg*, 15(3): 109-115, 1997.
- 35) Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J*, 48(3): 146-155, 2003.
- 36) Husein A. Applications of Lasers in Dentistry: A Review. *Archives of Orofacial Sci*, 1: 1-4, 2006.
- 37) Schawlow AL, Townes CH. Infrared and Optical Masers. *Phys Rev*, 1940: 112; 1958.
- 38) Daniell MD, Hill JS. A history of photodynamic therapy. *Aust NZ J Surg*, 61: 340-348, 1991.
- 39) Roelandts R. The history of phototherapy: something new under the sun? *J Am Acad Dermatol*, 46(6): 926-930, 2002.
- 40) Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, 187: 493-494, 1960.
- 41) Goldman L. Background to laser medicine-history, principles, and safety. In Goldman (ed): *Laser Non-surgical Medicine*. Lancaster, PA: Technomic Publishing Co Inc, 1991.
- 42) Snitzer E. Optical maser action of Nd<sup>3+</sup> in Ba crown glass. *Phys Rev Letter*, 7: 444, 1961.
- 43) Sullins KE. Lasers and wound healing: Practical uses. *Clin Tech Equine Pract*, 3: 182-187, 2004.

- 44) Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. Dent Clin N Am, 48: 751-770, 2004.
- 45) Özbayrak S. Laser Prensipleri Biyolojik Etkileri ve Dişhekimliğinde Kullanımı. E.S.C. ve Sharplan Lazerleri Türkiye Temsilciliği Ortadoğu A.Ş. Bilimsel Yayın Serisi, İstanbul, 1999. Baxter G.D. Therapeutic lasers; theory and practice. Churchill Livingstone, London, 1994.
- 46) Tuner J, Hode L. Some Basic Laser Physics. J. Tuner & L. Hode (Ed.). The Laser Therapy Handbook. Grangesberg: Prima Books AB, 1-44, 2004.
- 47) Parker S. Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. Br Dent J, 202 (2): 73-81; 2007.
- 48) Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? J Am Dent Assoc, 124 (2): 57-61, 1993.
- 49) Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. Chem Rev, 103 (2): 577-644, 2003.
- 50) Moshonov J, Stabholz A, Leopold Y, Rosenberg I, Stabholz A. Lasers in dentistry. Part B – interaction with biological tissues and the effect on the soft tissues of the oral cavity, the hard tissues of the tooth and the dental pulp. Refuat Hapeh Vehashinayim, 18: 21-28, 107-108, 2001.
- 51) Toraman Alkurt M, Bala O. Çürük teşhisinde lazer enerjisi kullanılması. GÜ Diş Hek Fak Derg, 24(2): 125-130, 2007.
- 52) Pirnat S. Versatility of an 810 nm Diode Laser in Dentistry: An Overview. J Las Health Acad, 4: 1-9, 2007.
- 53) Featherstone JDB. Caries detection and prevention with laser energy. Dent Clin North Am, 44: 955-969, 2000.
- 54) Yiğit ŞB, Gürsel M. Periodontolojide lazer. SÜ Dişhek Fak Derg, 16 (1): 67-73, 2007.
- 55) Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. Lasers in clinical dentistry. Ed By T. Vassala, 4, WB Saunders Company, 771-94, New York, 2004.

- 56) Academy Report. Lasers in Periodontics. J Periodontol, 1231-1239, 2002.
- 57) Zuerlin MJ, Fried D, Featherstone JDB. Modeling the modification depth of carbon dioxide laser treated dentin enamel. Lasers Surg Med, 25: 335-347, 1999.
- 58) Zuerlin MJ, Fried D, Seka W, Featherstone JDB. Modeling thermal emission on dental enamel induced by 9-11 µm laser light. App Surf Sci, 127-129: 863, 868, 1998.
- 59) Ozden E, Sahin A. KTP laser for photoselective vaporization of the prostate in treatment of BPH. Türk Üroloji Dergisi, 31: 533-538, 2005.
- 60) Akçiçek G, Akçiçek S, Uysal S, Çağırankaya LB, Avcu N. Dişhekimliğinde lazer uygulamaları: Derleme. Diş Hek Derg, 11(1): 24-32, 2010.
- 61) Lukac M, Marko M, Ladislav G. Super VSP Er:YAG Pulses for Fast and Precise Cavity Preparation. J Oral Laser Applic, 4: 171-173, 2004.
- 62) Strassl M, Kasenbacher A, Wintner E. Ultrashort Laser Pulses in Dentistry. J Oral Laser Applic, 2: 213-222, 2002.
- 63) Wilson, J, Hawkes, JBF. Lasers Principles and Applications, UK, 1987.
- 64) Atalı E. Lazer nedir. Dentiss 1(2): 22-25, 2007.
- 65) Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. Periodontol 2000, 59-97, 2004.
- 66) Kuru B, Yılmaz S. Lazer ve periodontoloji. Türk dişhekimleri birliği dergisi, 68-77, 2002.
- 67) Rossmann JA, Gottlieb S, Koudelko BM, Mc Quade MJ. Effects of CO<sub>2</sub> lazer irradiation on gingiva. J Periodontol, 423-425, 1987.
- 68) Gökçe M. Lazerin tarihi ve oral maksillofasial cerrahi uygulamaları. Türk dişhekimleri birliği dergisi, 57-59, 2006.



- 69) Raffetto N. Lasers for initial periodontal therapy. Lasers in clinical dentistry Ed. By T. Vassala, 4, WB Saunders Company, New York, 923-936, 2004.
- 70) Coletton S. Lasers in surgical periodontics and oral medicine. Lasers in clinical dentistry Ed. By T. Vassala, 4, WB Saunders Company, New York, 937-962, 2004.
- 71) Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. Clinical assessments of the Erbium:YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *J Clin Laser Med Surg*, 67-75, 1996.
- 72) Stock K, Hibst R, Keller U. Comparison of Er:YAG and Er:YAGG laser ablation of dental hard tissues. *SPIE Proc*, 88-94, 1997.
- 73) Hayek R, Araujo N, Gioso M, Ferreira J, Sabrinho-Baptista C, Yamada A, Ribeiro M. Comparative study between the effects of photodynamic therapy and conventional therapy on microbial reduction in ligature-induced peri-implantitis in dogs. *J Periodontol*, 1275-1281, 2005.
- 74) Tokita Y, Sunakawa M, Suda H. The effects of pulsed Nd:YAG laser on the tooth pulp. *Laser Surg Med*, 369-370, 1992.
- 75) Folwaczny M, Thiele L, Mehl A, Hickel R. The effect of working tip angulation on root substance removal using Er:YAG laser radiation: An in vitro study. *J Clin Periodontol*, 220-226, 2001.
- 76) Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hicker R. 3D Volume ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dent Mater*, 246-251, 1997.
- 77) Crespi R, Barone A, Covani U, Ciaglia RN, Romanos GE. Effects of CO<sub>2</sub> laser treatment on fibroblast attachment to root surfaces. A scanning electron microscopy analysis. *J Periodontol*, 1308-1312, 2002.
- 78) Position Paper. Lasers in periodontics. *J Periodontol*, 826-830, 1996.
- 79) Ishikawa I, Sasaki KM, Aoki A, Watanabe H. Effects of Er:YAG laser on periodontal therapy. *J Int Acad Periodontol*, 23-28, 2003.

- 80) Borcic J, Anic I, Urek MM, Ferrari S. The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. *J Oral Rehabil*, 31: 117-123, 2004.
- 81) Nguyen C, Ranjitkar S, Kaidonis JA, Townstend GC. A qualitative assessment of non-carious cervical lesions in extracted human teeth. *Au Dent J*, 53: 46-51, 2008.
- 82) Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited. *J Am Dent Assoc*, 135: 1109-1118, 2004.
- 83) Krejci I, Lutz F. Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *J Dent*, 19: 24-32, 1991.
- 84) Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. *J Dent*, 22: 195-207, 1994.
- 85) Larsen IB, Westergaard J, Stoltze K, Larsen AI, Gyntelberg F, Holmstrup P. A clinical index for evaluating and monitoring dental erosion. *Community Dent Oral Epidemiol*, 28: 211-217, 2000.
- 86) Lussi A, Kohler N, Zero D, Schaffner Mi Megert B. A comparison of the erosive potential of different beverages in primary and permanent teeth using in vitro model. *Eur J Oral Sci*, 108: 104-109, 2000.
- 87) Khan F, Young WG, Shahabi S, Daley TJ. Dental cervical lesions associated with occlusal erosion and attrition. *Au Dent J*, 44: 176-186, 1999.
- 88) He LH, Xu Y, Purton DG. In vitro demineralisation of the cervical region of human teeth. *Archives of Oral Biology*, 56: 512-519, 2011.
- 89) Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. *J Dent*, 36: 759-766, 2008.
- 90) Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. *Aust Dent J*, 54: 2-8, 2009.
- 91) Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Konuma M. Biomechanics of cervical structure lesions and their restoration. *Quint Int*, 31: 267-274, 2000.

- 92) Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel K. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent*, 29: 123-130, 2001.
- 93) Palamara JEA, Palamara D, Messer HH, Tyas MJ. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. *J Dent*, 34: 185-194, 2006.
- 94) Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth – a finite element investigation. *J Prosthet Dent*, 66: 451-459, 1991.
- 95) Ermiş RB. 5. sınıf restorasyonların retansiyonunu etkileyen faktörler. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 20(1): 53-59, 2003.
- 96) Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*, 21: 864-881, 2005.
- 97) Heintze SD, Ruffieux C, Rousson V. Clinical performance of cervical restorations – A meta-analysis. *Dent Mater*, 26: 993-1000, 2010.
- 98) Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida J, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28: 215-235, 2003.
- 99) Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of Dental Hard Tissues*. Quintessence Books, Tokyo, 1998.
- 100) Roulet JF, Degrande M. *Adhesion, The Silent Revolution in Dentistry*. Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, 2000.
- 101) Degrande M, Roulet JF. *Minimally Invasive Restorations with Bonding*. Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, 1997.
- 102) Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent*, 5: 111-124, 1992.

