



KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**DEVİTAL BEYAZLATMA SONRASI FARKLI ZAMANLARDA ve GÜÇTE
Er,Cr:YSGG LAZER UYGULAMALARININ FARKLI ADEZİV SİSTEMLERİN
DENTİNE BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ**

DT. TAĞMAÇ ÖZBERK

DOKTORA TEZİ

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. İZGEN KARAKAYA

2021-LEFKOŞA

YDÜ Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Restoratif Diş Tedavisi Programında doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Nuran ULUSOY

Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Danışman: Doç. Dr. İzgen KARAKAYA

Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Doç. Dr. Esra CENGİZ YANARDAĞ

Mersin Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Doç. Dr. Özgür IRMAK

Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Yrd. Doç. Dr. Artur ISMATULLAEV

Girne Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. K. Hüsnü Can BAŞER

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasında elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Tağmaç Özberk

İmza

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her anımda yanımda olan, bilgi ve tecrübeleriyle iyi bir akademisyen olmanın gerekliliklerinin yanında iyi bir insan olmayı da öğreten çok değerli tez danışmanım Doç. Dr. İzgen Karakaya'ya teşekkür ederim.

Doktora eğitimim boyunca bilgisini, tecrübelerini ve desteğini esirgemeyen saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Nuran Ulusoy, Prof. Dr. Hikmet Solak, Doç. Dr. Özgür Irmak ve Yrd. Doç. Dr. Laden Güleç Alagöz'e teşekkür ederim.

Doktora eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen, Dr. Dt. Şemsi Alp'e ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm çalışma arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Lazer uygulaması aşamalarındaki katkılarından dolayı Prof. Dr. Hasan Güney Yılmaz'a ve Dr. Dt. Suzan Karaoğulları'na teşekkür ederim.

Doğduğum ilk günden son güne kadar sahip olduğum her güzel şeyin bir parçası olacak aileme, annem Gülfem Özberk'e, babam Menan Özberk'e ve doğduğum ilk günden itibaren olmasa da son güne kadar sahip olduğum her güzel şeyin bir parçası olacak olan 8 yıllık hayat arkadaşım Dt. Dilem Toksoy'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ONAY SAYFASI

BEYAN.....i

TEŞEKKÜR..... ii

İÇİNDEKİLER..... iii

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ..... viii

ŞEKİLLER DİZİNİ..... xii

RESİMLER DİZİNİ..... xiii

TABLolar DİZİNİ..... xiv

ÖZET..... xv

ABSTRACT..... xviii

1. GİRİŞ ve AMAÇ..... 1

2. GENEL BİLGİLER..... 3

2.1. Diş Sert Dokularının Yapısı..... 3

2.1.1. Mine..... 3

2.1.2. Dentin..... 3

2.1.3. Sement..... 6

2.2. Daimi Dişlerde Renk Değişikliklerinin Etiyolojisi..... 6

2.2.1. Dış kaynaklı renklenmeler.....	6
2.2.2. İç kaynaklı renklenmeler.....	7
2.3. Renklenmiş Dişlerin Tedavileri.....	8
2.3.1. Rutin profilaktik işlemler.....	8
2.3.2. Mikroabrazyon-Makroabrazyon.....	8
2.3.3. Beyazlatma uygulamaları.....	10
2.3.3.1. Devital dişlerde beyazlatma uygulamaları.....	11
2.4. Beyazlatma Materyallerinin Bileşenleri ve Etki Mekanizmaları.....	13
2.4.1. Karbamid peroksit.....	13
2.4.2. Hidrojen peroksit.....	13
2.4.3. Sodyum perborat.....	14
2.4.4. Klorin dioksit.....	14
2.4.5. Kıvam artırıcı ajanlar.....	14
2.4.6. Üre.....	15
2.4.7. Sürfaktan.....	15
2.4.8. Koruyucular.....	15
2.4.9. Taşıyıcılar.....	15
2.4.10. Tatlandırıcılar.....	15
2.4.11. Florür ve %3 potasyum nitrat.....	16

2.5. Adezyon.....	16
2.6. Adeziv Sistemler.....	19
2.6.1. Üç aşamalı <i>etch and rinse</i> adeziv sistemler.....	22
2.6.2. İki aşamalı <i>etch and rinse</i> adeziv sistemler.....	23
2.6.3. İki aşamalı <i>self-etch</i> adeziv sistemler.....	23
2.6.4. Tek aşamalı <i>self-etch</i> adeziv sistemler.....	24
2.7. Dental Adezivlerin Kimyasal İçerikleri.....	24
2.7.1. Resin.....	25
2.7.2. Başlatıcılar.....	25
2.7.3. İnhibitörler.....	26
2.7.4. Çözücüler.....	26
2.7.5. Doldurucular.....	27
2.8. Lazerler.....	28
2.8.1. Lazer ışığının özellikleri.....	30
2.8.1.1. Monokromasi (Tek renklilik).....	30
2.8.1.2. Doğrusallık (Paralellik) ve dağılım.....	30
2.8.1.3. Koherens (Uyumluluk).....	31
2.8.1.4. Enerji taşıyıcılık.....	31
2.8.1.5. Dokuyla etkileşim.....	31

2.8.2. Lazer ışığının fotobiyolojik etkileri.....	32
2.8.2.1. Lazerin foto-kimyasal etkileri.....	32
2.8.2.2. Lazerin foto-termal etkileri.....	33
2.8.2.3. Lazerin foto-mekanik etkileri.....	33
2.8.2.4. Lazerin foto-elektrik etkileri.....	33
2.8.3. Erbiyum,Kromiyum: İttriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er,Cr:YSGG) Lazer.....	33
3. GEREÇ ve YÖNTEMLER.....	35
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	37
3.2. Beyazlatma Uygulamaları.....	40
3.3. Lazer Uygulamaları.....	41
3.4. Adeziv ve Kompozit Uygulamaları.....	41
3.5. Mikro-Makaslama Bağlanma Dayanımı (μ MBD) Testi.....	43
3.6. İstatistiksel Verilerin Analizi.....	43
4. BULGULAR.....	45
5. TARTIŞMA.....	48
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	61
KAYNAKLAR.....	63
EK.1. ETİK KURUL ONAYI.....	80

EK.2. YAYIN.....	81
ÖZGEÇMİŞ.....	89

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzdilik
<90°	90 derece'den küçük
>90°	90 derece'den büyük
~0°	Neredeyse 0 derece
°C	Santigrat Derece
10-MDP	10-metakriloiloksidetil dihidrojenfosfat
4-AETA	4-akriloiloksietil trimellitit anhidrit
4-MET	4-metakriloiloksietil trimellitik asit
4-META	4-metakriloksietil trimellitit anhidrit
AU	Adhese Universal
bis-GMA	Bisfenol-A glisidil metakrilat
BPDM	Bifenil Dimetakrilat
CH ₆ N ₂ O ₃	Karbamid peroksit
ClO ₂	Klorin dioksit
CO ₂	Karbondioksit
CS	Clearfill SE Bond
CS2	Clearfill SE Bond 2

CU	Clearfill Universal Bond
D3MA	Decandiol dimethacrylate
Er,Cr:YSGG	Erbiyum,Kromiyum: İttriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet
Er:YAG	Erbiyum: İttriyum Alüminyum Garnet
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
g/mL	Gram/mililitre
g/mol	Gram/mol
GB	G-Premio Bond
GPa	Gigapaskal
H ₂ O ₂ /HP	Hidrojen peroksit
H-bağ	Hidrojen bağı
HCL	Hidroklorik asit
HEMA	Hidroksietil metakrilat
Ho:YAG	Holmiyum: İttriyum Alüminyum Garnet
HO ₂	Perhidroksil
Hz	Hertz
Karbopol	Karboksipolimetilen
<i>Laser</i>	<i>Light amplification by stimulated emission of radiation</i>
MAC10	11-metakriloiloksi-1,1-undekandikarboksilik asit

MASER	<i>Microwave amplification by stimulated emission of radiation</i>
MCAP	<i>Methacrylated carboxylic acid polymer</i>
MDPB	Metakriloiloksidodesilpiridinyum bromür
MEP	2-metakriloiloksietil dihidrojen fosfat
MEPS	<i>Methacryloyloxyalkyl thiophosphate methylmethacrylate</i>
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
MPa	Megapaskal
N	Nathoo
NaBO ₃	Sodyum perborat
Nd:YAG	Neodimyum: İtriyum-Aluminyum-Garnet
Nm	Nanometre
NPG- GMA	N-phenylglycine-glycidyl methacrylate
NTG-GMA	N-toliglisingsidil metakrilat
OH	Hidroksil
OTC	Tezgah üstü beyazlatma
OX	Optibond XTR
PBNT	Prime&Bond NT
PC	Penetrasyon katsayısı

PENTA	Dipenta eritrol pentaakrilat monofosfat
pH	<i>Power of Hydrogen</i>
PMDM	Piromellitik asit dietil metakrilat
SEM	<i>Scanning Electron Microscope</i>
SiC	Silikon karbid
Sn	Saniye
SU	Scotchbond Universal
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TEM	<i>Transmission Electron Microscope</i>
TME	Temperomandibuler Eklem
UDMA	Urethan dimetakrilat
W	Watt
θ	Değim açısı
μm	Mikrometre
μMBD	Mikro-makaslama bağlanma dayanımı
μs	Mikrosaniye

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 3.1. G*Power 3.1 analizi.....	37
Şekil 3.2. Çalışma planı.....	38
Şekil 3.3. Örneklerle uygulanan beyazlatma işlemi.....	40

RESİMLER DİZİNİ

Sayfa

Resim 3.1. 1mm kalınlığında dentin örneklerin elde edildiği 'Micro-cut' cihazı.....	37
Resim 3.2. Renk ölçüm cihazı (VITA Easyshade Compact).....	40
Resim 3.3. Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase, Irvine, CA, ABD).....	41
Resim 3.4. Temassız mod, MG6 safir uçlu sert doku modunda 60 saniye boyunca %55 su ve %65 hava ile 10 Hz ve 140 µs darbe süresi tekrarlama oranı ile örneklerle uygulanan yüzey işlemi.....	41
Resim 3.5. Mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi.....	44

TABLolar DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 2.1. Primer, Sekonder ve Tersiyer dentin arasındaki farklar.....	5
Tablo 2.2. Dış Kaynaklı Renklenmelerde N (Nathoo) Sınıflandırması.....	7
Tablo 2.3. Adeziv sistemlerin uygulama yöntemlerine göre sınıflandırılması.....	22
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan adeziv sistemler ve beyazlatma ajanı içerik ve üretici firma bilgileri.....	36
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan test grupları.....	42
Tablo 4.1. μ MBD değeri için ortalama değerler ve standart sapmalar.....	47

Devital Beyazlatma Sonrası Farklı Zamanlarda ve Güçte Er,Cr:YSGG Lazer Uygulamalarının Farklı Adeziv Sistemlerin Dentine Bağlanma Dayanımına Etkisi