- 103) Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34: 849-853, 1955.
- 104) Douglas WH. Clinical status of dentin bonding agents. *J Dent*, 17: 209-15, 1989.
- 105) Burke FJT, Qualtrough AJE, Hale RW. Dentin bonded all ceramic crowns: Current Status. *JADA*, 129: 455-60, 1998.
- 106) Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent*, 5: 81-94, 1992.
- 107) Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and State of the art. *Quintessence Int*, 26: 95-110, 1995.
- 108) Burrow MF, Tagami J, Negishi T, Nikaido T, Hosoda H. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *J Dent Res*, 73: 522-28, 1994.
- 109) De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84(2): 118-132, 2005.
- 110) Nordenvall KJ, Brannstrom M, Malgren O. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth. *Am J Orthod*, 78: 99-108, 1980.
- 111) Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*, 71: 1530-1540, 1992.
- 112) De Moor RJG, Delmé KIM. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to Erbium-lased tooth structure: Part 2. Present-day adhesion to Erbium-lased tooth structure in permanent teeth. *J Adhes Dent*, 12: 91-102, 2010.
- 113) Kayano T, Ochiai S, Kiyono K, Yamamoto H, Nakajima S, Michizuki T. Effect of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. *J Clin Laser Med Surg*, 9: 147-150, 1991.

- 114) Li Z, Code JE, Van De Merwe WP. Er:YAG laser ablation of enamel and dentine of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med*, 12: 625-630, 1992.
- 115) Bakry AS, Sadr A, Takahashi H, Otsuki M, Tagami J. Analysis of Er:YAG lased dentin using attenuated total reflectance Fourier transform infrared and X-ray diffraction techniques. *Dent Mater J*, 26: 422-428, 2007.
- 116) Jepsen S, Açil Y, Peschel T, Kargas K, Eberhard J. Biochemical and morphological analysis of dentin following selective caries removal with fluorescence-controlled Er:YAG laser. *Lasers Surg Med*, 40: 350-357, 2008.
- 117) Martinez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Riviera FG, Santana-Penin UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*, 84: 280-288, 2000.
- 118) Trajtenberg CP, Pereira PNR, Powers JM. Resin bond strength and micromorphology of human teeth prepared with an Erbium:YAG laser. *Am J Dent*, 17: 331-336, 2004.
- 119) Bachmann L, Diebolder R, Hibst R, Zezell DM. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. *Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc*, 61: 2634-2639, 2005.
- 120) Camerlingo C, Leopore M, Gaeta GM, Riccio R, Riccio C, De Rosa A, De Rosa M. Er:YAG laser treatments on dentine surface: micro-Raman spectroscopy and SEM analysis. *J Dent*, 32: 399-405, 2004.
- 121) Ying D, Chuah GK, Hsu CY. Effect of Er:YAG laser and organic matrix on porosity changes in human enamel. *J Dent*, 32: 41-46, 2004.
- 122) Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er:YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res*, 81(2): 119-122, 2002.
- 123) Pashley DH. Smear layer: overview of structure and function. *Proc Finn Dent Assoc*, 88: 215-224, 1992.

- 124) Chimello-Sousa DT, de Souza AE, Chinelatti MA, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Influence of Er:YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. *J Dent*, 34: 245-251, 2006.
- 125) Delfino CS, Douza-Zaroni WC, Corona SA, Palma-Dibb RG. Microtensile bond strength of composite resin to human enamel prepared using Erbium:Yttrium Aluminium Garnet Laser. *J Biomed Mater Res A*, 80: 475-479, 2007.
- 126) Şar Sancaklı H. Dentin bağlayıcı sistemler ve hibrid tabakanın oluşturulması. *İst Üni Diş Hek Fak Derg*, 44(2): 189-195, 2010.
- 127) Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analysed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomater*, 24: 3795-3803, 2003.
- 128) Hashimoto M, Tay FR, Ohno H, Sano H, Kaga M, Yiu C. SEM and TEM analysis of water degradation of human dentin collagen. *J Biomed Mater Res*, 66: 287-298, 2003.
- 129) VanMeerbeek B, Landuyt KV, DeMunck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Biomat L. Technique sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater*, 24: 1-13, 2005.
- 130) Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin CH, Meyer JM. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent*, 29: 55-61, 2001.
- 131) Gökalp S, Ayvaz ES. Dental adezivler. *TDBD*, 71: 10-14, 2002.
- 132) Van Meerbeek B, Landuyt KV, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Biomat L. Technique sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater*, 24: 1-13, 2005.
- 133) Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24: 456-461, 2002.

- 134) Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*, 25(5): 355-372, 2003.
- 135) Sensi LG, Lopes GC, Monteiro S Jr, Baratieri LN, Vieira LC. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Oper Dent*, 30: 63-68, 2005.
- 136) Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res*, 73: 1212-1220, 1994.
- 137) Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*, 25: 355-372, 1997.
- 138) Gökalp S. Self-etch adeziv sistemler. *TDBD*, 80: 57-59, 2004.
- 139) Leinfelder KF, Kurdziolek SM. Self-etching bonding agents. *Compend Contin Educ Dent*, 24: 447-457, 2003.
- 140) Özyurt P, Ersöz E. Tek şişe adeziv sistemlerin mineye bağlanma güçlerinin incelenmesi. *A Ü Diş Hek Fak Derg*, 26: 131-135, 1999.
- 141) Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg*, 47(1): 77-82, 2005.
- 142) Leinfeder KF. Composite resins. *Dent Clin North Am* 29: 359-71, 1985. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quint Int*, 24: 641-657, 1993.
- 143) Craig RG. Direct esthetic restorative materials. *Res Dent Mater*, 244-267, 2002.
- 144) Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar, Ankara-2000, Güneş Kitabevi LTD. Şti. Say: 1-20.
- 145) Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quint Int*, 24: 641-57, 1993.
- 146) Titley K, Caldwell R, Kulkarni G. Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. *Am J Dent*, 16: 120-124, 2003.

- 147) Quilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand*, 51: 263-269, 1993.
- 148) Davidson CL, Abdalla Al, De Gee AJ. An investigation into the quality of dentin bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehabil*, 20: 291-300, 1993.
- 149) Gale MS, Darwell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27: 89-99, 1999.
- 150) Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res*, 80: 1605-1614, 2001.
- 151) Nikaido T, Kunzelman KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 18: 269-275, 2002.
- 152) Price RB, Derand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomater*, 24: 1013-1021, 2003.
- 153) El Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*, 8(2): 17-24, 2007.
- 154) Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water – effect of degree conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*, 42: 465-472, 1998.
- 155) Pereira SMB, Castilho AA, Salazar-Marcho SM, Oliveira KMC, Vázquez VZC, Bottino MA. Thermocycling effect on microhardness of laboratory composite resins. *Braz J Oral Sci*, 6(22): 1372-1375, 2007.
- 156) Chadwick RG, McGabe JF, Walls AGW, Storer R. The effect of storage media upon the surface micro hardness and abrasion resistance of three composites. *Dent Mater*, 6: 123-128, 1990.
- 157) Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent*, 30: 371-382, 2002.



- 158) Shih W, Lai Y, Liu J, Chia H, Lee S. Effects of saliva contamination on the shear bond strength of resin-modified glass ionomer cement to primary teeth dentin. *J Dent Sci*, 1(3): 101-106, 2006.
- 159) Rashidan N. Comparison of the shear bond strength between amalgam and bonding agent to enamel and dentin. *Res J Medicine & Med Sci*, 1(3): 117-119, 2006.
- 160) Samimi P, Filsoufi A, Fathpour K. Composite-dentin bond strength of two adhesives in different conditions. *J Dent Res*, 4(1): 36-39, 2007.
- 161) Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater*, 14: 120-128, 1998.
- 162) Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents. *Dent Mater*, 11(2): 117-125, 1995.
- 163) Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent*, 17: 61-67, 1989.
- 164) Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas M. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 14: 212-221, 1998.
- 165) Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent*, 25: 11-9, 2000.
- 166) Dietschi D, Herzfeld D. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci*, 106: 1033-42, 1998.
- 167) Pilo R, Ben-Amar A. Comparison of micro-leakage for three one-bottle and three multi-step dentin bonding agents. *J Prosthet Dent*, 82: 209-13, 1999.
- 168) Cardoso PE, Placido E, Moura SK. Micro-leakage of four simplified adhesive systems under thermal and mechanical stresses. *Am J Dent*, 15: 164-8, 2002.

- 169) Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76(6): 1298-1307, 1997.
- 170) Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 14: 394-398, 1998.
- 171) Sano H, Shono T, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10(4): 236-240, 1994.
- 172) Armstrong A, Geraldeli A, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of ‘micro’ bond strength test methods. *Dent Mater*, 26: e50-e62, 2010.
- 173) Aoki A, Ishikawa I, Yamada T. Comparison between Er:YAG and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res*, 77: 1404-1414, 1998.
- 174) Niu W, Eto JN, Kimura Y, Takedo FH, Matsumoto K. A study of microleakage after resin filling of class V cavities prepared by Er:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg*, 16: 227-231, 1998.
- 175) Armengol V, Jean A, Rohanizade R, Hamel H. Scanning electron microscope analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: in vitro study. *J Endod*, 25: 543-546, 1999.
- 176) Shigetani Y, Tatte Y, Okamoto A, Iwaku M, Abu-Bakr N. A study of cavity preparation by Er:YAG laser – effects on the marginal leakage of composite resin restoration. *Dent Mater*, 21: 238-249, 2002.
- 177) Delmé KIM, De Moor RJG. A scanning electron microscopic comparison of different caries removal techniques for root caries treatment. *J Oral Laser Applic*, 4: 235-242, 2003.
- 178) Schopp U, Goharkhay K, Klimscha J, Zagler M, Wernish J, Georgopoulos A, Sperr W, Moritz A. The use of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser in endodontic treatment: the results of an in vitro study. *JADA*, 138: 949-955, 2007.

- 179) Hossain M, Yamada Y, Nakamura Y, Murakami Y, Tamaki Y, Matsumoto K. A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities. *Lasers Med Sci*, 18: 25-31, 2003.
- 180) Ariyaratnam MT, Wilson MA, Blinkhorn AS. An analysis of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd:YAG laser. *Dent Mater*, 15: 223-228, 1999.
- 181) Finger WJ, Manabe A, Alker B. Dentin surface roughness *vs.* bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater*, 5: 319-323, 1989.
- 182) Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, Carvalho RCS, Van Meerbeek B. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater*, 24: 492-501, 2008.
- 183) Osman FS, Zaazou MH, Mira AI. Ultra structure and resin bond strength of Er:YAG lased dentine. *J Appl Sci Res*, 4(12): 2036-2045, 2008.
- 184) Clearfil SE Bond. Product Brochure, Kuraray Dental, USA.
- 185) Filtek Z250. Technical Product Profile. 3M ESPE, St. Paul, MN.
- 186) Ferracane JL. Resin composite – State of art. *Dent Mater*, 27: 29-38, 2011.
- 187) Kiremitçi A, Altıncı P. Self-etch adeziv sistemlerde güncel gelişmeler. Bölüm II: Klinik uygulamalarda başarı. *Hacettepe Diş Hek Fak Der*, 32(4): 49-64, 2008.
- 188) Reis A, Loguercio AD, Azevedo CL, Carvalho RM, da Julio Singer M, Grande RH. Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases. *J Adhes Dent*, 5: 183-192, 2003.
- 189) Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande DH. Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater*, 20: 669-76, 2004.

- 190) Pereira PN, Okuda M, Sanı H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater*, 15: 46-53, 1999.
- 191) Armstrong SR, Vargas MA, Chung I, Pashley DH, Campbell JA, Laffoon JE, Qian F. Resin-dentin interfacial and microtensile bond strength after five-year water storage. *Oper Dent*, 29: 705-712, 2004.
- 192) Carrilho MRO, Geraldeli S, Tay FR, de Goes MF, Carvalho RM, Tjäderhane L, Reis AF, Hebling J, Mazzoni A, Breschi L, Pashley DH. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res*, 86: 529-533, 2007.
- 193) Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*, 27: 1-16, 2011.
- 194) Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a two-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater*, 26: 1176-1184, 2010.
- 195) Akimoto N, Takamizu M, Momoi Y. 10-year clinical evaluation of a self-etching adhesive system. *Oper Dent*, 32: 3-20, 2007.
- 196) Van Dijken JW, Sunnegardh-Gronberg K, Lindberg A. Clinical long-term retention of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems in non-carious cervical lesions. A 13 years evaluation. *Dent Mater*, 23: 1101-1107, 2007.
- 197) Türkün SL. Clinical evaluation of a self-etching and a one bottle adhesive system at two-years. *J Dent*, 31: 527-534, 2003.
- 198) Van Meerbeek B, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M. A randomized controlled clinical trial evaluating the three-year clinical effectiveness of two etch-and-rinse adhesives in cervical lesions. *Oper Dent*, 29: 39-49, 2004.
- 199) Pashley DH. In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *Am J Dent*, 4(5): 237-240, 1991.

- 200) Goodis HE, Marshall JrGW, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater*, 9: 79-84, 1993.
- 201) Dewald JP. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater*, 13(2): 74-81, 1997.
- 202) Ziskind D, Gleitman J, Rotstein I, Friedman M. Evaluation of cetylpyridinium chloride for infection control in storage solution. *J Oral Rehabil*, 30: 477-481, 2003.
- 203) Raadal M. Bond strength of composites applied to acid etched enamel. *J Dent Res*, 86: 157-162, 1978.
- 204) Brannstrom M, Coli P, Blixt M. Effect of tooth storage and cavity cleansing on cervical gap formation in Class II glass ionomer/composite restorations. *Dent Mater*, 8: 327-331, 1992.
- 205) Boyd A. Enamel structure and cavity margins. *Oper Dent*, 1: 13-28, 1976.
- 206) Causton BE, Johnson NW. Changes in the dentine of human teeth following extraction and their implication for in-vitro studies of adhesion to tooth substance. *Arch Oral Biol*, 24(3): 229-232, 1979.
- 207) Aquilino SA, Williams VD, Svare CW. The effect of storage solutions and mounting media on the bond strengths of a dentinal adhesive to dentin. *Dent Mater*, 3: 131-135, 1987.
- 208) Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR. The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *Am J Dent*, 2(5): 269-273, 1989.
- 209) Tosun G, Şener Y, Şengün A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonların etkisi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*, 29(3): 2-6, 2005.
- 210) Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator. *Quint Int*, 35(10): 845-852, 2004.

- 211) Perdigao J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am*, 46(2): 277-301, 2002.
- 212) Mason PN, Ferrari M, Cagidiaco MC, Davidson CL. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *J Dent*, 24(3): 217-222, 1996.
- 213) Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*, 4(5): 231-236, 1991.
- 214) Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res*, 62(10): 1076-1081, 1983.
- 215) Wilder AD Jr, Swift EJ Jr, Waddell SL. Bond strengths of conventional and simplified bonding systems. *Am J Dent*, 11(3): 114-117, 1998.
- 216) Ulrich S, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue – A review. *J Adhes Dent*, 12: 343-371, 2010.
- 217) ISO technical report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure. 1: 15, 1994.
- 218) Türkün LŞ, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 21: 143-151, 2004.
- 219) Quo BC, Drummond JL, Koerber A, Fadavi S, Punwani I. Glass ionomer microleakage from preparations by an Er/YAG laser or a high-speed handpiece. *J Dent*, 30(4): 141-146, 2002.
- 220) Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*, 23(1): 71-80, 2007.
- 221) Yuan Y, Shimada Y, Ichinose S, Tagami J. Effect of dentin depth on hybridization quality using different bonding tactics in vivo. *J Dent*, 35(8): 664-672, 2007.
- 222) Lopes GC, Perdigão J, Lopes Mde F, Vieira LC, Baratieri LN, Monteiro S Jr. Dentin bond strengths of simplified adhesives: effect of

dentin depth. *Compend Contin Educ Dent*, 27(6). 340-345, quiz 346, 2006.

223) Oliviera DC, Manhaes LA, Marques MM, Matos AB. Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepared with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study. *Photomed Laser Surg*, 23(2): 219-224, 2005.

224) Araujo RM, Eduardo CP, Duarte Jr SL, Araujo MA, Loffredo LC. Microleakage and nanoleakage: influence of laser in cavity preparation and dentin pretreatment. *J Clin Laser Med Surg*, 19(6): 325-332, 2001.

225) Ülker M, Belli S. Self-etch adezivlerle oluşturulmuş rezin-dentin ara yüzeylerine yapay yaşlandırmanın etkisi (sem çalışması). *SÜ Dişhek Fak Derg*, 18: 128-135, 2009.

226) Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 22: 163-168, 2005.

227) Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*, 79: 1385-1391, 2000.

228) Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res*, 78(2): 699-705, 1999.

229) Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent*, 16(5): 329-334, 2003.

230) Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro. *Dent Mater*, 17(4): 316-321, 2001.

231) Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*, 1(4): 299-309, 1999.

232) Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Influence of substrate, shape and thickness on microtensile specimens'

structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater*, 20(7): 643-654, 2004.

233) Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*, 14(3): 212-221, 2002.

234) International Organization For Standardization. ISO TR 11405. Dental Materials-Guidance on Testing on Adhesion of Tooth Structure.

235) Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley HD. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater*, 18(5): 359-369, 2002.

236) Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL. Influence of cross head speed on resin dentin shear bond strength. *Dent Mater*, 17: 165-169, 2001.

237) Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater*, 16(1): 1-6, 2000.

238) Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. 'No-bottle' vs 'multi-bottle' dentin adhesives – a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater*, 17(5): 373-380, 2001.

239) da Silva Telles PD, Aparecida M, Machado M, Nor JE. SEM study of a self-etching primer adhesive system used for dentin bonding in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent*, 23(4): 315-320, 2001.

240) VSP-Variable Square Technology is a proprietary technology of Fotona d.d.

241) Apel C, Franzen R, Meister J, Sarrafzadegan H, Thelen S, Gutknecht N. Influence of the pulse duration of an Er:YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel. *Lasers Med Sci*, 17(4): 253-257, 2002.

242) Grad L, Možina J. Laser pulse shape influence on optically induced dynamic processes. *Appl Surf Sci*, 127-129: 999-1004, 1998.