Doktora Öğrencisi: Dt. Tağmaç Özberk

Danışman: Doç. Dr. İzgen Karakaya

Bölüm: Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

ÖZET

Bu çalışma, yüzey pürüzlendirme amacıyla bir Er,Cr:YSGG lazerin farklı enerji seviyelerinin insan dentinine uygulanan beyazlatma işlemi ile aynı seansta ve 7 gün ertelemeli olarak uygulanması sonrası bir *self-etch*, bir *etch and rinse* ve iki *universal* adeziv sistemin mikro-makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkinliğini araştırmayı amaçlamıştır. 84 adet çekilmiş mandibular/maksiller molar insan dişi, Yakın Doğu Üniversitesi Araştırma Etik Kurulu tarafından onaylanan protokole göre elde edildi (Tarih: 28.02.2019/No:728). Düşük hızlı elmas frez kullanılarak, 1 mm kalınlığında 84 dentin örneği elde edildi. Beyazlatılmış dentine, mikro-makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmak için belirlenen adeziv sistemler; bir *self-etch* (Clearfil SE Bond [SE]), bir *etch and rinse* (Prime&Bond NT [PBNT]) ve iki *universal* (G-Premio Bond [GB]/Adhese Universal [AU]) adeziv sistemleri olmuştur. İnsan dentini kesitleri, beyazlatma işlemi uygulanmayan negatif kontrol grubuna ek olarak, kompozit uygulama zamanı (beyazlatmadan hemen sonra veya 7 gün ertelemeli) ve lazerle ek yüzey pürüzlendirme işleminin (1 W veya 2 W enerji seviyesi) olup olmadığı dikkate alınarak her adeziv için 6 beyazlatma yapılmış gruba ayrılmıştır. Böylece her adeziv için toplam 7 test grubu planlanmıştır. Tüm gruplardaki dentin örneklerinin bir yüzeyleri geçirgen olmayan bir bantla kapatıldı. Kontrol grubundaki örnekler çalışma süresince distile suda bekletildi. Beyazlatma grubundaki örneklerin açıkta kalan yüzeyine 1 mm kalınlığında Opalescence Endo (%35 H₂O₂) uygulandı ve üzerleri pamuk ve geçici dolgu materyali Cavit ile kapatıldı. Üreticinin talimatlarına göre, örnekler bir devital beyazlatma periyodunun süresini

simüle etmek için 72 saat boyunca 37°C'de distile suda bekletildi. Bu süre sonunda geçici dolgu çıkarılarak örnekler yıkandı ve ikinci seansı simüle etmek için üreticinin talimatlarına göre beyazlatma uygulaması bir kez daha tekrarlandı. Beyazlatma uygulanan örnekler 6 gruba ayrılarak 1. pozitif kontrol gruplarına hiçbir ek yüzey işlemi yapılmaksızın beyazlatmanın hemen ardından kompozit örnekler uygulanmıştır. 2 gruba beyazlatmanın hemen ardından ek yüzey işlemleri için, 1 W veya 2 W enerji seviyesinde temassız mod kullanılarak MG6 safir uçlu sert doku modunda 60 saniye boyunca %55 su ve %65 hava ile 10 Hz ve 140 µs darbe süresi tekrarlama oranı ile Er,Cr:YSGG lazer uygulandı. 2. pozitif kontrol grubu ve diğer 2 çalışma gruplarına aynı işlemler beyazlatma sonrası 7 gün ertelemeli olarak uygulandı. Mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi için *tygon* tüplerinin yerleştirilmesinden önce, tüm örnekler distile su ile durulandı ve kurutma kağıdı ve 10 sn orta basınçta hava akımı ile kurutuldu. Her örneğin üzerine 1 mm kalınlığında ve 0.75 mm çapında üç adet *tygon* tüp yerleştirildi. Daha sonra, bir nano hibrit kompozit rezin olan Clearfil Majesty Esthetic *tygon* tüplerine kondense edildi ve LED ışık ünitesi tarafından 40 saniye boyunca polimerize edildi. Mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi, üniversal test makinesi ile gerçekleştirildi. Elde edilen tüm değerlerin çoklu karşılaştırmaları üç yönlü varyans analizi, ikili karşılaştırmaları ise Tukey testi ile $\alpha=0.05$ anlamlılık düzeyine göre SPSS yazılımı ile analiz edildi. SE'nin beyazlatma sonrası aynı seansta kompozit uygulama yapılan gruplarında negatif kontrol grubundan daha düşük μ MBD değerleri gözlemlendi ($p < 0.05$). Gecikmeli uygulamalarda ise sadece 2 W lazerle yüzey pürüzlendirme grubunda negatif kontrolle anlamlı bir fark gözlemlendi ($p=0.001$). PBNT için, lazerle yüzey pürüzlendirmesi, hem aynı seans hem de gecikmeli uygulamalar için μ MBD değerlerini artırırken en yüksek değerler 7 gün gecikmeli lazer uygulama gruplarında gözlemlendi ve negatif kontrolden anlamlı farklılık gösterdi ($p < 0.05$). GB ve AU'nun grup içi karşılaştırmalarında hiçbir anlamlı istatistiksel fark gözlenmedi ($p > 0.05$). Bizim çalışmamızın sınırları içerisinde, 1 W ve 2 W enerji seviyelerinde Er,Cr:YSGG lazer uygulaması ile ek yüzey işlemi, devital olarak beyazlatılmış dişlerin hem aynı seansta hem de gecikmeli restorasyonlarında SE bond dışında test edilen adezivlerin bağlanma dayanımını artırmak için alternatif bir yöntem olarak düşünülebilir. SE

bond uygulamalarında 7 gün ertelemeli ve lazer uygulamaksızın kullanılan teknikler daha ideal bir adezyonu sağlayacaktır.

Anahtar Sözcükler: Adeziv, Beyazlatma, Er,Cr:YSGG, Dentin, Mikro-Makaslama Bağlanma Dayanımı

The Effect of Er,Cr:YSGG Laser Applications at Different Times and Powers on the Micro-Shear Bond Strength of Different Types of Adhesive Resins After Non-Vital Bleaching

Tağmaç Özberk, DDS

Assoc. Prof. Dr. İzgen Karakaya

Near East University, Faculty of Dentistry, Department of Restorative Dentistry

ABSTRACT

This study aimed to determine the micro-shear bond strength of a self-etch, an etch and rinse and two universal adhesive systems after the application of different energy levels of an Er,Cr:YSGG laser to non-vitally bleached human dentin in the same session and with a 7-day delay for surface roughening. 84 extracted mandibular/maxillary molar human teeth were obtained according to the protocol approved by the Near East University Research Ethics Committee (Date: 28.02.2019/No:728). Using a low speed diamond bur, 84 dentin samples were obtained with a thickness of 1 mm. Adhesive systems determined to compare micro-shear bond strengths to bleached dentin; one self-etch (Clearfil SE Bond [SE]), an etch and rinse (Prime&Bond NT [PBNT]), and two universal (G-Premio Bond [GB]/Adhese Universal [AU]) adhesive systems. In addition to the negative control group that did not undergo bleaching, dentin sections were divided into 6 bleached groups for each adhesive, based on the time of composite application (immediately after bleaching or 7 days delayed) and whether additional surface roughening with laser (1 W or 2 W energy level) was present. One surface of the dentin samples in all groups was covered with an impermeable tape. Samples in the control group were kept in distilled water throughout the study. 1 mm thick Opalescence Endo (35% H₂O₂) was applied to the exposed surface of the samples in the bleaching group, and they were covered with cotton and the temporary filling material Cavit. According to

the manufacturer's instructions, samples were soaked in distilled water at 37°C for 72 hours to simulate the duration of a devital bleaching period. At the end of this period, the temporary filling was removed and the samples were washed, and the bleaching procedure was repeated once again according to the manufacturer's instructions to simulate the second session. The bleached samples were divided into 6 groups and composite samples were applied to the 1st positive control group immediately after bleaching without any additional surface treatment. For additional surface treatments immediately after bleaching to 2 groups, Er,Cr:YSGG with pulse time repetition rate of 10 Hz and 140 μ s with 55% water and 65% air for 60 seconds in MG6 sapphire tip hard tissue mode using 1 W or 2 W energy level non-contact mode laser was applied. The same procedures were applied to the 2nd positive control group and the other 2 study groups, with a delay of 7 days after bleaching. Prior to placement of tygon tubes for micro-shear bond strength testing, all samples were rinsed with distilled water and dried with blotting paper and airflow at medium pressure for 10 s. Three tygon tubes of 1 mm thickness and 0.75 mm diameter were placed on each sample. Then, Clearfil Majesty Esthetic, a nano-hybrid composite resin, was condensed into tygon tubes and cured by the LED light unit for 40 seconds. Micro-shear bond strength testing was performed with a universal testing machine. Multiple comparisons of all values obtained were analyzed with three-way-ANOVA, pairwise comparisons were analyzed with Tukey test and SPSS software according to $\alpha=0.05$ significance level. Lower μ SBS values were observed in the groups of SE, which underwent composite application in the same session after bleaching, than the negative control group ($p < 0.05$). In delayed applications, a significant difference was observed only in the 2 W laser surface roughening group with the negative control ($p=0.001$). For PBNT, laser surface roughening increased μ SBS values for both the same session and delayed treatments, while the highest values were observed in the 7-day delayed laser treatment groups and differed significantly from the negative control ($p < 0.05$). No significant statistical difference was observed in the intragroup comparisons of GB and AU ($p > 0.05$). Within the limits of our study, additional surface treatment with Er,Cr:YSGG laser application at 1 W and 2 W energy levels can be considered as an alternative method to increase the bond strength of adhesives tested outside SE bond, both in the same session and in delayed restorations of non-vitally bleached teeth. In

SE bond applications, techniques used with 7 days delay and without laser application will provide a more ideal adhesion.

Key words: Adhesive, Bleaching, Er,Cr:YSGG, Dentin, Micro-shear bond strength

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş estetiği ile ilgili popüler kültür, her yeni nesille farklılaşmakta ve tedavilerin temel amacı değişmektedir. Günümüzde estetik algı perspektifleri, dental materyallerdeki gelişmelerle yeniden şekillenmiş ve doğal görünüme sahip daha beyaz dişlere olan talep artmıştır (Lajnert ve ark., 2018).

Diş dokusunun rengi çeşitli faktörlerden etkilenir ve iç ve dış kaynaklar tarafından değiştirilebilir (Alqahtani, 2014; Kwon ve Wertz, 2015). Devital dişlerde iç kökenli renklenmeler sıkça karşılaşılan komplikasyonlar halini almıştır. Bu tür renklenmelerdeki en önemli nedenler; travma, kanama, nekroz, kalsifikasyon ve özellikle endodontik tedavilerde kullanılan dental materyallerin birbirleri ve diş dokuları ile etkileşimleri veya yöntemlerdeki hatalar ve eksiklikler olarak karşımıza çıkmaktadır (Zimmerli ve ark., 2010; Alqahtani, 2014). Diş dokularının beyazlatılması, renklenmenin kaynağına bağlı olarak öncelikli tedavi seçeneği olarak değerlendirilmektedir. Beyazlatma tedavilerinde sıkça kullanılan hidrojen peroksit, beyazlatma için kullanılan moleküllerden biridir ve moleküler ağırlığı düşük olduğundan dentin tübüllerinden kolayca difüze olabilir ve renklendirici pigmentlerle reaksiyona girebilir (Alqahtani, 2014; Kwon ve Wertz, 2015). Etiyolojik faktöre bağlı olarak hem madde kaybı hem renklenmenin gözlendiği durumlarda ise konservatif yaklaşımlar göz önünde bulundurulduğunda beyazlatma ve restoratif işlemlerin bir arada uygulanması gerekebilmektedir.

Estetik diş hekimliğinin zorluklarından biri de hastaya kısa sürede tatmin edici bir tedavi sağlamaktır ancak bazı çalışmalarda, hem beyazlatma hem restorasyon gereksinimi olan dişlerde, beyazlatma sırasında ortaya çıkan reaktif oksijen türlerinin, adezyonun başarısız olmasına neden olabileceği; bu nedenle restoratif işlemlerin 7-28 gün ertelenmesi gerekliliği belirtilmektedir (Cavalli ve ark., 2001; Alqahtani, 2014; Yu ve ark., 2015). Asitle pürüzlendirme, kuşlama, özellikle Erbiyum lazerler olmak üzere lazerlerin uygulanması gibi ek yüzey işlemleri günümüzde adezyonu iyileştirmek amacıyla kullanılan yöntemlerdir (Santos ve ark., 2012; Ansari ve ark., 2012; Kiomarsi ve ark., 2018; Zhang ve Jiang, 2020).

Literatür incelemesi, sadece bir çalışmada (Kiomarsi ve ark., 2018), dentinin beyazlatılmasından sonra Er,Cr:YSGG lazer ile yüzey pürüzlendirme işleminin, restoratif materyalin mikro-makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi incelenmiştir. Araştırmacılar, sadece bir *etch and rinse* adeziv sistemiyle yalnızca bir enerji seviyesinin etkilerini test etmiştir. Bu tezin amacı bir Er,Cr:YSGG lazerin farklı enerji seviyelerinin beyazlatma ile aynı seansta ve 7 gün ertelemeli uygulamalarının bir *self-etch*, bir *etch and rinse* ve iki *universal* adeziv sistemin mikro-makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini araştırılmasıdır. Bu tez için belirlenen sıfır hipotezleri aşağıdaki gibidir:

H₀₁: Adeziv sistemlerin birbirleri ile olan karşılaştırmalarında; beyazlatma ile aynı seansta ve 7 gün ertelemeli olarak aynı koşullarda gerçekleşen uygulamalarında mikro-makaslama bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark olmayacaktır.

H₀₂: Ek yüzey pürüzlendirme işlemi olarak farklı enerji seviyelerine sahip Er,Cr:YSGG lazerin beyazlatma ile aynı seansta ve 7 gün ertelemeli uygulamaları, adezivlerin mikro-makaslama bağlanma dayanımlarını etkilemeyecektir.

H₀₃: Her bir adeziv için, restoratif işlemlerin aynı seansta ve 7 gün ertelemeli olarak gerçekleştirildiği grupları arasında anlamlı bir fark gözlenmeyecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Sert Dokularının Yapısı

2.1.1. Mine

Mine, dişin anatomik kronunu kaplayan, farklı alanlarda kalınlık açısından değişiklik gösteren tükürük ve oral flora ile temas halinde olan ektoderm kökenli diş sert dokusudur (Ritter ve ark., 2017, s.2). İnsan vücudunun en sert dokusu olan minenin inorganik kısmı temel olarak kristalin bir kafes formundaki hidroksiapatitten (hacimce %90-92) ve az miktarda mineral ve eser elementlerden meydana gelir. Organik yapısı ise; proteinler, lipitler (% 1-% 2) ve sudan (% 4) meydana gelmektedir (Sherwood, 2010, s.66; Garg ve Garg, 2013, s.19).

Minenin, histolojik yapısı incelendiğinde hidroksiapatit kristallerinin oluşturduğu mine prizmaları, prizma kını ve interprizmatik matriksten oluşmaktadır (Sherwood, 2010, s.66; Garg ve Garg, 2013, s.19; Ritter ve ark, 2017, s.3). Mine prizmaları, mine-dentin birleşiminden mine yüzeyine doğru saat yönünde veya saat yönünün tersine doğru dönen spiral bir seyir izler (Ritter ve ark., 2017 s.3). Mine prizmaları, çiğneme kuvvetlerine dayanacak şekilde bu tür düzlemlerde düzenlenmiştir (Garg ve Garg, 2013, s.19).

2.1.2. Dentin

Dentin, mezodermal kökenli özel bir bağ dokusudur (Garg ve Garg, 2013, s.22). Anatomik kromda mine, anatomik kökte ise sement ile çevrelenmiş, tip 1 kolajenden zengin, mineden sonraki en kalsifiye diş sert dokusudur (Sherwood, 2010, s.68; Garg ve Garg, 2013, s.22; Ritter ve ark., 2017, s.6). Dentin, %70 inorganik hidroksiapatit kristalleri içerir ve geri kalanı organik madde ve sudur, bu da onu mineden daha esnek hale getirir. Organik bileşenler ise esas olarak kolajen tip 1'den oluşur (Garg ve Garg, 2013, s.22).

Dentinogenezis, odontoblast adı verilen hücreler tarafından gerçekleştirilir (Ritter ve ark., 2017, s.6). Dentin, dentin sıvısının ve odontoblastların sitoplazmik

uzantılarının bulunduğu dentin tübüllerini içerir (Garg ve Garg, 2013, s.22). Her bir dentin tübülünü saran hipermineralize doku peritübüler dentin olarak adlandırılır. Tübüller arası doku ise peritübüler dentinden daha az mineralize olan intertübüler dentindir (Sherwood, 2010, s.69; Garg ve Garg, 2013, s.24). Odontoblastlar, hücre gövdeleri pulpa boşluğunda olduğu için pulpa ve dentin dokularının bir parçası olarak kabul edilir, ancak uzun, ince sitoplazmik hücre uzantıları (Tomes lifleri) mineralize dentindeki tübüllere (100–200 µm) uzanır. Bu odontoblastik hücre uzantıları nedeniyle dentin, fizyolojik ve patolojik uyarılara tepki verme kabiliyeti olan canlı bir doku olarak kabul edilir (Ritter ve ark., 2017, s.6). Dentin, tübüllerin yaklaşık %20'si dışında, innerve ve vaskülarize olmamasına rağmen termal, dokusal, kimyasal ve ozmotik uyarılara duyarlıdır. Dentinin duyarlılığı kapiller sıvı dinamiği ile açıklanmaktadır (Sherwood, 2010, s.69).

Odontoblastların hücre gövdelerinin çevresinde yer alan yeni üretilmiş, mineralize olmamış dentin, predentin olarak adlandırılır (Sherwood, 2010, s.68; Garg ve Garg, 2013, s.24). Mineden farklı olarak dentin üretimi yaşam boyunca devam eder (Sherwood, 2010, s.68). Primer dentin, dişin sürmesinden 3 yıl sonra oluşumu tamamlanan dentindir. Primer dentinin en dış katmanında, minenin hemen altında, manto dentin adı verilen dar bir bölge bulunur. Yeni farklılaşmış odontoblastlar tarafından ilk mineralizasyon reaksiyonunun bir sonucu olarak oluşur. Sirkumpulpal dentin ise geriye kalan primer dentini oluşturur ve manto dentinden daha mineralize olur. Bu dentin kök tamamlanmadan önce oluşur ve pulpa odasının ana hatlarını çizer ve bu nedenle sirkumpulpal dentin olarak adlandırılır (Garg ve Garg, 2013, s.24). Sekonder dentin ise, yaşam boyunca primer dentinden sonra oluşan dentindir. Tersiyer dentin ise, dış uyarılara bağlı olarak etkilenen odontoblastlar ya da odontoblast benzeri hücreler tarafından lokalize olarak üretilen dentindir. Yaşlanma veya kronik hafif irritasyona bağlı olarak peritübüler dentinin hipermineralizasyonu sonucu oluşan dentine ise sklerotik dentin denir. Bu alan daha sert, daha yoğun, daha az hassas ve iritasyonlara karşı pulpayı daha koruyucu hale gelir (Garg ve Garg, 2013, s.24).

Dentin, mineden önemli ölçüde daha yumuşak, ancak kemik veya sementten daha serttir. Dentin sertliği, minenin ortalama beşte biri kadardır. Mine-dentin sınırı

yakınındaki dentin sertliği, pulpanın yakınındakinden yaklaşık üç kat daha fazladır (Garg ve Garg, 2013, s.23; Ritter ve ark., 2017, s.8). Dentin, sert ve mineralize bir doku olmasına rağmen, elastisite modülü yaklaşık 18 gigapaskal (GPa)'dır. Bu esneklik, daha kırılğan, gelen kuvvetlere karşı daha az dirençli olan minenin desteklenmesine yardımcı olur. Dentinin gerilme dayanımı yaklaşık 98 megapaskal (MPa) iken, minenin gerilme dayanımı yaklaşık 10 MPa'dır. Dentin ve minenin basınç dayanımı ise sırasıyla yaklaşık 297 ve 384 MPa'dır (Ritter ve ark., 2017, s.8).

Tablo 2.1. Primer, Sekonder ve Tersiyer dentin arasındaki farklar (Garg ve Garg, 2013, s.24).

	Primer	Sekonder	Tersiyer
Tanım	Kök tamamlanmadan önce oluşan dentin.	Kök tamamlandıktan sonra oluşan dentin.	Diş çürüğü, yıpranma ve travma gibi herhangi bir dış uyarana yanıt olarak oluşan dentin.
Hücre türü	Genellikle birincil odontoblastlardan oluşturulur.	Birincil odontoblastlar tarafından oluşturulur.	İkincil odontoblastlar veya pulpaların farklılaşmamış mezenkimal hücreleri tarafından oluşturulur.
Lokasyon	Dentinin tüm alanlarında bulunur.	Uniform dağılım yoktur ancak esas olarak pulpa odasının tavanında ve tabanında bulunur.	Yalnızca dış uyaran alanına lokalize edilmiştir.
Tübüllerin yönü	Düzenli	Düzensiz	Atübüler
Oluşum hızı	Hızlı	Yavaş	Uyaranlara bağlı olarak 1,5 ile 3,5 µm/gün
Geçirgenlik	En fazla	Orta	En az

2.1.3. Sement

Sement, dişlerin anatomik köklerini çevreleyen ince sert diş dokusudur (Sherwood, 2010, s.70). Sement, mine ve dentine göre daha az mineralize bir dokudur (Sherwood, 2010, s.70; Ritter ve ark., 2017, s.10). Rengi sarıdır ve dentinden biraz daha açık bir tonu vardır (Ritter ve ark., 2017, s.10). Parlak olmaması ve daha koyu renk tonu ile mineden ayırt edilebilmektedir (Garg ve Garg, 2013, s.29).

Sement, ağırlıkça yaklaşık % 45-50 inorganik madde (hidroksiapatit) ve % 50-55 organik madde ve sudan oluşur (Sherwood, 2010, s.70; Garg ve Garg, 2013, s.29; Ritter ve ark., 2017, s.10). Organik kısım esas olarak kolajen ve protein polisakaritlerinden oluşur (Ritter ve ark., 2017, s.10). Sement, yaşam boyunca sürekli oluşmaya devam eder ve yüzeysel sement tabakası yaşlandıkça yapıyı sağlam tutmak için yeni bir sement tabakası çökeler (Ritter ve ark., 2017, s.10-11). Ayrıca, oklüzal veya insizal yüzeyin aşınmasını ve dişin pasif sürmesini kompanse etmek için kök ucunda sement kalınlığı artabilir (Ritter ve Ark, 2017, s.11).

2.2. Daimi Dişlerde Renk Değişikliklerinin Etiyolojisi

Diş renklenmeleri, multifaktöriyel bir olaydır ve renklenmenin bulunduğu yere ve etiyojisine göre dış kaynaklı ve iç kaynaklı olarak ikiye ayrılır (Nathoo, 1997; Özel ve ark., 2007).

2.2.1. Dış kaynaklı renklenmeler

Dış kaynaklı renk değişikliği dişin ağız sıvıları ile temasta olan yüzeylerinde başlayarak özellikle renklendirici moleküllerin pelikül ile etkileşimleri sonucu meydana gelmektedir (Nathoo, 1997; Özel ve ark., 2007). Dış kaynaklı renklenmeler, dişlerin, diş fırçasının ve macununun aşındırıcı etkisinin daha az ulaşabildiği, oral hijyenin yetersiz olduğu alanlarda oluşma eğilimindedir (Hattab ve ark., 1999; Joiner, 2006). Genellikle tütün kullanımı, tinin bakımından zengin gıdaların diyetten alınması, klorheksidin gibi belirli katyonik ajanların kullanımı ve kalay, demir gibi metal tuzlarının dişlere teması dış kaynaklı renklenmelere sebep olur (Joiner, 2006; Özel ve ark., 2007; Çelik, 2017).