- 243) Yamauti M, Senawongse P, Hamakawa T, Otsuki M, Tagami J, Sato S, Sato Y, Eguchi T. Effect of pulse duration of Er:YAG laser on the dentin surface morphology. *Int Congress Series*, 1248: 139-142, 2003.
- 244) Majaron B, Lukac M, Skaleric N. Heat diffusion and debris screening in Er:YAG laser ablation of hard biological tissues. *Appl Phys*, B66: 479-487, 1998.
- 245) Walls AWG, Lee J, McCabe JF. Restorative dentistry: The bonding of composite resin to moist enamel. *Br Dent J*, 191: 148-150, 2001.
- 246) Daskalova A, Bashir S, Husinsky W. Morphology of ablation craters generated by ultra-short laser pulses in dentin surfaces: AFM and ESEM evaluation. *Appl Surf Sci*, 257: 1119-1124, 2010.
- 247) Niemz MH. Investigation and spectral analysis of the plasma-induced ablation mechanism of dental hydroxyapatite. *Appl Phys*, B(58): 273-281, 1994.
- 248) Curti M, Rocca JP, Bertrand MF, Nammour S. Morpho-structural aspects of Er:YAG-prepared class V cavities. *J Clin Laser Med Surg*, 22: 119-123, 2004.
- 249) Whitters CJ, Strang R. Preliminary investigation of a novel carbon dioxide laser for application in dentistry. *Laser Surg Med*, 26: 262-269, 2000.
- 250) Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc*, 128: 1080-1087, 1997.
- 251) Nishimoto Y, Otsuki M, Yamauti M, Eguchi T, Sato Y, Foxton RM, Tagami J. Effect of Pulse Duration of Er:YAG Laser on Dentin Ablation. *Dent Mater J*, 27(3): 433-439, 2008.
- 252) Dostalova T, Jelinkova H, Kucerova H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Prochazka S. Noncontact Er:YAG laser ablation: Clinical evaluation. *J Clin Laser Med Surg*, 16: 273-282, 1998.
- 253) Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, Raab WHM. Erbium: YAG laser application in caries therapy.

Evaluation of patient perception and acceptance. J Dent, 26: 649-656, 1998.

254) Shigetani Y, Okamoto A, Abu-Bakr N, Iwaku M. A study of cavity preparation by Er:YAG laser – Observation of hard tooth structures by laser scanning microscope and examination of the time necessary to remove caries. Dent Mater J, 21: 20-31, 2002.

255) Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida S, Perdigao J. Bonding to enamel and dentin. In: Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwarz RS (eds). Fundamentals of Operative Dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc, pp 183-260, 2006.

256) Briso ALF, Mestreneur SR, Delicio G, Sundfeld RH, Bedran-Russo AK, de Alexandre RS, Ambrosano GMB. Clinical Assessment of Postoperative Sensitivity in Posterior Composite Restorations. Oper Dent, 32(5): 421-426, 2007.

257) Toledano M, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Osorio E. Differential effect of *in vitro* degradation on resin-dentin bonds produced by self-etch versus total-etch adhesives. J Bio Mat Res, part A, 77(1): 128-135, 2006.

258) Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. J Am Dent Assoc, 133(10): 1387-1398, 2002.

259) Gordan VV, Mjör IA. Short- and long-term clinical evaluation of post-operative sensitivity of a new resin-based restorative material and self-etching primer. Oper Dent, 27(6): 543-548, 2002.

260) Christensen GJ. Preventing postoperative tooth sensitivity in Class I, II and V restorations. J Am Dent Assoc, 133(2): 229-231, 2002

261) Ariyaratnam MT, Wilson MA, Mackie IC, Blinkhorn S. A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid. Dent Mater, 13: 51-55, 1997.

262) Eversole LR, Riziou IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. J Calif Dent Assoc, 23: 41-47, 1995.

- 263) Rechmann P, Goldin D, Henning T. Er:YAG lasers in dentistry: an overview. *SPIE*, 3248: 1-13, 1998.
- 264) Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nanoka T, Pécora JD, Palma RG. Effect of Er:YAG Laser on Bond Strength to Dentin of a Self-Etching Primer and Two Single-Bottle Adhesive Systems. *Las Surg Med*, 31: 164-170, 2002.
- 265) Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov D. Variation in the pattern of acid etching on human dental enamel examined by scanning electron microscope. *Caries Res*, 9: 373-387, 1975.
- 266) Sakaki T, Fukushima T, Kawai S, Matsumoto M. Effects of physical properties of direct bonding adhesives on bonding to etched enamel. *J Prosthet Dent*, 71: 552-559, 1994.
- 267) Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*, 71: 552-559, 1992.
- 268) Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russel CM, Pashley DH. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res*, 74: 1679-1688, 1995.
- 269) Perdigao J, Swift EI Jr, Denehy GE, Wefel JS, Donly KI. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res*, 73: 44-55, 1994.
- 270) Eick JD, Wilkom RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res*, 49: 1359-1368, 1970.
- 271) Pashley DH. Physiological considerations. *Oper Dent Supply*, 3: 13-19, 1984. Brännström M. Pathological and treatment considerations. *Oper Dent Suppl*, 3: 35-42, 1984.
- 272) Blömlöf J, Blömlöf L, Lindskog S. Smear formed by different root planning modalities and its removal by EDTA gel preparation. *Int J Perio Res Dent*, 17: 3-9, 1977.

- 273) Tool L, Pashley DH, Boyd L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dent Mater*, 4: 208–216, 1988.
- 274) Nakabayashi N, Kojima K, Mashuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater*, 16: 265–273, 1982.
- 275) Eick JD, Robinson SJ, Byerley TJ, Chappelow CC. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quint Int*, 24: 632–640, 1993.
- 276) Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Bream M, Lambrechts P, Vanharle, G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin–dentin interdiffusion zone. *J Dent Res*, 72; 492–501, 1993.
- 277) Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Nonpressure adhesion of a new adhesive restorative system. *J Dent Res*, 58: 1364–1370, 1979.
- 278) Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth permeability and bond strength of adhesive agents. *Dent Mater*, 6: 45–50, 1990.
- 279) Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to intact dentin. *J Dent Res*, 75: 1706–15, 1996.
- 280) Nakabayashi N. Adhesive bonding with 4-META. *Oper Dent*, 5(Suppl): 125–130, 1992.
- 281) Jassem HA, Retief DH, Jamison HC. Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. *Am J Orthod*, 79: 661–668, 1981.
- 282) Hibst R, Keller U. The mechanism of Er:YAG laser induced ablation of dental hard substances. *SPIE*, 1880: 156–162, 1993.
- 283) Burkes EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent*, 67: 847–851, 1992.

- 284) Visuri SR, Walsh Jt Jr, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg Med*, 18: 294-300, 1996.
- 285) Keller U, Hibst R. Ultrastructural changes of enamel and dentin following Er-YAG laser radiation on teeth. *Proc SPIE*, 1200: 408-415, 1990.
- 286) Sonntag KD, Klitzman B, Burkes EJ, Hoke J, Moshonov J. Pulpal response to cavity preparation with the Er:YAG and Mark III free electron lasers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 81: 695-702, 1996.
- 287) Li ZZ, Code JE, Van de Merwe WP. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med*, 12: 625-630, 1992.
- 288) Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Carvalho RM, Russell CM. bond strength versus dentin structures: a modeling approach. *Arch Oral Biol*, 40: 1109-1118, 1995.
- 289) De Moor RJG, Delmé KIM. Erbium Lasers and Adhesion to Tooth Structure. *J Oral Las App*, 6: 7-21, 2006.
- 290) Kataumi M, Nakajima M, Tamada T, Tagami J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dent Mater*, 17: 125-138, 1998.
- 291) De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Microtensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci*, 110: 322-329, 2002.
- 292) Kameyama A, Kawada E, Takizawa M, Oda Y, Hirai Y. Influence of different acid conditioners on the tensile bond strength of 4-META/MMA-TBB Resin to Er:YAG laser-irradiated bovine dentin. *J Adhes Dent*, 2: 297-304, 2000.
- 293) Kameyama A, Oda Y, Hirai Y, Kawada E, Takizawa M. Resin bonding to Er:YAG laser-irradiated dentin: combined effects of pre-treatments with citric acid and gluteraldehyde. *Eur J Oral Sci*, 109: 354-360, 2001.

- 294) Fowler BO, Kuroda S. Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif Tissue Int*, 38: 197-208, 1986.
- 295) Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res*, 24: 86-92, 1990.
- 296) Rohanizadeh R, Legeros RZ, Fan D, Jean A, Dacalsi G. Ultrastructural properties of laser irradiated and heat-treated dentine. *J Dent Res*, 78: 1829-1835, 1999.
- 297) Carvalho RCR, Freitas PM, Otsuki M, Eduardo C, Tagami J. Influence of Er:YAG laser beam angle, working distance, and energy density on dentin morphology: an SEM investigation. *J Oral Laser Applic*, 5: 237-243, 2005.
- 298) Glachetti L, Scaminaci Russo D, Scarpelli F, Vitale M. SEM analysis of dentin treated with Er:YAG laser: a pilot study of the consequences resulting from laser use in adhesion mechanisms. *J Clin Laser Med Surg*, 22: 35-41, 2004.
- 299) Fujitani M, Harima T, Shintani H. Does Er:YAG or CO<sub>2</sub> laser ablation of dentin affect the adhesive properties of resin bonding systems? *International Congress Series*, 1248: 161-166, 2003.
- 300) Li ZZ, Reinisch L, Van de Merwe WP. Bone ablation with Er:YAG and CO<sub>2</sub> laser: Study of thermal and acoustic effects. *Laser Surg Med*, 12: 79-85, 1992.
- 301) Nuss RC, Fabian RL, Sarkar R, Puliafito CA. Infrared laser bone ablation. *Laser Surg Med*, 8: 381-391, 1988.