Dış kaynaklı renklenmeler, metalik ve non-metalik olmak üzere 2 kategoride sınıflandırılır (Nathoo 1997; Watts ve Addy, 2001). Non-metalik renklenmeler için kullanılan sınıflandırma N (Nathoo) sınıflaması ortaya çıkmıştır (Nathoo, 1997).

Tablo 2.2. Dış Kaynaklı Renklenmelerde N (Nathoo) Sınıflandırması:

N1	Renkli materyal (kromojen) diş yüzeyine bağlanarak renk değişikliğine neden olur. Kromojenin rengi diş lekесinin rengine benzer.
N2	Renkli materyal dişe bağlandıktan sonra renk değiştirir.
N3	Renksiz materyal veya bir prekromojen dişe bağlanır ve kimyasal bir reaksiyona girerek lekeye neden olur.

2.2.2. İç kaynaklı renklenmeler

Dental yüzeylerde meydana gelen dış kaynaklı renklenmelerden farklı olarak, iç kaynaklı renk değişikliği mine veya dentin içindeki kromojenik materyalin varlığından kaynaklanır (Nathoo, 1997). Odontogenez veya diş sürmesi sırasında kromojenik maddelerin mine ve dentin dokusuna geçmesiyle veya matür dişlerde travma, nekroz, kanama, kalsifikasyon vb. pek çok faktöre bağlı olarak da içsel renklenmeler gelişebilmektedir (Garg ve Garg, 2013, s.540; Çelik, 2017). İç kaynaklı renklenmeler, dentini, mineyi veya her ikisini birlikte ilgilendirebilir (Özel ve ark., 2007).

İç kaynaklı renklenmeye neden olarak; yaşlanma, alkaptonüri, konjenital eritropoietik porfiri, konjenital hiperbilirubinemi, amelogenesis imperfekta, dentinogenesis imperfekta, tetrasiklin renklenmesi, florozis, mine hipoplazisi gibi sistemik sebepler ve pulpal hemorajik ürünler, kök rezorpsiyonu, kök kanal obliterasyonu ve travma gibi lokal nedenler gösterilebilir (Nathoo, 1997; Watts ve Addy, 2001; Garg ve Garg, 2013, s.540; Çelik, 2017).

2.3. Renklenmiş Dişlerin Tedavileri

Gülümseme, insanın en önemli etkileşimli iletişim becerilerinden biridir. Bu açıdan estetik, uzun bir süredir restoratif diş hekimliğinin odak noktalarından biri haline gelmiştir. Estetik olarak motive olmuş hastaların rutin koruyucu diş bakımını yapma ve kendi dişlerini sağlıklı tutmanın değerinin farkına varma olasılığının daha yüksek olacağı da düşünülmektedir. Güzel bir gülüşe dayalı estetik görünüm için beyaz dişlere duyulan istek, diş rengindeki restoratif materyallerin yanı sıra, beyazlatma uygulamaları ve beyazlatma ajanlarının gelişmesini de beraberinde getirmiştir. Bu gelişmeler, potansiyel olarak yıkıcı veneer veya tamamen kozmetik kazanç için kron uygulamalarında da alternatif olmuştur (Hattab ve ark., 1999; Alkahtani ve ark., 2020).

2.3.1. Rutin profilaktik işlemler

Tütün, kahve ve çay gibi kromojenik diyet renklenmelerin diş fırçalama ile giderilemediği durumlarda polisaj patları, detartraj ve ultrasonik temizleyiciler gibi rutin profilaktik işlemler önerilmektedir (Hattab ve ark., 1999).

2.3.2. Mikroabrazyon-Makroabrazyon

Abraziv olmayan yöntemlerin yetersiz kaldığı fakat renklenmenin minede sınırlı olduğu vakalarda mikroabrazyon ve makroabrazyon tercih edilebilmektedir (Donly ve ark., 1992; Hattab ve ark., 1999; Croll ve Helpin, 2000; Imran ve Hutchison, 2015).

Mikroabrazyon tekniği en yaygın olarak, minenin yalnızca en dış katmanlarında oluşan hipoplastik alanlar, postortodontik demineralizasyon veya 0,2-0,3 mm'den fazla olmayan bir derinliğe kadar uzanan florozis için kullanılır. Diş yüzeyinin hem kimyasal aşınmasını hem de fiziksel aşınmasını içerir (Imran ve Hutchison, 2015).

Geleneksel olarak, bu teknik rubber-dam altında % 18 hidroklorik asit ve bir pomza pat kullanımını içerir (Wong ve Winter, 2002; Sherwood, 2010, s.468; Imran ve Hutchison, 2015). Hidroklorik asit, minede çözünmeye neden olurken, pomza en dıştaki mine katmanındaki renklenmeleri gideren aşındırıcı bileşenler içerir. Prosedür

tamamlandıktan sonra, kullanılan asidi nötralize etmek için topikal florür uygulaması yapılmalıdır (Sherwood, 2010, s.468; Imran ve Hutchison, 2015).

1877'de florozisden etkilenen dişleri oksalik asit kullanarak beyazlatan ilk kişi Chapman'dır (Shenoi ve ark, 2011). Ancak, florozis lekelerini çıkarmak için kaydedilen ilk hidroklorik (HCL) asit kullanımı 1916'da Kane tarafından yapılmıştır. Kane, etkilenen yüzeylere hidroklorik asit uygulamış ve asit penetrasyonunu hızlandırmak için bir torç ile doğrudan alev uygulamıştır (Shenoi ve ark., 2011; Balan ve ark., 2013; Bassir ve Bagheri, 2013). Daha sonra, Kane alev kullanımından vazgeçmiş ve sadece hidroklorik asidi uygulamış ve florozis lekelerini yok edebilmiştir (Shenoi ve ark, 2011). Ancak, 60 yıldan fazla bir süredir çoğu klinisyen, minenin hasar görmesi veya tahrip olmasından korktuğu için bu tekniği uygulamaktan kaçınmıştır (Balan ve ark., 2013; Bassir ve Bagheri, 2013). 1984 yılında McCloskey, pomza ile birlikte asit kullanımını başlatmıştır. Pomza ile % 18 HCL asit kullanmış ve solüsyonu 5 saniye uygulamış ve ardından 10 saniye su jeti ile temizlemiştir (Shenoi ve ark., 2011; Bassir ve Bagheri, 2013). 1986 yılında Croll ve Cavanaugh tarafından mikroabrazyon yöntemi olarak adlandırılmıştır (Balan ve ark., 2013; Bassir ve Bagheri, 2013). Croll ve Cavanaugh, McCloskey'nin tekniği üzerinde değişiklik yapmış, pomza ve hidroklorik asidi karıştırıp pat haline getirmiş ve asit ile mineyi çözerken pomza ile renklenmeleri uzaklaştırmayı amaçlamışlardır. Silikon karbit parçacıklar aşındırıcılığı artırmak için kullanılmaya başlanırken, asit oranı zaman içerisinde %11'e düşürülmüş ve Opalustre (Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, ABD) veya Prema bileşiği (Premier Dental Products Co., Plymouth Meeting, PA, ABD) olarak piyasaya sürülmüştür (Sherwood, 2010, s.468).

Makroabrazyon, yüzeysel renklenmeleri çıkarmanın bir başka alternatif yöntemidir (Sherwood, 2010, s.469; Shenoi ve ark, 2011; Imran ve Hutchison, 2015). Makroabrazyon, mikroabrazyonun yeterli olmadığı 0,4 mm'den daha derin veya mine kalınlığının dörtte birinden fazla olmayan renklenmelerde tercih edilir (Imran ve Hutchison, 2015). Bu teknik, yüksek hızlı el aleti ile kullanılan 12 oluklu tungsten karbit veya elmas bitirme frezleri ile uygulanır (Sherwood, 2010, s.469). Diş yapısının kesilmesi, hafif aralıklı basınçla yapılan bir işlemdir ve fazla dişin kesilmesini önlemek için dikkatlice izlenir (Sherwood, 2010, s.469; Imran ve Hutchison, 2015).

Prosedür bittikten sonra ise diş, pürüzsüz mine parlaklığını elde etmek için kauçuk uçlarla parlatılır (Sherwood, 2010, s.469).

2.3.3. Beyazlatma uygulamaları

Beyazlatma, organik pigmentasyonların dişlerde neden olduğu renklemeleri kimyasal ajan yardımı ile okside ederek diş renginin açılması işlemidir (Alqahtani, 2014; Kwon ve Wertz, 2015; Alkahtani, 2020). Beyazlatma uygulamaları vital ve devital beyazlatma uygulamaları olarak sınıflandırılmaktadır (Alqahtani, 2014; Alkahtani ve ark., 2020).

Devital diş beyazlatma, 1848'de limondan elde edilen kloridin kullanımıyla başlamıştır (Plotino ve ark., 2008; Alqahtani, 2014). 1864'te Truman, devital dişleri beyazlatmak için en etkili tekniği, kalsiyum hidroklorit ve asetik asit solüsyonundan klor kullanan bir yöntemi tanıtmıştır (Dahl ve Pallasen, 2003; Garg ve Garg, 2013, s.541; Alqahtani, 2014). Bunun daha sonra Labarraque çözeltisi olarak bilinen ticari türevi, sulu bir sodyum hipoklorit çözeltisi piyasaya çıkmıştır. On dokuzuncu yüzyılın sonlarında, potasyum siyanür, oksalik asit, sülfürik asit, hidrojen dioksit (hidrojen peroksit veya perhidrol), alüminyum klorür, sodyum hipofosfat, pyrozone ve sodyum peroksit dahil olmak üzere devital dişlerde birçok başka beyazlatıcı ajan da başarıyla kullanılmıştır. İndirgeyici bir ajan olan sülfürik asit hariç tüm bu maddeler, dişin organik kısmına etki eden doğrudan veya dolaylı oksitleyiciler olarak kabul edilmiştir. Daha sonra, en etkili doğrudan oksitleyicilerin pyrozone, superoxol ve sodyum dioksit olduğu, dolaylı oksitleyicinin ise bir klor türevi olduğu anlaşılmıştır. Pyrozone, 1950'li ve 1960'lı yılların kesiştiği dönemlerde, sodyum perborat gibi devital dişler için etkili bir şekilde kullanılmaya devam etmiştir (Plotino ve ark., 2008; Alqahtani, 2014). Ancak, 1970'lerin sonlarında güvenlik amacıyla, Nutting tarafından Pyrozone yerine Superoxol kullanmaya başlamıştır. Daha sonra ise bunu sodyum perborat ile birleştirmiştir. Ayrıca, sodyum perborattan daha fazla oksijen saldığı için, sodyum peroksiborat monohidrat olan Amosan'ın (Knox Mfg.Co., Tulsa, OK, Amerika) kullanılmasını tavsiye etmiştir. Ek olarak, güta perkanın herhangi bir prosedürden önce kapatılması gerektiğini önermiştir (Alqahtani, 2014).

1961'de ortaya atılan "*Walking Bleach*" tekniği, hastanın kliniğe ziyaretleri arasında kapatılan pulpa odasına bir sodyum perborat ve su karışımının yerleştirilmesi ile yapılmıştır. Yöntem daha sonra modifiye edilmiş ve beyazlatma etkisini iyileştirmek için su ve % 30-35 hidrojen peroksit ile değiştirilmiştir (Dahl ve Pallesen, 2003).