## 8. EKLER

Pürüzlülük (Ra) - Grup 1A (200 mJ, 20 Hz, 100

DİŞ	LAZER ÖNCESİ	LAZER SONRASI
1	0,082	2,561
	0,037	2,361
	0,045	2,397
	0,038	2,47
	0,06	2,423
2	0,099	2,537
	0,115	2,532
	0,197	2,574
	0,135	2,577
	0,169	2,639
3	0,123	2,397
	0,106	2,436
	0,131	2,365
	0,122	2,397
	0,126	2,374
4	0,179	2,648
	0,175	2,593
	0,171	2,624
	0,161	2,613
	0,169	2,622
5	0,079	2,507
	0,092	2,503
	0,065	2,525
	0,079	2,523
	0,087	2,5
6	0,131	2,32
	0,128	2,336
	0,127	2,293
	0,144	2,313
	1,127	2,336
7	0,133	2,495
	0,141	2,482
	0,127	2,486
	0,143	2,511
	0,149	2,506
8	0,072	2,368
	0,085	2,336
	0,084	2,33
	0,078	2,347
	0,086	2,357
9	0,134	2,467
	0,147	2,479
	0,15	2,453
	0,151	2,464
	0,13	2,47
10	0,1	2,307
	0,108	2,334
	0,111	2,282
	0,098	2,271
	0,111	2,426

Pürüzlülük (Ra) - Grup 1B (200 mJ, 20 Hz, 300 pulse)

<b>DİŞ</b>	<b>LAZER ÖNCESİ</b>	<b>LAZER SONRASI</b>
<b>1</b>	0,158	2,448
	0,154	2,468
	0,148	2,433
	0,147	2,473
	0,15	2,46
<b>2</b>	0,16	2,408
	0,152	2,416
	0,153	2,404
	0,158	2,411
	0,146	2,402
<b>3</b>	0,05	2,211
	0,059	2,226
	0,047	2,231
	0,05	2,214
	0,052	2,209
<b>4</b>	0,027	2,574
	0,029	2,515
	0,031	2,602
	0,028	2,638
	0,027	2,64
<b>5</b>	0,096	2,486
	0,094	2,488
	0,084	2,558
	0,076	2,545
	0,079	2,491
<b>6</b>	0,072	2,479
	0,076	2,519
	0,071	2,578
	0,076	2,542
	0,079	2,484
<b>7</b>	0,098	2,437
	0,089	2,397
	0,096	2,391
	0,107	2,414
	0,1	2,372
<b>8</b>	0,244	2,494
	0,241	2,493
	0,222	2,511
	0,234	2,566
	0,238	2,565
<b>9</b>	0,126	2,385
	0,129	2,394
	0,107	2,343
	0,11	2,336
	0,119	2,341
<b>10</b>	0,121	2,321
	0,129	2,31
	0,125	2,282
	0,135	2,309
	0,121	2,282



Pürüzlülük (Ra) - Grup 2A (250 mJ, 15 Hz, 100

<b>DİŞ</b>	<b>LAZER ÖNCESİ</b>	<b>LAZER SONRASI</b>
<b>1</b>	0,129	1,851
	0,122	1,852
	0,135	1,856
	0,14	1,853
	0,139	1,857
<b>2</b>	0,028	1,815
	0,029	1,855
	0,032	1,793
	0,028	1,804
	0,028	1,853
<b>3</b>	0,054	1,844
	0,062	1,841
	0,061	1,82
	0,053	1,815
	0,054	1,837
<b>4</b>	0,07	1,702
	0,077	1,694
	0,083	1,686
	0,086	1,66
	0,084	1,643
<b>5</b>	0,08	1,99
	0,079	2,01
	0,081	1,972
	0,084	1,97
	0,077	1,991
<b>6</b>	0,152	1,864
	0,154	1,857
	0,147	1,856
	0,142	1,864
	0,138	1,862
<b>7</b>	0,171	2,181
	0,176	2,179
	0,175	2,222
	0,173	2,16
	0,178	2,161
<b>8</b>	0,086	1,869
	0,078	1,864
	0,081	1,857
	0,079	1,85
	0,084	1,859
<b>9</b>	0,139	1,901
	0,133	1,909
	0,127	1,903
	0,135	1,919
	0,123	1,815
<b>10</b>	0,166	1,77
	0,155	1,802
	0,156	1,775
	0,161	1,776
	0,159	1,794

Pürüzlülük (Ra) - Grup 2B (250 mJ, 15 Hz, 300

<b>DİŞ</b>	<b>LAZER ÖNCESİ</b>	<b>LAZER SONRASI</b>
<b>1</b>	0,145	1,792
	0,144	1,763
	0,142	1,749
	0,149	1,729
	0,143	1,77
<b>2</b>	0,14	1,397
	0,133	1,326
	0,131	1,382
	0,113	1,342
	0,133	1,362
<b>3</b>	0,08	1,737
	0,085	1,738
	0,079	1,768
	0,087	1,742
	0,067	1,756
<b>4</b>	0,114	1,207
	0,112	1,206
	0,113	1,232
	0,122	1,224
	0,113	1,214
<b>5</b>	0,128	1,853
	0,121	1,832
	0,119	1,823
	0,122	1,85
	0,127	1,853
<b>6</b>	0,161	1,797
	0,165	1,818
	0,163	1,82
	0,165	1,808
	0,159	1,793
<b>7</b>	0,134	1,638
	0,132	1,661
	0,139	1,676
	0,135	1,662
	0,136	1,678
<b>8</b>	0,106	1,809
	0,108	1,793
	0,104	1,815
	0,105	1,8
	0,101	1,817
<b>9</b>	0,083	1,687
	0,079	1,672
	0,083	1,667
	0,078	1,661
	0,081	1,678
<b>10</b>	0,119	1,598
	0,12	1,59
	0,124	1,517
	0,121	1,661
	0,122	1,691

Pürüzlülük (Ra) - Grup 3A (200 mJ, 15 Hz, 100

<b>DİŞ</b>	<b>LAZER ÖNCESİ</b>	<b>LAZER SONRASI</b>
<b>1</b>	0,112	2,252
	0,108	2,27
	0,113	2,252
	0,109	2,269
	0,11	2,271
<b>2</b>	0,116	2,389
	0,119	2,385
	0,115	2,379
	0,115	2,374
	0,112	2,377
<b>3</b>	0,155	2,455
	0,15	2,434
	0,152	2,345
	0,148	2,411
	0,155	2,43
<b>4</b>	0,138	2,461
	0,143	2,476
	0,147	2,464
	0,142	2,462
	0,143	2,478
<b>5</b>	0,102	2,291
	0,108	2,307
	0,105	2,31
	0,106	2,292
	0,102	2,308
<b>6</b>	0,122	2,371
	0,127	2,398
	0,121	2,458
	0,128	2,49
	0,123	2,498
<b>7</b>	0,109	2,528
	0,107	2,54
	0,105	2,51
	0,108	2,515
	0,102	2,534
<b>8</b>	0,144	2,856
	0,155	2,86
	0,15	2,874
	0,144	2,866
	0,147	2,871
<b>9</b>	0,151	2,816
	0,149	2,823
	0,159	2,828
	0,154	2,816
	0,156	2,821
<b>10</b>	0,093	2,62
	0,099	2,623
	0,092	2,619
	0,092	2,601
	0,1	2,602

Pürüzlülük (Ra) - Grup 3B (200 mJ, 15 Hz, 300

<b>DİŞ</b>	<b>LAZER ÖNCESİ</b>	<b>LAZER SONRASI</b>
<b>1</b>	0,197	2,032
	0,187	2,047
	0,199	1,993
	0,196	1,937
	0,196	1,946
<b>2</b>	0,097	1,824
	0,11	1,812
	0,112	1,833
	0,09	1,834
	0,107	1,817
<b>3</b>	0,128	1,873
	0,137	1,836
	0,136	1,872
	0,127	1,879
	0,13	1,864
<b>4</b>	0,14	1,545
	0,138	1,532
	0,133	1,539
	0,14	1,544
	0,136	1,59
<b>5</b>	0,161	1,743
	0,163	1,769
	0,157	1,721
	0,168	1,75
	0,161	1,765
<b>6</b>	0,102	1,657
	0,103	1,6
	0,105	1,638
	1,103	1,606
	0,109	1,61
<b>7</b>	0,098	1,774
	0,099	1,784
	0,09	1,772
	0,092	1,783
	0,096	1,782
<b>8</b>	0,149	1,796
	0,145	1,789
	0,143	1,785
	0,144	1,771
	0,15	1,787
<b>9</b>	0,105	1,51
	0,101	1,518
	0,104	1,499
	0,106	1,509
	0,105	1,517
<b>10</b>	0,088	1,51
	0,085	1,519
	0,098	1,534
	0,081	1,552
	0,085	1,515

Pürüzlülük (Ra) - Grup 4A (150 mJ, 20 Hz, 100

DİŞ	LAZER ÖNCESİ	LAZER SONRASI
<b>1</b>	0,1	1,866
	0,098	1,901
	0,102	1,867
	0,109	1,814
	0,105	1,882
<b>2</b>	0,141	1,802
	0,147	1,782
	0,143	1,758
	0,147	1,826
	0,141	1,831
<b>3</b>	0,115	1,758
	0,114	1,768
	0,115	1,777
	0,112	1,757
	0,119	1,768
<b>4</b>	0,147	2,122
	0,145	2,116
	0,149	2,127
	0,152	2,128
	0,143	2,118
<b>5</b>	0,089	1,964
	0,086	1,965
	0,085	1,954
	0,084	1,966
	0,082	1,96
<b>6</b>	0,114	2,203
	0,116	2,124
	0,112	2,01
	0,119	1,986
	0,113	2,002
<b>7</b>	0,11	1,759
	0,108	1,791
	0,109	1,824
	0,108	1,761
	0,113	1,782
<b>8</b>	0,149	1,762
	0,147	1,782
	0,14	1,769
	0,139	1,802
	0,14	1,787
<b>9</b>	0,134	1,853
	0,143	1,837
	0,144	1,914
	0,141	1,861
	0,132	1,862
<b>10</b>	0,102	1,887
	0,103	1,872
	0,101	1,877
	0,104	1,897
	0,103	1,872

Pürüzlülük (Ra) - Grup 4B (150 mJ, 20 Hz, 300

DİŞ	LAZER ÖNCESİ	LAZER SONRASI
<b>1</b>	0,128	2,561
	0,129	2,568
	0,126	2,562
	0,13	2,556
	0,128	2,581
<b>2</b>	0,104	2,434
	0,102	2,431
	0,106	2,402
	0,105	2,406
	0,102	2,419
<b>3</b>	0,124	2,497
	0,122	2,492
	0,121	2,496
	0,117	2,503
	0,122	2,486
<b>4</b>	0,1	2,662
	0,099	2,664
	0,107	2,65
	0,106	2,654
	0,102	2,651
<b>5</b>	0,142	2,6
	0,149	2,561
	0,144	2,597
	0,142	2,586
	0,145	2,572
<b>6</b>	0,109	2,558
	0,106	2,545
	0,108	2,55
	0,105	2,565
	0,103	2,557
<b>7</b>	0,115	2,439
	0,112	2,427
	0,1	2,432
	0,109	2,423
	0,114	2,41
<b>8</b>	0,124	2,542
	0,129	2,55
	0,125	2,553
	0,133	2,546
	0,13	2,547
<b>9</b>	0,131	2,442
	0,135	2,445
	0,136	2,457
	0,135	2,475
	0,138	2,454
<b>10</b>	0,107	2,418
	0,105	2,427
	0,104	2,43
	0,106	2,409
	0,105	2,398

Pürüzlülük (Ra) - Kontrol Grubu

<b>DİŞ</b>	<b>LAZER ÖNCESİ</b>	<b>LAZER SONRASI</b>
<b>1</b>	0,118	1,027
	0,113	1,032
	0,119	1,024
	0,124	1,043
	0,118	1,021
<b>2</b>	0,133	1,169
	0,137	1,152
	0,136	1,145
	0,138	1,164
	0,132	1,155
<b>3</b>	0,107	1,165
	0,1	1,144
	0,105	1,156
	0,101	1,151
	0,108	1,159
<b>4</b>	0,115	1,151
	0,12	1,172
	0,118	1,15
	0,116	1,17
	0,117	1,163
<b>5</b>	0,114	1,178
	0,117	1,165
	0,122	1,161
	0,121	1,188
	0,118	1,174
<b>6</b>	0,101	0,961
	0,102	0,947
	0,104	0,954
	0,103	0,942
	0,109	0,951
<b>7</b>	1,125	0,814
	0,123	0,824
	0,125	0,81
	0,121	0,8
	0,126	0,822
<b>8</b>	0,101	1,041
	0,102	1,048
	0,099	1,047
	0,1	1,043
	0,103	1,047
<b>9</b>	0,118	0,884
	0,12	0,887
	0,119	0,882
	0,121	0,855
	0,122	0,871
<b>10</b>	0,116	0,841
	0,118	0,815
	0,111	0,84
	0,119	0,83
	0,112	0,821

Mikrotensil (MPa) – 1A Grubu (200 mJ, 20 Hz, 100

<b>DİŞ</b>	<b>DK</b>	<b>KDK</b>	<b>N</b>	<b>MPa</b>
<b>1</b>	1,03/0,98	2,83	21,35	21,15
<b>2</b>	1,00/0,94	2,34	28,06	29,85
<b>3</b>	1,11/1,07	2,71	31,14	26,22
<b>4</b>	0,90/1,21	2,11	23,24	21,35
<b>5</b>	0,97/1,22	2,26	33,07	27,94
<b>6</b>	1,05/1,05	2,57	25,07	22,74
<b>7</b>	1,04/1,05	2,59	27,23	24,93
<b>8</b>	1,09/0,93	2,25	31,43	31,01
<b>9</b>	1,01/1,14	2,28	23,93	20,78
<b>10</b>	0,95/1,04	2,33	22,96	23,24
<b>11</b>	1,44/1,14	2,62	46,01	28,03
<b>12</b>	1,11/1,33	2,16	35,45	24,01
<b>13</b>	1,31/1,17	2,51	43,77	28,55
<b>14</b>	1,12/1,29	2,82	50,12	34,69
<b>15</b>	1,22/1,39	2,56	57,44	33,87
<b>16</b>	1,22/1,18	2,05	30,6	21,26
<b>17</b>	0,98/0,96	2,11	26,92	28,61
<b>18</b>	1,11/0,97	2,05	37,68	34,99
<b>19</b>	1,04/1,49	2,01	40,7	26,26
<b>20</b>	1,15/0,93	2,12	30,52	26,09
<b>21</b>	1,17/1,09	2,22	34,46	27,02
<b>22</b>	1,35/1,08	2,19	48,59	33,32
<b>23</b>	1,13/1,17	2,59	36,72	27,77
<b>24</b>	1,24/1,35	2,14	53,31	31,85
<b>25</b>	1,10/1,14	2,55	29,66	23,65
<b>26</b>	1,32/1,29	2,78	49,36	28,99
<b>27</b>	1,24/1,46	2,09	32,55	17,98
<b>28</b>	1,01/1,36	2	42,86	31,2
<b>29</b>	0,99/0,90	2,4	27,73	31,12
<b>30</b>	1,15/1,37	2,45	49,41	31,36
<b>31</b>	1,20/1,37	2,42	46,83	28,49
<b>32</b>	1,14/1,22	2,32	39,2	28,18
<b>33</b>	1,42/1,15	2,43	50,78	31,1
<b>34</b>	1,41/1,22	2,53	44,48	25,86
<b>35</b>	1,15/1,14	2,63	35,01	26,7
<b>36</b>	1,15/0,98	2,47	34,13	30,28
<b>37</b>	1,15/1,41	2,87	47,32	29,18



Mikrotensil (MPa) – 1B Grubu (200 mJ, 20 Hz, 300

<b>DİŞ</b>	<b>DK</b>	<b>KDK</b>	<b>N</b>	<b>MPa</b>
<b>1</b>	1,17/1,64	2,18	65,67	34,32
<b>2</b>	1,44/1,48	2,23	62,45	29,3
<b>3</b>	1,13/1,46	2,83	51,72	31,35
<b>4</b>	0,88/1,16	2,67	41,35	40,51
<b>5</b>	0,94/1,41	2,03	50,08	37,79
<b>6</b>	1,09/1,42	2,91	49,14	31,75
<b>7</b>	1,12/1,12	2,3	53,82	42,9
<b>8</b>	0,86/1,03	2,7	48,72	55
<b>9</b>	1,12/1,42	2,28	36,2	22,76
<b>10</b>	0,83/1,01	2,35	26,16	31,2
<b>11</b>	1,08/1,15	2,88	49,71	40,02
<b>12</b>	1,02/1,07	2,76	54,64	50,06
<b>13</b>	1,00/1,12	2,01	48,92	43,68
<b>14</b>	1,10/1,53	2,29	63,37	37,65
<b>15</b>	1,24/1,47	2,43	43,87	24,07
<b>16</b>	1,06/1,24	2,85	32,02	24,36
<b>17</b>	0,99/1,15	2,64	40,93	35,95
<b>18</b>	1,11/1,21	2,73	64,85	48,28
<b>19</b>	1,14/1,16	2,78	56,06	42,39
<b>20</b>	1,09/1,37	2,58	75,64	50,65
<b>21</b>	1,05/1,06	2,41	48,99	44,01
<b>22</b>	1,32/1,51	2,7	95,06	47,69
<b>23</b>	1,07/1,32	2,36	48,52	34,36
<b>24</b>	1,18/1,21	2,62	41,56	29,11
<b>25</b>	1,27/1,27	2,43	47,25	29,29
<b>26</b>	1,26/1,22	2,76	40,33	26,23
<b>27</b>	0,96/1,05	2,3	27,93	27,73
<b>28</b>	1,23/1,45	2,27	54,55	30,59
<b>29</b>	1,27/1,50	2,28	55,03	28,89
<b>30</b>	1,27/1,39	2,14	43,03	24,37
<b>31</b>	0,87/1,18	2,41	59,65	58,1
<b>32</b>	1,01/1,15	2,3	63,71	54,85
<b>33</b>	0,96/1,20	2,47	61,77	53,62
<b>34</b>	1,16/1,40	2,25	58,33	35,92
<b>35</b>	1,16/1,21	2,88	59,61	42,47
<b>36</b>	0,99/1,36	2,5	36,38	27,02
<b>37</b>	1,39/1,46	2,58	84,46	41,62