Vital dişlerde 1868 gibi erken bir tarihte oksalik asit veya Pyrozone ve daha sonra da hidrojen peroksit ile beyazlatılmıştır. 1911'de, konsantre hidrojen peroksitin bir ısıtma cihazı veya bir ışık kaynağı ile kullanılması kliniklerde uygulanabilir bir yöntem olarak kabul edilmiştir (Alqahtani, 2014).

Ayrıca, 1960'ların son dönemlerinde, bir ortodonti uzmanı olan Dr. Bill Klusmier ev tipi beyazlatma tekniğini keşfetmiştir. Hastalarına "reçetesiz satılan" oral antiseptik Gly-Oxide (Marion Merrell Dow, Kansas City, MO, Amerika) kullanmaları talimatını vermiş ve bu tedavinin diş eti sağlığını iyileştirmekle birlikte dişleri de beyazlattığını keşfetmiştir (Dahl ve Pallesen, 2003; Alqahtani, 2014). Daha sonra, karbamid peroksit iğereren ve daha yavaş salınımı nedeniyle ortodontik hastalar için tercih edilen Proxigel (%10 karbamid peroksit, su, gliserin ve karbopol karışımı) pazarlanmış ve Gly-Oxide'in yerini almıştır.

1990'lı yıllarda, daha dūřük konsantrasyonlarda karbamid peroksit veya hidrojen peroksit iğereren "tezgah ũstü" (OTC) beyazlatma maddeleri ise Amerika Birleřik Devletleri'nde piyasaya sũrũlmüř ve evde kullanım için doğrudan pazarlanmıştır. Gũncel olarak, mevcut ofis iči beyazlatma tekniği tipik olarak ışıklı veya ışıksız ve rubber-dam izolasyonu varlığında % 15 ile % 40 arasında farklı konsantrasyonlarda hidrojen peroksit kullanılarak gerçekleşmektedir (Alqahtani, 2014).

2.3.3.1. Devital dişlerde beyazlatma uygulamaları

Termokatalitik beyazlatma, *walking bleach* (intrakoronel beyazlatma), *closed chamber bleaching* (ekstrakoronel beyazlatma), iči diř kombine beyazlatma ve lazer destekli beyazlatma teknikleriyle devital diřlerde beyazlatma yapılmaktadır (Sherwood, 2010, s.457).

Termokatalitik beyazlatma tekniğinde, rubber-dam uygulaması ile birlikte %30-35 hidrojen peroksit jel pulpa odasına yerleştirilir ve ışık veya ısı ile etkinleştirilir. Genellikle diş 5 dakika boyunca 50 ila 60° C arasında tutulur ve daha sonra 5 dakika soğuması için zaman tanınır (Plotino ve ark., 2008; Alqahtani, 2014). Daha sonra jel çıkarılır, diş kurutulur ve daha fazla tedaviye gerek olup olmadığını değerlendirmek üzere 2 hafta sonra diş tekrar gözden geçirilinceye kadar ziyaretler arasında "*walking bleach tekniği*" kullanılır (Alqahtani, 2014).

Walking bleach, rubber-dam uygulaması ile birlikte dişin pulpa odasına %30 hidrojen peroksit ve sodyum perborat ile kapatılmasını temel alır (Alqahtani, 2014). İlk olarak giriş kavitesi açılır, 2mm koronal güta perka çıkarılır ve çıkarılan güta perka yerine 2 mm kalınlığında, tercihen cam iyonomer siman, çinko fosfat, çinko oksit öjenol veya polikarboksilat simandan oluşan mekanik bir bariyer yerleştirilir. Daha sonra beyazlatıcı madde pulpa odasına yerleştirilir ve geçici bir dolgu maddesi ile kapatılır. 1 hafta sonra hasta çağırılır ve daha fazla tedaviye gerek olup olmadığını değerlendirilir. Eğer tedaviye gerek var ise aynı işlem tekrarlanır ancak istenilen renk elde edilmişse 2 hafta sonra daimi restorasyon yapılır (Garg ve Garg, 2013, s.549; Alqahtani, 2014).

İç diş kombine beyazlatma tekniği, *walking bleach* beyazlatma tekniği ile evde beyazlatma tekniğinin kombinasyonudur. Bu teknik, beyazlatma programını daha etkili hale getirmek için kullanılır. Bu beyazlatma tedavisi kombinasyonu, tek koyu renkli vital veya devital diş gibi spesifik problemler için ve aynı dişte bulunan farklı menşeli lekeleri tedavi etmek için zor lekelerin tedavisinde kullanılır (Garg ve Garg, 2013, s.549).

Lazer ile beyazlatmada lazer beyazlatma jeli kullanılır. Lazer beyazlatma jeli, termal olarak emilmiş kristaller, füme silika ve %35 hidrojen peroksit içerir. İlk olarak jel uygulanır ve daha sonra jelde bulunan kristalleri daha da aktive ederek oksijenin ayrışmasına ve dolayısıyla mine matrisine daha iyi nüfuz etmesine neden olan ışık kaynağı tarafından aktive edilir (Garg ve Garg, 2013, s.450).

2.4. Beyazlatma Materyallerinin Bileşenleri ve Etki Mekanizmaları

Birinci nesil beyazlatma maddeleri sıvı halde bulunmaktaydı ve kolayca yok oldukları için ve sık sık yenilenmeleri gerekmekteydi. İkinci nesil beyazlatma maddeleri daha viskozdur ve jel formundadır, bu nedenle daha uzun süre dayanarak ortamda kalabilirler. Üçüncü nesil beyazlatma maddeleri ise renk ve aktivasyon modlarına göre farklılık gösterirler (Sherwood, 2010, s.460; Garg ve Garg, 2013, s.542).

Güncel beyazlatma maddeleri hem aktif hem de inaktif bileşenler içerir. Aktif temel bileşenler, genellikle hidrojen peroksit veya karbamid peroksittir. Bununla birlikte, temel inaktif bileşenler arasında taşıyıcı, kıvam artırıcı maddeler, sürfaktan ve pigment, tatlandırıcı ve koruyucu yer alabilir (Alqahtani, 2014).

Günümüzde en çok kullanılan aktif moleküller; karbamid peroksit, sodyum perborat, klorin dioksit ve hidrojen peroksittir (Kwon ve Wertz, 2015).

2.4.1. Karbamid peroksit

Karbamid peroksit ($\text{CH}_6\text{N}_2\text{O}_3$), karbonik asidin bifonksiyonel bir türevidir ve katı beyaz kristal formundadır (Garg ve Garg, 2013, s.542; Kwon ve Wertz, 2015). Karbamid peroksit, kararlı yapıda olan bir komplekstir ve su ile reaksiyona girerek aktif bileşenlerine parçalanır. % 3.35 hidrojen peroksit, %10 karbamid peroksit çözeltisi ve % 6.65 üreye ayrılır. Yapısal stabilitesi, hidrojen peroksit ile karşılaştırıldığında daha yavaş bozunmasına sebep olur ve bu da daha uzun süreli aktif beyazlatma süreci elde edilmesini sağlar (Price ve ark., 2000; Alqahtani, 2020).

2.4.2. Hidrojen peroksit

Hidrojen peroksit (H_2O_2 / HP), sıvı formunda ve renksiz olmakla birlikte, sudan biraz daha viskozduur ve molar kütlesi 34.01 g /mol'dür. Moleküler ağırlığının düşük olması nedeniyle, oksijeni serbest bıraktığı dentine nüfuz edebilir ve böylece dentin tübüllerinin içindeki organik ve inorganik bileşiklerin çift bağlarını kırabilir (Kwon ve Wertz, 2015). Hidrojen peroksit, suya ve reaktif oksijen radikallerine ayrışan

kararsız bir bileşiktir. (Walsh, 2000; Alkahtani ve ark., 2020). Beyazlatma etkisinden sorumlu olan serbest radikal ise perhidroksildir (HO_2) (Garg ve Garg, 2013, s.542).

Beyazlatma maddelerinin çoğu bir tür hidrojen peroksit içerir (Sherwood, 2010, s.460). Diş hekimliğinde hidrojen peroksit % 5 ile % 35 arasında değişen konsantrasyonlarda kullanılır (Kwon ve Wertz, 2015).

2.4.3. Sodyum perborat

Hidrojen peroksit içermeyen beyazlatma ajanları arasında en sık kullanılan ajandır (Sherwood, 2010, s.460). Sodyum perborat ($NaBO_3$), toz halinde bulunan kokusuz, beyaz ve suda çözünür bir kimyasal bileşiktir. Kuru olduğunda stabil olmasına rağmen, asit, ılık hava veya su varlığında, sodyum metaborat, hidrojen peroksit ve oksijen oluşturmak için parçalanır. Sodyum perborat, oksijen içeriği bakımından farklılık gösterir. Bu nedenle, farklı beyazlatma etkinliğine sahip çeşitli monohidrat, trihidrat ve tetrahidrat formlarında gelir. Sodyum perborat ve damıtılmış su (2 g/1 mL) karışımı, %16.3 hidrojen peroksit eşdeğer bir etkiye sahiptir (Kwon ve Wertz, 2015).

2.4.4. Klorin dioksit

Hidrojen peroksit içermeyen bir başka beyazlatma ajanı ise klorin dioksittir (ClO_2) (Sherwood, 2010, s.460). Klorin dioksit, güçlü ve kullanışlı bir oksitleme maddesidir ve su arıtmada ve diş beyazlatmada yaygın olarak kullanılır. Klorin dioksit ile ilgili güvenlik endişeleri vardır ancak; Ablal ve ark., 2013, yaptıkları in vitro çalışmada, %0,07 klor dioksitin dişleri %35 hidrojen peroksit kiyasla daha hızlı bir oranda etkili bir şekilde beyazlattığını göstermişlerdir.

2.4.5. Kıvam artırıcı ajanlar

Karbopol (karboksipolimetilen), beyazlatma maddelerinde en sık kullanılan kıvam artırıcı ajandır. Konsantrasyonu genellikle %0,5 ile %1,5 arasındadır. Bu yüksek moleküler ağırlıklı poliakrilik asit polimeri, iki temel avantaj sunar. Birincisi, malzemenin viskozitesini artırarak beyazlatma jelinin uygulama bölgesine daha iyi

adaptasyonuna olanak sağlar. İkinci olarak ise, beyazlatma maddesinin aktif oksijen salınım süresini 4 kata kadar artırır (Rodrigues ve ark., 2007; Alqahtani, 2014).

Polyx, Colgate Platinum ağartma kitinde kullanılan bir kıvamlaştırıcıdır. Ayrıca, jellerin pH'ını 5-7'ye düşürmek için ise trolamin kullanılır (Sherwood, 2010, s.460).

2.4.6. Üre

Üre, beyazlatıcı maddede hidrojen peroksiti stabilize etmek, çözeltinin pH'ını yükseltmek ve antikaryojenik etkisi nedeniyle kullanılır (Sherwood, 2010, s.460; Garg ve Garg, 2013, s.542).

2.4.7. Sürfaktan

Sürfaktan, hidrojen peroksitin jel dış sınırından geçmesine izin veren yüzey ıslatma maddesi olarak işlev görür (Garg ve Garg, 2013, s. 542; Alqahtani, 2014).

2.4.8. Koruyucular

Koruyucu maddeler olarak genellikle, fosforik asit, sitrik asit veya sodyum stannat, metil, propilparaben ve sodyum benzoat kullanılır. Koruyucular, bakteri üremesini engelleme ve bazı geçiş metallerini serbest bırakarak hidrojen peroksitin parçalanmasını hızlandırma özelliğine sahiptirler (Sherwood, 2010, s.460; Garg ve Garg, 2013, s.543; Alqahtani, 2014).