Mikrotensil (MPa) – 2A Grubu (250 mJ, 15 Hz, 100

<b>DİŞ</b>	<b>DK</b>	<b>KDK</b>	<b>N</b>	<b>MPa</b>
<b>1</b>	1,15/1,16	2,74	34,46	25,83
<b>2</b>	0,96/1,20	2,66	33,76	29,3
<b>3</b>	0,93/1,15	2,65	39,55	36,98
<b>4</b>	0,98/1,14	2,64	22,96	20,56
<b>5</b>	0,94/1,20	2,58	21,68	19,22
<b>6</b>	0,92/0,95	2,17	19,56	22,38
<b>7</b>	0,94/1,15	2,56	26,29	19,71
<b>8</b>	1,10/1,21	2,53	25,59	19,22
<b>9</b>	1,07/1,19	2,56	54,02	42,43
<b>10</b>	1,05/1,19	2,68	43,89	35,13
<b>11</b>	1,07/1,14	2,8	47,21	38,7
<b>12</b>	1,02/1,05	2,78	53,27	49,74
<b>13</b>	0,79/1,37	2,65	34,27	31,66
<b>14</b>	0,97/1,68	2,84	33,98	20,85
<b>15</b>	0,89/0,94	2,86	28,65	34,25
<b>16</b>	1,11/1,41	2,52	85,56	54,67
<b>17</b>	0,95/0,97	2,76	51,16	55,51
<b>18</b>	0,99/1,47	2,87	47,07	32,34
<b>19</b>	1,10/1,15	2,2	67,37	53,26
<b>20</b>	0,91/1,23	2,76	34,71	31,01
<b>21</b>	0,93/1,12	2,78	50,35	48,34
<b>22</b>	0,98/0,92	2,6	36,05	39,99
<b>23</b>	1,00/1,56	2,57	32,45	20,8
<b>24</b>	0,92/1,30	2,5	36,8	30,77
<b>25</b>	1,03/1,06	2,66	33,86	31,01
<b>26</b>	1,12/1,31	2,71	48,92	33,34
<b>27</b>	0,82/1,24	2,67	34,83	34,25
<b>28</b>	0,83/1,22	2,37	42,99	42,46
<b>29</b>	1,04/1,27	2,67	34,8	26,25
<b>30</b>	1,17/0,89	2,41	30,04	28,85
<b>31</b>	1,04/0,90	2,19	31,92	34,1
<b>32</b>	1,02/1,19	2,42	32,91	35,16
<b>33</b>	0,99/1,39	2,54	45,41	33
<b>34</b>	1,09/1,23	2,83	29,62	22,09
<b>35</b>	1,08/1,21	2,86	35,45	27,13
<b>36</b>	1,05/1,13	2,27	32,9	27,73
<b>37</b>	1,09/1,31	2,62	27,79	19,46

Mikrotensil (MPa) – 2B Grubu (250 mJ, 15 Hz, 300

<b>DİŞ</b>	<b>DK</b>	<b>KDK</b>	<b>N</b>	<b>MPa</b>
<b>1</b>	1,13/1,46	2,63	38,47	23,32
<b>2</b>	1,00/1,04	2,7	37,43	35,99
<b>3</b>	0,97/0,82	2,49	23,48	29,52
<b>4</b>	1,02/1,07	2,43	31,4	28,77
<b>5</b>	0,89/0,96	2,41	25,13	37,15
<b>6</b>	1,01/0,90	2,58	42,62	46,88
<b>7</b>	1,04/1,08	2,6	50,31	44,79
<b>8</b>	1,03/1,09	2,69	25,98	23,14
<b>9</b>	1,09/1,37	2,89	66,35	44,43
<b>10</b>	1,05/1,34	2,74	52,71	37,46
<b>11</b>	0,91/1,14	2,44	28,67	31,05
<b>12</b>	1,00/1,23	2,65	31,59	25,68
<b>13</b>	1,19/1,38	2,45	29,21	23,75
<b>14</b>	0,92/1,20	2,42	32,27	32,8
<b>15</b>	1,14/0,97	2,37	32,03	36,49
<b>16</b>	1,03/1,38	2,61	34,94	24,58
<b>17</b>	1,02/1,12	2,54	48,15	42,15
<b>18</b>	1,04/1,22	2,58	56,43	44,47
<b>19</b>	1,01/1,17	2,7	41,84	35,4
<b>20</b>	0,99/1,26	2,79	42,82	34,33
<b>21</b>	1,00/1,16	2,76	42,54	36,67
<b>22</b>	1,17/1,39	2,81	46,31	28,47
<b>23</b>	1,24/1,40	2,63	56,23	32,39
<b>24</b>	1,23/1,24	2,57	60,08	39,39
<b>25</b>	0,90/1,37	2,39	29,78	27,18
<b>26</b>	1,08/1,35	2,63	34,27	23,5
<b>27</b>	1,09/0,91	2,65	32,16	32,46
<b>28</b>	1,11/1,13	2,42	57,8	46,08
<b>29</b>	1,16/1,25	2,48	38,15	26,31
<b>30</b>	0,91/1,28	2,44	31,68	30,94
<b>31</b>	1,13/1,24	2,61	60,35	43,07
<b>32</b>	1,02/1,35	2,56	36,49	25,55
<b>33</b>	1,08/1,27	2,63	62,46	45,54
<b>34</b>	1,23/0,95	2,51	43,2	41,32
<b>35</b>	1,08/1,14	2,59	42,46	34,49
<b>36</b>	1,15/1,36	2,48	62,99	40,28
<b>37</b>	1,14/1,17	2,5	33,87	25,39

Mikrotensil (MPa) – 3A Grubu (200 mJ, 15 Hz, 100

<b>DİŞ</b>	<b>DK</b>	<b>KDK</b>	<b>N</b>	<b>MPa</b>
<b>1</b>	1,12/0,91	2,64	45,05	44,21
<b>2</b>	1,08/1,30	2,71	57,46	40,92
<b>3</b>	1,01/1,18	2,44	44,56	37,39
<b>4</b>	1,10/1,21	2,54	50,62	38,03
<b>5</b>	1,31/1,60	2,68	95,15	45,4
<b>6</b>	1,06/1,35	2,7	43,4	30,33
<b>7</b>	1,00/1,12	2,76	36,27	32,38
<b>8</b>	1,00/1,36	2,55	46,54	34,22
<b>9</b>	1,05/0,98	2,36	31,91	34,54
<b>10</b>	0,96/1,20	2,6	32,7	28,38
<b>11</b>	1,14/1,45	2,5	35,87	21,7
<b>12</b>	1,08/1,17	2,29	43,54	34,46
<b>13</b>	0,96/1,17	2,31	27,75	27,58
<b>14</b>	1,16/0,94	2,4	32,41	37,76
<b>15</b>	0,96/0,97	2,36	27,67	36,98
<b>16</b>	1,03/1,14	2,75	44,25	37,69
<b>17</b>	0,94/1,40	2,19	41,48	35,27
<b>18</b>	0,94/1,20	2,22	45,88	40,68
<b>19</b>	1,08/0,92	2,38	59,22	28,56
<b>20</b>	0,98/1,05	2,41	46,82	45,5
<b>21</b>	1,08/1,23	2,47	52,68	39,66
<b>22</b>	1,08/1,26	2,68	48,62	35,73
<b>23</b>	1,21/1,22	2,48	41,5	28,11
<b>24</b>	0,96/1,09	2,31	23,97	22,9
<b>25</b>	0,97/1,20	2,63	43,45	37,33
<b>26</b>	1,05/1,08	2,61	42,89	36,85
<b>27</b>	1,17/1,25	2,59	36,06	24,66
<b>28</b>	0,92/1,16	2,53	44,15	41,37
<b>29</b>	1,04/1,43	2,62	61,45	41,32
<b>30</b>	1,03/1,18	2,42	31,29	25,74
<b>31</b>	0,98/1,16	2,46	48,51	42,67
<b>32</b>	0,98/1,97	2,57	22,49	26,38
<b>33</b>	1,29/1,44	2,48	51,66	27,81
<b>34</b>	1,21/1,43	2,34	59,74	34,52
<b>35</b>	0,99/1,27	2,35	30,84	24,53
<b>36</b>	1,04/1,23	2,35	26,09	20,39
<b>37</b>	1,00/1,41	2,34	48,44	32,08

Mikrotensil (MPa) – 3B Grubu (200 mJ, 15 Hz, 300

<b>DİŞ</b>	<b>DK</b>	<b>KDK</b>	<b>N</b>	<b>MPa</b>
<b>1</b>	1,12/1,20	2,57	49,61	36,91
<b>2</b>	1,02/1,26	2,34	47,42	36,9
<b>3</b>	0,95/1,26	2,69	53,38	44,59
<b>4</b>	0,97/1,18	2,52	44,15	38,57
<b>5</b>	0,98/1,13	2,56	23,25	26,37
<b>6</b>	1,22/1,38	2,54	35,74	21,23
<b>7</b>	1,37/1,39	2,54	50,76	26,65
<b>8</b>	0,98/1,38	2,66	53,14	39,3
<b>9</b>	1,01/1,28	2,71	47,36	36,63
<b>10</b>	0,95/1,23	2,31	49,28	42,18
<b>11</b>	1,06/1,23	2,54	33,67	25,83
<b>12</b>	1,13/0,98	2,65	44,74	44,99
<b>13</b>	0,95/1,03	2,56	39,35	40,21
<b>14</b>	0,98/1,10	2,43	22,8	21,15
<b>15</b>	0,99/1,05	2,59	38,29	36,84
<b>16</b>	1,08/1,12	2,52	45,63	37,73
<b>17</b>	1,03/0,95	2,2	29,07	33,2
<b>18</b>	0,99/0,91	2,23	33,27	41,49
<b>19</b>	0,91/1,00	2,44	38,11	41,88
<b>20</b>	0,96/0,90	2,68	30,41	35,2
<b>21</b>	1,20/1,33	2,57	45,69	28,63
<b>22</b>	1,20/0,95	2,49	49,23	43,19
<b>23</b>	1,09/0,95	2,49	36,17	34,93
<b>24</b>	1,30/1,45	2,66	65,23	34,6
<b>25</b>	0,94/0,95	2,3	38,81	43,46
<b>26</b>	1,04/1,15	2,45	29,42	24,6
<b>27</b>	1,04/1,14	2,75	34,57	29,16
<b>28</b>	0,99/0,97	2,52	22,08	25,64
<b>29</b>	0,95/1,14	2,52	34,87	35,99
<b>30</b>	1,01/1,02	2,67	23,74	23,05
<b>31</b>	1,32/1,39	2,59	48,25	26,3
<b>32</b>	1,18/1,29	2,69	58,26	38,27
<b>33</b>	1,15/1,33	2,67	40,37	26,39
<b>34</b>	1,21/1,38	2,64	49,21	29,47
<b>35</b>	1,16/1,40	2,21	40,08	24,68
<b>36</b>	0,95/1,32	2,65	43,23	29,94
<b>37</b>	1,20/1,23	2,57	58,51	28,18