2.4.9. Taşıyıcılar

Gliserin en yaygın kullanılan taşıyıcıdır. Taşıyıcılar, beyazlatma jelinin viskozitesini artırır ve manipülasyon kolaylığı sağlar (Sherwood, 2010, s.460; Garg ve Garg, 2013, s.543; Alqahtani, 2014).

2.4.10. Tatlandırıcılar

Aromalar, beyazlatma ürünlerinin tadı ve tüketicinin memnuniyetini artırmak için kullanılan maddelerdir (Sherwood, 2010, s.460; Garg ve Garg, 2013, s.543;

Alqahtani, 2014). Örnekler arasında nane, keklik üzümü, sassafras, anason ve sakarin gibi tatlandırıcılar yer alır (Alqahtani, 2014).

2.4.11. Florür ve %3 potasyum nitrat

Beyazlatma sonrası dişlerin hassasiyetini önlemek için kullanılırlar (Garg ve Garg, 2013, s.543).

2.5. Adezyon

Benzer atomların veya moleküllerin birbirine bağlanmasına kohezyon, farklı atomların veya moleküllerin birbirine bağlanmasına ise adezyon denir (Marshall ve ark., 2010; Roeder ve ark., 2011). Adezyonu oluşturan maddeye ya da adezyon elde etmek için ilave edilen film tabakasına “adeziv”, adezivin uygulandığı maddeye ise “aderent” adı verilir (Perdigão, 2007; Marshall ve ark., 2010; Anusavice ve ark., 2013, s.24).

Kimyasal (*adsorbsiyon*), elektrostatik ve mekanik olmak üzere farklı adezyon türleri vardır (Marshall ve ark., 2010, Roeder ve ark., 2011; Arhun ve Oğlakçı, 2017).

Elektrostatik adezyon, çift katlı elektriksel tabaka ile metal ve polimer yapının birbirine bağlanmasıdır ve zayıf bir bağıdır (Arhun ve Oğlakçı, 2017).

Kimyasal adezyon kuvvetleri her zaman bulunmasına rağmen oldukça zayıftırlar (Marshall ve ark., 2010, Roeder ve ark., 2011). Van der Waals kuvvetleri her arayüzde meydana gelirken, genellikle Van der Waals kaynaklı dipollere ek olarak kalıcı dipollerden oluşan daha güçlü bağlarla desteklenir (Marshall ve ark., 2010). Kimyasal olarak ise, kovalent, iyonik, metalik ve şelasyon bağları oluşabilir (Marshall ve ark., 2010; Roeder ve ark., 2011). Kimyasal bağlar oldukça güçlü olmasına rağmen bir arayüz boyunca yoğun bir şekilde üretilmesi çok zordur. Organo-silan birleştirme ajanları kullanarak bir miktar kimyasal adezyonu teşvik etmek mümkündür ancak; kimyasal reaksiyonlar veya şelasyon reaksiyonları için bulunan fırsatlara rağmen, ilgili kısımların çoğu hiç kimyasal bağ oluşturmaz. Bunun yerine, fazların ıslanmasını önemli ölçüde iyileştirme işlevi görürler ve malzemelerin arayüzler boyunca

adaptasyonunu artırarak hareket ederler. Kimyasal adezyon, çok sayıda dental materyal uygulamasında onlarca yıldır aranmakta ve araştırılmaktadır ancak; sonuçlar büyük ölçüde hayal kırıklığı yaratmıştır. Bu nedenle, kimyasal adezyon, mekanik adezyonun gölgesinde kalmıştır (Marshall ve ark., 2010). Dental materyaller için en yaygın adezyon mekanizması mekanik kilitlemedir (Marshall ve ark., 2010, Roeder ve ark., 2011). Mekanik adezyon, adezivin aderente penetre olması ile birlikte bir düzeyde birbirlerine kenetlenmeleri ile oluşur (Marshall ve ark., 2010). Diş yapısında gerçekleşen mekanik adezyona mikro-mekanik adezyon denir (Anusavice ve ark., 2013, s.28).

Başarılı bir adezyon oluşturmak için dikkat edilmesi gereken bazı hususlar vardır. Güçlü adeziv bağlar için en temel gereksinim, yüzeyin temiz olması ve dolayısıyla yüksek enerji durumunda olmasıdır (Marshall ve ark., 2010; Roeder ve ark., 2011). Su, organik kalıntılar ve/veya biyofilmler klinik durumda her zaman mevcuttur ve ıslanma ve yayılmaya etki eder. Dental restoratif işlemler için prepare edilen dişler, yüzeyde kalan kontaminantlar ve smear tabakası nedeniyle düşük enerjili yüzeylere sahiptir. Asitle aşındırma, kontaminantların çoğunu ortadan kaldırır, mikro-mekanik kilitleme için yüzey pürüzlülüğü sağlar ve mineral kristalleri üzerinde fasetler oluşturur. Aşındırılmış mine, monomerler tarafından kolayca ıslatılır, iyi nüfuz sağlar ve kolayca mikro-mekanik bağlar oluşturur (Marshall ve ark., 2010).

Islanabilirlik, sıvının, katı yüzeyi arada aralık kalmaksızın kaplayabilmesidir ve mikro yüzey pürüzlülüğünün varlığı ile artırılır (Marshall ve ark., 2010). Wenzel denklemi, yüzey pürüzlülüğü ve ıslanabilirlik arasındaki ilişkiyi belirtir (Wenzel, 1936). Wenzel'in denklemi şu şekilde tanımlanabilir: $r = \cos \theta_1 / \cos \theta_2$ ve burada r , sırasıyla pürüzsüz ve pürüzlü yüzeylerin temas açılarının oranıdır (Marshall ve ark., 2010). Bu denklem, 90°'den küçük temas açıları için, yüzey pürüzlülüğü ile ıslanmanın arttığını, ancak temas açısı 90°'den büyük olan ıslanmayan malzemeler için azaldığını öngörür (Marshall ve ark., 2010). Wenzel etkisi, polimer yüzeyler, simanlar ve kompozitler dahil olmak üzere bazı dental materyaller için onaylanmıştır (Busscher ve ark., 1984; Milosevic, 1992; O'Kane ve ark., 1993).

İç kısımda atomlar dengededir ve kristal yapıdaki bitişik atomlar arasındaki kuvvetler de dengededir ancak; yüzeyde bu denge yoktur çünkü atomların dış yüzeyinde atomlar arası etkileşim yoktur. Yüzey serbest enerjisi, yüzeydeki bir atom ile iç kısımdaki bir atom arasındaki farkı temsil eder. Adezyonun meydana gelmesi için adezivin alt tabakayı ıslatması gerekir. Islanmayı gözlemlemenin en yaygın yöntemi deyim açısını ölçmektir. Deyim açısı, bir katı ile temas halinde olan bir sıvı damlacığının iç açısıdır. İlgili katı, sıvı ve gaz fazları arasındaki enerjik dengeyi temsil eder. Islanma, sıvı deyim açısına göre ıslatmama ($>90^\circ$), ıslatma ($<90^\circ$) ve yayılma ($\sim 0^\circ$) olarak sınıflandırılır. Amaç her zaman sıvının kohezyon kuvvetinin olumsuz bir şekilde azalmasına neden olacak kadar sıvı yüzey gerilimini düşürmeden yayılmayı destekleyen koşulları seçmektir. Bir arayüzdeki enerji dengesini yöneten denklem Young's denklemidir (Marshall ve ark., 2010). Young's denklemi şu şekilde tanımlanabilir: $\gamma_{SV} = \gamma_{SL} + \gamma_{LV} \cos \theta$ (Makkonen, 2016). θ , deyim açısıdır ve "s", "v" ve "l" sırasıyla katı, sıvı ve buhar fazlarını ifade eder (Marshall ve ark., 2010; Makkonen, 2016). Bir katının kritik yüzey gerilimi, yüzey serbest enerjisiyle ilişkilidir ve bilinen yüzey gerilimine sahip çeşitli sıvılar temas açısına karşı çizildiğinde, temas açısına karşı sıvı yüzey gerilimi grafiğinden belirlenir. Kritik yüzey gerilimi, grafik 0° temas açısına göre elde edilen değerdir. Düşük temas açıları, temiz yüksek enerjili yüzeylerde, sıvılar veya monomerler tarafından oluşturulur. Yüksek enerjili yüzeyler, güçlü, sert, kristalin ve yüksek erime noktalarına sahip katıları içerir (Marshall ve ark., 2010). Kritik yüzey gerilimi ıslanabilirlik için uygun olsa da, adezivin viskozitesi yeterince düşük olmalı ve yayılan ve yapışan yüzeyin detaylarına uyum sağlamak için mevcut uygulama süresi içinde yeterli akışa sahip olmalıdır (Marshall ve ark., 2010). Bir çok dental materyalin viskozitesi, neredeyse sabit bir değere ulaşana kadar artan gerinim hızı ile azalır. Yani, ne kadar hızlı karıştırılırlarsa, bir şırıngadan geçirilirse veya sıkılırlarsa o kadar az viskoz ve daha sıvı hale gelirler. Bu psödoplastik viskozitedir (Anusavice ve ark., 2013, s.33). Boşluklara akma eğilimi, bir penetrasyon katsayısı (PC) cinsinden, Washburn denklemi ile ölçülebilir (Chibowski ve Holysz, 1992). Washburn denklemi şu şekilde tanımlanabilir: $(\gamma \cos \theta / 2\eta) / rt = d^2$. Burada, d sıvının hareket ettiği mesafe, γ sıvının yüzey gerilimidir, θ temas açısıdır, η sıvının dinamik viskozitesidir, r yarıçaptır ve t penetrasyon süresidir. Daha büyük PC değerleri daha hızlı penetrasyona karşılık gelir (Marshall ve ark., 2010).

2.6. Adeziv Sistemler

Restoratif diş hekimliğinde en büyük zorluklardan biri, diş-restorasyon arayüzünün etkili bir şekilde kapatılmasıdır. Kompozit restorasyonlar, diş yapısı ile mikro-mekanik bir bağ oluşturan adeziv sistemlere dayanır (Manuja ve ark., 2012).

Adeziv restoratif ve koruyucu diş hekimliğinin temeli 1955 yılında atılmıştır (Swift ve ark., 1995). 1955 yılında, Bounocore, kompozit rezinlerin mine yüzeyine bağlanmasını sağlayan asit uygulama yöntemini tanıtmış ve %85'lik fosforik asitin mineye uygulanabileceğini bildirmiştir (Eren ve Bektaş, 2006; Perdigão, 2007; Tüfek ve Ayna, 2019).

Adeziv sistemler için geçmişte ve bilimsel literatürde çeşitli sınıflandırmalar önerilmiştir ancak; terminoloji konusunda henüz bir fikir birliğine varılamamıştır (Van Meerbeek ve ark., 2005; Tüfek ve Ayna, 2019). Adeziv sistemler, smear tabakası üzerindeki etkisine göre; smear tabakasını modifiye eden adeziv sistemler, smear tabakasını ortamdaki tamamen uzaklaştıran adeziv sistemler ve smear tabakasını çözen adeziv sistemler, olarak sınıflandırılmaktadır (Tüfek ve Ayna, 2019).

Adeziv sistemler, tarihsel gelişim ve bağlanma dayanımlarına göre ise 7 grupta sınıflandırılmaktadır (Arhun ve Oğlakçı, 2017; Tüfek ve Ayna, 2019).