Mikrotensil (MPa) – 4A Grubu (150 mJ, 20 Hz, 100

<b>DİŞ</b>	<b>DK</b>	<b>KDK</b>	<b>N</b>	<b>MPa</b>
<b>1</b>	1,01/0,94	2,68	30,32	35,73
<b>2</b>	1,01/0,94	2,71	28,87	34,02
<b>3</b>	0,98/1,22	2,63	46,89	39,22
<b>4</b>	0,99/1,24	2,55	34,44	28,05
<b>5</b>	1,01/0,95	2,54	38,7	40,34
<b>6</b>	1,06/0,96	2,46	37,82	37,17
<b>7</b>	1,21/1,23	2,65	43,65	29,33
<b>8</b>	1,02/0,98	2,56	37,86	42,18
<b>9</b>	0,91/0,96	2,62	27,87	35,62
<b>10</b>	1,09/1,09	2,63	46,91	39,48
<b>11</b>	0,91/1,24	2,52	33,13	27,89
<b>12</b>	0,94/0,95	2,63	30,98	38,82
<b>13</b>	1,07/1,18	2,39	51,14	40,5
<b>14</b>	1,07/0,97	2,32	43,78	42,19
<b>15</b>	1,02/1,05	2,3	22,82	21,3
<b>16</b>	1,01/1,42	2,4	49,41	34,45
<b>17</b>	1,01/1,05	2,23	40,6	38,28
<b>18</b>	1,01/1,28	2,37	45,77	35,4
<b>19</b>	0,99/1,26	2,6	31,28	25,07
<b>20</b>	0,95/1,06	2,34	38,74	38,47
<b>21</b>	1,05/1,17	2,59	38,53	31,37
<b>22</b>	0,98/1,26	2,63	43,14	38,9
<b>23</b>	0,96/0,95	2,29	31,74	34,8
<b>24</b>	1,25/1,36	2,21	45,68	26,87
<b>25</b>	1,02/0,99	2,25	21,24	21,03
<b>26</b>	1,12/0,98	2,38	25,14	22,91
<b>27</b>	1,15/1,33	2,53	57,3	37,46
<b>28</b>	1,00/0,90	2,22	33,73	37,48
<b>29</b>	1,00/1,33	2,48	36,86	27,72
<b>30</b>	1,24/1,33	2,7	52,56	31,87
<b>31</b>	0,90/1,26	2,38	41,84	36,9
<b>32</b>	1,11/1,28	2,33	37,73	26,56
<b>33</b>	1,28/1,40	2,7	45,89	25,61
<b>34</b>	1,07/1,29	2,3	50,53	36,6
<b>35</b>	1,16/0,89	2,5	42,93	41,58
<b>36</b>	1,00/1,29	2,32	49,57	38,43
<b>37</b>	1,30/1,45	2,33	52,99	28,11

Mikrotensil (MPa) – 4B Grubu (150 mJ, 20 Hz, 300

<b>DİŞ</b>	<b>DK</b>	<b>KDK</b>	<b>N</b>	<b>MPa</b>
<b>1</b>	1,19/1,35	2,56	54,55	33,95
<b>2</b>	1,03/1,33	2,51	58,74	37,27
<b>3</b>	0,97/1,23	2,69	43,08	36,11
<b>4</b>	1,11/1,18	2,55	45,2	34,51
<b>5</b>	1,23/1,55	2,64	50,94	26,72
<b>6</b>	1,24/1,32	2,56	51,45	31,43
<b>7</b>	0,99/1,20	2,56	48,09	40,48
<b>8</b>	1,32/1,43	2,6	67,45	35,74
<b>9</b>	1,06/1,35	2,67	34,63	27,22
<b>10</b>	1,14/1,24	2,26	36,84	26,06
<b>11</b>	1,01/1,03	2,41	41,27	39,67
<b>12</b>	1,09/1,20	2,33	30,16	23,06
<b>13</b>	1,05/1,31	2,44	37,72	27,42
<b>14</b>	1,19/1,22	2,35	52,97	36,48
<b>15</b>	1,05/1,24	2,46	42,52	32,66
<b>16</b>	1,00/1,15	2,52	27,53	23,94
<b>17</b>	0,88/1,16	2,52	32,68	32,01
<b>18</b>	1,10/1,12	2,54	39,43	32
<b>19</b>	1,09/1,24	2,65	53,61	39,67
<b>20</b>	1,16/1,17	2,74	53,79	39,63
<b>21</b>	1,12/1,29	2,65	37,14	25,71
<b>22</b>	1,00/1,17	2,43	34,11	29,16
<b>23</b>	1,16/1,16	2,72	46,52	34,57
<b>24</b>	1,10/1,23	2,44	44,92	33,2
<b>25</b>	0,97/1,14	2,25	44,8	40,51
<b>26</b>	1,17/1,19	2,61	56,4	40,51
<b>27</b>	1,16/1,23	2,68	52,62	36,88
<b>28</b>	1,15/1,23	2,67	47,5	33,58
<b>29</b>	1,04/1,19	2,57	36,98	29,88
<b>30</b>	1,10/1,20	2,62	32,36	24,52
<b>31</b>	0,95/1,15	2,53	25,86	26,45
<b>32</b>	0,95/1,21	2,25	46,91	40,81
<b>33</b>	0,98/1,12	2,43	44,59	40,62
<b>34</b>	1,08/1,00	2,32	35,61	32,97
<b>35</b>	1,05/1,18	2,76	34,13	27,54
<b>36</b>	1,00/1,19	2,48	28,65	24,07
<b>37</b>	1,05/1,21	2,53	28,53	22,89

Mikrotensil (MPa) - Kontrol Grubu

<b>DİŞ</b>	<b>DK</b>	<b>KDK</b>	<b>N</b>	<b>MPa</b>
<b>1</b>	1,16/1,25	2,17	65,67	45,29
<b>2</b>	0,98/1,28	2,18	49,9	39,78
<b>3</b>	1,06/1,27	2,01	56,03	41,62
<b>4</b>	1,11/1,16	2,2	50,67	39,35
<b>5</b>	1,01/1,19	2,57	42,44	35,31
<b>6</b>	0,97/1,56	2,13	53,66	28,22
<b>7</b>	1,19/1,48	2,84	76,97	43,7
<b>8</b>	1,08/1,14	2,74	50,31	40,86
<b>9</b>	1,08/1,52	2,45	52,29	31,85
<b>10</b>	1,13/1,15	2,81	43,97	33,84
<b>11</b>	1,14/1,43	2,78	55,83	34,25
<b>12</b>	1,13/1,49	2,76	68,7	40,8
<b>13</b>	1,08/1,29	2,85	39,89	28,64
<b>14</b>	1,11/1,28	2,23	39,31	27,67
<b>15</b>	1,25/1,57	2,85	54,84	27,94
<b>16</b>	1,08/1,15	2,71	53,08	42,67
<b>17</b>	1,18/1,20	2,25	49,82	35,18
<b>18</b>	1,08/1,15	2,66	60,23	48,5
<b>19</b>	0,94/1,04	2,87	44,95	45,98
<b>20</b>	1,09/1,27	2,77	44,61	32,23
<b>21</b>	1,27/1,30	2,7	70,24	42,54
<b>22</b>	1,07/1,07	2,44	35,28	30,81
<b>23</b>	1,31/1,31	2,29	57,53	33,53
<b>24</b>	0,96/1,16	2,68	50,24	45,12
<b>25</b>	1,22/1,24	2,3	47,23	31,22
<b>26</b>	1,22/1,11	2,81	34,92	25,78
<b>27</b>	1,20/1,64	2,18	68,48	34,8
<b>28</b>	1,16/1,22	2,49	44,42	31,39
<b>29</b>	1,02/1,10	2,77	40,95	36,5
<b>30</b>	1,29/1,34	2,28	82,48	47,72
<b>31</b>	0,93/1,12	2,39	53,97	35,67
<b>32</b>	0,97/1,12	2,72	50,19	46,2
<b>33</b>	0,91/1,02	2,62	43,64	47,01
<b>34</b>	0,95/1,01	2,79	44,53	46,41
<b>35</b>	0,92/1,06	2,58	56,99	69,94
<b>36</b>	1,00/1,35	2,61	57,56	42,64
<b>37</b>	1,12/1,16	2,35	58,65	45,14



## 9. ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında İstanbul'da doğmuştur. İlköğrenimini Hamdi Akverdi İlkokulu'nda, ortaokul öğrenimini Özel Sainte Pulcherie Ortaokulu'nda, lise öğrenimini Özel Saint Benoit Lisesi'nde tamamlamıştır. 2006 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun olmuştur. 2008 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda master eğitimini tamamlamıştır. Aynı yıl doktora eğitimine başlamıştır.