1962 yılında üretilen N-phenylglycine-glycidyl methacrylate (NPG-GMA) kökenli birinci nesil adeziv sistemler, kolajenlere kovalent, hidroksiapatit kristallerine ise iyonik, bağlarla bağlanırlar. Bağlanma dayanımları (1-3 MPa) oldukça düşüktür ve bunun sebebi hidrofobik olmaları olarak gösterilmektedir (Tüfek ve Ayna, 2019).

İkinci nesil adeziv sistemler, 1978 yılında tanıtılmıştır (Tüfek ve Ayna, 2019). Bu sistemde kullanılan ürünler, bisfenol-A glisidil metakrilat (bis-GMA) veya hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi doldurucu içermeyen rezinlerin halofosfat esterleriydi (Swift, 2002; Tüfek ve Ayna, 2019). Bu adezivler, yüzey ıslatma ve smear tabakasındaki fosfat grupları ile kalsiyum iyonları arasındaki etkileşim yoluyla dentine bağlanırlar (Eliades ve ark., 1985; Swift, 2002). Ortalama bağlanma

dayanımları 1-10 MPa olarak bildirilmektedir (Swift, 2002). Birinci ve ikinci nesil adeziv sistemler smear tabakası üzerine uygulanarak dentinin inorganik yapısına bağlanma amacıyla geliştirilmiş ancak; direkt olarak dentine bağlanamamakta ve istenilen başarı elde edilememektedir (Swift, 2002; Tüfek ve Ayna, 2019).

1984 yılında üçüncü nesil adezivler geliştirilmiştir. Üçüncü nesil adeziv sistemlerde, smear tabakasını modifiye ederek etki göstermesi beklenir. Böylece, rezinin dentine penetrasyonunun sağlanması amaçlanır. Bu sistem hem hidrofilik hem hidrofobik monomer olan 4-META'dan (4-metakriloksietil trimellitat anhidrit) oluşmaktadır ve bağlanma dayanımı ortalama 10-14 MPa olarak bildirilmektedir (Tüfek ve Ayna, 2019).

1990'ların başında geliştirilen dördüncü nesil adeziv sistemlerde, smear tabakasını tamamen uzaklaştırmak amaçlanır (Kiremitçi ve Hürmüzlü, 2011; Tüfek ve Ayna, 2019). Asit ile yüzey hazırlandıktan sonra primer adı verilen 4-META, HEMA (Hidroksietil metakrilat) ve BPDM (Bifenil Dimetakrilat) gibi moleküller uygulanır. Primerdeki hidrofilik gruplar nemli dentin yüzeyine afinite gösterir ve kolajen ağını ıslatarak penetre olur. Böylece ıslanabilirlik ve yüzey enerjisini artırır. Daha sonra uygulanan adeziv rezin dentine nüfuz eder ve primer ile birlikte polimerize olur. Böylelikle birbiri içine geçmiş rezin ve kolajen tabakası oluşur. Aside karşı dirençli bu tabakaya "hibrit tabaka" adı verilir (Kiremitçi ve Hürmüzlü, 2001). Bu sistemlerin ortalama bağlanma dayanımı değerlerinin 18-30 MPa olduğu bildirilmektedir (Tüfek ve Ayna, 2019).

1990'ların ortalarında, *etch and rinse* adeziv sistemlerin klinik uygulamadaki zorluğu nedeniyle, primer ve adeziv rezinin birleştirildiği "*one bottle*" sistem olarak adlandırılan beşinci nesil adeziv sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemler de yine smear tabakasını tamamen uzaklaştırmayı amaçlamıştır (Kiremitçi ve Hürmüzlü, 2001; Gupta ve ark., 2015; Tüfek ve Ayna, 2019). Bağlanma dayanımlarının dördüncü nesil adeziv sistemlere benzediği iddia edilmektedir (Tüfek ve Ayna, 2019).

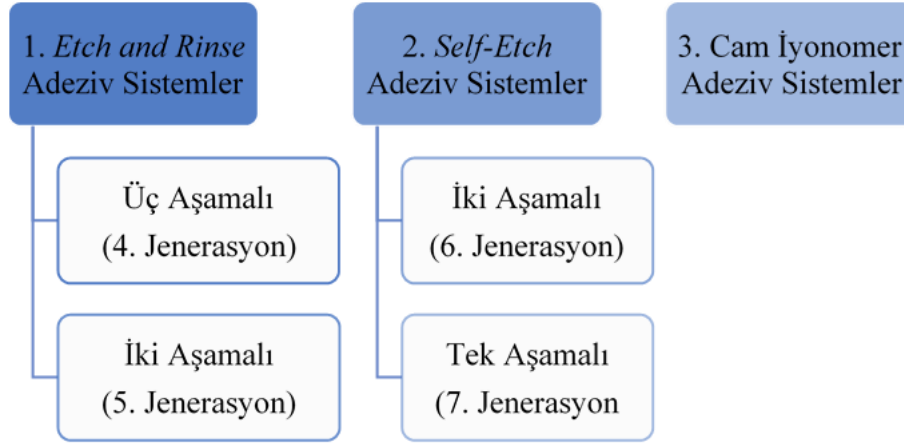
2000'li yılların başında geliştirilen altıncı nesil adeziv sistemler, smear tabakasını çözmeyi hedefler. Bu sistemde; asidik primer ve adeziv rezin uygulaması yapıldığı

için, asitle pürüzlendirme, yıkama ve kurutma işlemleri yapılmamaktadır. Bağlanma dayanımları minede daha zayıf bulunsa da dentinde yeterli olduğu bildirilmektedir (Tyas ve Burrow, 2004; Tüfek ve Ayna, 2019).

2000'li yılların sonlarında geliştirilen yedinci nesil adezivler yine smear tabakasını çözmeyi hedefler. Bu sistemlerin geliştirilmesindeki en önemli etken teknik hassasiyeti azaltmak olmuştur. Asidik monomer, primer ve bonding ajan tek şişede birleştirilerek "*All in One*" sistemler olarak piyasaya sürülmüştür (Tyas ve Burrow, 2004; Abraham ve ark., 2013; Tüfek ve Ayna, 2019). Bağlanma dayanımlarının altıncı nesil adezivlere benzer olduğu iddia edilmektedir (Tüfek ve Ayna, 2019). Son yıllarda, "*All in One*" sistemlerin eksikliklerini ortadan kaldırmak amacıyla sunulan "*Universal*" veya "*Multimode*" olarak adlandırılan ürünler tüm uygulama yöntemleri ile uygulanabilecek şekilde üretilmiş ve yedinci nesil adezivler olarak sınıflandırılmışlardır (Cuevas-Suárez ve ark., 2019; Tüfek ve Ayna, 2019; Nagarkar ve ark., 2019). "*Universal*" adezivler, herhangi bir bağlanma stratejisiyle eşit derecede iyi performans gösteren ve diş yapısına ve farklı yapılara yeterli şekilde bağlanan tek şişeli, karışmayan bir adeziv sistem olarak tanımlanmaktadır (Nagarkar ve ark., 2019). "*Universal*" adezivler; kompozit rezinler, cam matriksli seramikler, zirkonya ve metaller gibi çeşitli direkt ve indirekt restoratif materyallerin yapıştırılmasında çok yönlü kullanım sunar (Nagarkar ve ark., 2019).

Tarihsel gelişimi baz alan adeziv sistem sınıflamasının bilimsel temellere dayalı olmadığı araştırmacılar tarafından ifade edilmiştir. Adeziv sistemlerin uygulama yöntemleri ve dentin ile etkileşimlerine göre sınıflandırılmasının daha basit, anlaşılabilir ve güvenilir olduğu düşünülmektedir (Gueders ve ark., 2006; Tüfek ve Ayna, 2019). Bu bilgiler doğrultusunda adeziv sistemler uygulama yöntemlerine göre sınıflandırıldığında üç ana başlık altında incelenmektedir.

Tablo 2.3. Adeziv sistemlerin uygulama yöntemlerine göre sınıflandırılması (Eren ve Bektaş, 2006; Arhun ve Oğlakçı, 2017; Tüfek ve Ayna, 2019).



2.6.1. Üç aşamalı *etch and rinse* adeziv sistemler

“*Etch and Rinse*” terimi mine ve dentin dokusunun birlikte farklı sürelerde pürüzlendirilmesini ifade etmektedir (Eren ve Bektaş, 2006). *Etch and rinse* adeziv sistemler, smear tabakasını ortadan kaldıran adeziv sistemlerdir. %30-40 konsantrasyonda fosforik asit kullanımı, minede hidroksiapatitleri uzaklaştırıp derin boşluklar elde edilmesini sağlarken, dentin dokusunu birkaç mikrometre derinliğe kadar demineralize ederek kolajenden zengin yapıyı açığa çıkarmaktadır. Böylece, hidrofilik monomerlerin infiltre olduğu kolajen lifler açığa çıkmış olmaktadır (Arhun ve Oğlakçı 2017; Tüfek ve Ayna, 2019).

Üç aşamalı *etch and rinse* sistemler, asit uygulama ve yıkama, primer uygulanması ve adeziv rezin uygulanması olmak üzere üç temel basamak içerirler (Van Meerbeek ve ark., 2005; Eren ve Bektaş, 2006). *Etch and rinse* adeziv sistemlerde, asitle pürüzlendirme yaparak minenin yüzey alanı artırılmakta ve bu şekilde minenin yüzey enerjisini artırmak amaçlanmaktadır (Muñoz ve ark., 2013). Asit uygulamasının, minede oluşturduğu mikroporözite içeren alanlara rezin monomerlerinin infiltrasyonu ve polimerizasyonu ile mikro-mekanik bağlanma oluşmaktadır (Perdigão ve ark., 2006). Mine asitlendikten sonra, mine prizmaları arasında oluşan boşluklara rezin infiltrasyonu ile oluşan rezin taglar makrotag, prizma iç kısımlarında oluşan rezin taglar ise mikrotag olarak adlandırılmaktadır (Tüfek ve Ayna, 2019). *Etch and rinse*

adeziv sistemlerde asit uygulamasıyla smear tabakasını kaldırmak, dentin tübüllerini ve demineralizasyona bağlı kolajen fibrilleri açığa çıkarmak, sonrasında nemli dentin yüzeyine uygulanan primer ve bond ile hibrit tabakası oluşturmak amaçlanmaktadır (Silveira de Araújo ve ark., 2006). Minede iyi bir bağlanma sağlanabilmesi için hava ile kurutma işlemi gerekir. Ancak, demineralize olmuş dentinin kurutulması esnasında kolajen fibrillerin büzülme riski vardır. Bu nedenle, dentini nemli tutmak oldukça dikkat edilmesi gereken bir husustur. Bu teknik "*wet bonding*" ya da "nemli bağlanma" olarak tanımlanmaktadır (Tüfek ve Ayna, 2019).

2.6.2. İki aşamalı *etch and rinse* adeziv sistemler

İki aşamalı *etch and rinse* sistemlerde, asit ile pürüzlendirme üç aşamalı sistemde olduğu gibi ilk aşamayı oluşturmaktadır. Hidrofobik bond ile çözücü içeren hidrofilik primerin tek bir solüsyonda birleştirildiği "*one bottle*" olarak adlandırılan adeziv sistemlerdir (Reis ve ark., 2008; Song ve ark., 2015). Primer ile bondun tek seferde uygulanması ile teknik hassasiyeti azaltmak amaçlanmış olsa da bu aşamanın birkaç kez uygulanmasının önerilmesi sebebiyle süre uzamakta ve teknik hassasiyet artabilmektedir. Bunun yanında asit uygulanan dentin üzerine primer ve bondun tek seferde uygulanması dentinin iyi örtülmesini ve uygun hibrit tabaka oluşmasını engelleyebilmektedir (Tüfek ve Ayna, 2019).

2.6.3. İki aşamalı *self-etch* adeziv sistemler

İlk *self-etch* adezivler, HEMA ve su bazlı adezivlerdeki asidik monomer miktarı artırılarak geliştirilmiştir. *Self-etch* adezivler, mine ve dentin yüzeyini aynı anda hazırlayan asidik monomerler içerdiklerinden ayrı bir *etch and rinse* aşaması gerektirmezler (Van Meerbeek ve ark., 2005).

İki aşamalı *self-etch* adezivlerde, birinci aşamayı asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonu, ikinci aşamayı ise hidrofobik bond uygulaması oluşturmaktadır (Eren ve Bektaş, 2006; Tüfek ve Ayna, 2019). Asidik primer uygulanmış yüzeye bond uygulandıktan sonra her iki tabaka birlikte ışıkla polimerize edilir (Tüfek ve Ayna, 2019). Bu sistemlere eklenen; Fenil-P (Phenyl-P), 10-metakriloiloksidetil dihidrojenfosfat (10-MDP), metakriloiloksidodesilpiridinyum

bromür (MDPB), 4-metakriloiloksietil trimellitit anhidrit (4-META), 4-metakriloiloksietil trimellitik asit (4-MET), 11-metakriloiloksi-1,1-undekandikarboksilik asit (MAC10), 4-akriloiloksietil trimellitit anhidrit (4-AETA), 2-metakriloiloksietil dihidrojen fosfat (MEP), fosfat metakrilatlar, akrilik eter fosfonik asit ve diğer fosforik asit esterleri gibi fonksiyonel asidik monomerlerle açığa çıkan hidroksiapatit kristalleri ve içerdikleri kalsiyum arasında elektrostatik etkileşim oluşmaktadır (Bağlar ve ark., 2015; Giannini ve ark., 2015; Tüfek ve Ayna, 2019). ‘Adezyon-Dekalsifikasyon’ konsepti adı verilen bu etkileşime göre monomer-kalsiyum kompleksinin dış etkenlere karşı dirençli olma yeteneğine bağlı olarak bu iyonik bağlanma ya dış sert dokularını demineralize etmektedir ya da kalsiyum ile kimyasal bağlanmaktadır. Böylece hibrit tabaka ile pürüzlendirilen yüzey arası boşluk minimize edilmektedir (Tüfek ve Ayna, 2019).

2.6.4. Tek aşamalı *self-etch* adeziv sistemler

Tek aşamalı *self-etch* adeziv sistemler, klinik olarak bir arada bulunan asidik monomer, primer ve bondun tek aşamada uygulandığı sistemlerdir (Eren ve Bektaş, 2006; Tüfek ve Ayna, 2019). Bu tür adeziv sistemler, yüksek oranda su içermektedir. Yüksek oranda su içeriğinin varlığı, smear tabakasını çözebilmek ve dentini demineralize edebilmeyi amaçlamaktadır. (Chopra ve ark., 2009; Takamizawa ve ark., 2015). Bu yüksek hidrofilik özellik, polimerizasyondan sonra yarı geçirgen bir zar görevi görür ve suyun dentin içinden geçmesine izin vererek hidrolitik bozunmaya neden olan su kabarcıkları yaratır (Lührs ve ark., 2008). Mine-adeziv ve hibrit tabaka-adeziv arasında TEM’de (*Transmission Electron Microscope*) oluşan görüntü su ağaçları (*water-tree*) olarak adlandırılmaktadır (Tüfek ve Ayna, 2019). Su ağaçlarının zamanla hidrolitik yıkımın başlangıç noktaları olduğu ve nanosızıntıdan sorumlu olduğu düşünülmektedir (Chen ve ark., 2015; Tüfek ve Ayna, 2019).

2.7. Dental Adezivlerin Kimyasal İçerikleri

Primerler su, etanol ve aseton gibi organik çözücüler içinde hidrofilik monomer içermektedir. Asitlenmiş dentine uygulanan primerler kolajen ağındaki su ile yer değiştirerek monomerin infiltrasyonuna zemin hazırlamaktadır (Pashley ve ark., 2011).

Primer içinde bulunan rezinlerden HEMA (2-Hidroksietil metakrilat) hidrofilik ve hidrofobik olmak üzere iki fonksiyonel grup içermektedir. Hidrofilik grup dentin yüzeyine, hidrofobik grup ise kompozit rezine tutunma eğilimindedir. HEMA'dan ayrı, bisfenildimetakrilat (BPDM), 4 metakriloksietil trimellitat anhidrid (4-META), N-toliglisidil metakrilat (NTG-GMA), piromellitik asit dietil metakrilat (PMDM) ve dipenta eritrol pentaakrilat monofosfat (PENTA) gibi monomerler de primer olarak kullanılmaktadır (Eren ve Bektaş, 2006; Tüfek ve Ayna, 2019). Kısacası primerler, kimyasal yapıları farklı olan dentin ile rezini uyumlu hale getirme yeteneğine sahiptir (Tüfek ve Ayna, 2019).

Bonding ajan olarak da adlandırılan adeziv rezinler öncelikle BIS-GMA (Bisfenol glisidil metakrilat), UDMA (Urethan dimetakrilat) gibi hidrofobik monomerlerden, TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat) gibi viskozite düzenleyicilerden ve HEMA gibi ıslatıcı ajanlardan oluşurlar. Adeziv rezinin en önemli görevleri, asitleme sonucu kolajende oluşan nano boşlukları doldurmak, dentin tübülleri içine girerek rezin tagların oluşumunu ve hibrit tabakasının sabitleşmesini sağlamaktır. *Etch and rinse* adezivlerin dentine bağlanma mekanizmalarında, mikro-mekanik tutuculuk ya da hibridizasyon için adeziv rezinin açığa çıkmış kolajen ağı içerisine difüzyonu oldukça önemlidir (Eren ve Bektaş, 2006; Tüfek ve Ayna, 2019).

2.7.1. Rezin

Adeziv ve kompozit arasında iyi bir kovalent bağ sağlamak için dental adezivler, kompozit restoratif materyallerdekine benzer rezin monomerleri içerir (Van Landuyt ve ark., 2007). Kompozitlere benzer şekilde, matriks olarak da adlandırılan adezivin yapısındaki rezin, yapısal sürekliliği ve dayanımı gibi fiziko-mekanik özellikleri sağlayan bir omurga görevi görür. Monomerler bu nedenle adezivin en önemli bileşenleri olarak düşünülmelidir (Van Landuyt ve ark., 2007).

2.7.2. Başlatıcılar

Genel olarak, adeziv tabakada, optimal bir dönüşüm derecesi ve iyi bir mekanik dayanım elde edilmesi için, kompozitin uygulanmasından önce adeziv sistemlerin en iyi şekilde polimerize edilmesi gerektiği kabul edilir (Yoshida ve Greener, 1994; Van

Landuyt ve ark., 2007). Bu reaksiyonu başlatmak için polimerizasyon reaksiyonu sırasında aktive olacak olan az miktarda başlatıcı gereklidir (O dian, 2004, s.209). Başlatıcılar genellikle belirli koşullar altında radikal oluşturacak düşük ayrışma enerjisine sahip atomik bağlara içeren moleküllerdir (Van Landuyt ve ark., 2007).

2.7.3. İnhibitörler

Özellikle yüksek sıcaklıklar gibi koşullarda, bazı başlatıcı moleküller ayrışabilir veya radikaller oluşturmak üzere kendiliğinden reaksiyona girebilir. Dental rezinlere eklenen inhibitörler, erken reaksiyona giren başlatıcılardan kaynaklanan serbest radikalleri temizleyebilen antioksidanlardır (O dian, 2004, s.255; Van Landuyt ve ark., 2007).

2.7.4. Çözücüler

Dentinin ıslak yapısı, yalnızca hidrofilik bir bağ uygulandığında iyi bir ıslanabilirliğe izin verir (Watanabe ve ark., 1994). Hidrofilik monomerler ve çözücü eklenerek, adezivin ıslatabilirliği büyük ölçüde iyileştirilir (Tay ve Pasley, 2003).

Adezivlerde, su, etanol ve aseton en yaygın kullanılan çözücülerdir (Van Landuyt ve ark., 2007). Su, iyonik kafesleri ve polar bileşikleri çözebilen, yüksek dielektrik sabitine sahip güçlü bir polar çözücüdür. Çözünme kapasitesi, güçlü hidrojen bağları oluşturma kabiliyeti ile büyük ölçüde belirlenir ancak; su, genellikle oldukça hidrofobik olan organik bileşikler (monomerler gibi) için zayıf bir çözücüdür. Bu zorluk, etanol veya aseton gibi ikincil bir çözücünün eklenmesiyle aşılabılır (Van Landuyt ve ark., 2007).

Su gibi, etanol de çözünenleriyle hidrojen bağları oluşturacak polar bir çözücüdür. Bununla birlikte, çok daha düşük dielektrik sabiti nedeniyle etanol, daha az polar çözünenler için daha uygun bir çözücüdür. Suyu kıyasla daha yüksek buhar basıncı, havayla kurutma ile daha iyi buharlaşma sağlar (Van Landuyt ve ark., 2007). Genellikle etanol, yardımcı çözücü olarak su ile birlikte kullanılır. Ayrıca, su-alkol karışımlarının "azeotropik" olduğu bilinmektedir (Moszner ve ark., 2005; Van Landuyt ve ark., 2007). Bu, su ve etanol molekülleri arasında hidrojen bağlarının

oluşumunu ifade eder ve bu su-etanol agregatlarının saf sudan daha iyi buharlaşmasına neden olur. Ayrıca bu, adezivden daha fazla su çıkarılmasına ve yüzey dehidrasyonunun artmasına neden olur (Van Landuyt ve ark., 2007).

Asetonun yüksek dipol momenti, nispeten düşük dielektrik sabiti ile birlikte polar ve apolar bileşiklerin karşılıklı olarak çözülmesine izin verir. Bu nedenle aseton, hidrofobik ve hidrofilik bileşenleri birleştiren adezivlerde iyi bir solvent seçimidir. Etanolünkinden yaklaşık dört kat daha yüksek olan yüksek buhar basıncı ana avantajıdır. Bununla birlikte, yüksek uçuculuğu, çözücünün hızlı buharlaşmasıyla aseton içeren adezivlerin raf ömrünün azalmasına da yol açabilir. Aseton sıklıkla tek başına bir çözücü olarak kullanılır, ancak *self-etch* sistemlerde su ile birlikte çözücü olarak gelir. Ayrıca etanol gibi, aseton ve su da bir azeotrop oluşturur (Van Landuyt ve ark., 2007). Aseton, yüksek dipol momenti ve mükemmel buharlaşma kapasiteleri nedeniyle çok iyi bir su çıkarma kapasitesine sahiptir (Abate ve ark., 2000; Van Landuyt ve ark., 2007). Nemli bağlanma yapan *etch and rinse* sistemleri, genellikle suyun uzaklaştırılmasını kolaylaştırmak için aseton içerir (Pashley ve ark., 2000; Van Landuyt ve ark., 2007). Asetonun düşük H-bağ kapasitesi göz önüne alındığında, küçülen demineralize kolajeni yeniden genişletemez. Bu nedenle nemli halde tutulan demineralize dentine kolajen çökmesini önlemek için bu sistemler uygulanmalıdır (Van Landuyt ve ark., 2007)

Etch and rinse sistemlerde, çözücünün ana işlevi, monomerlerin demineralize dentinin kolajen ağına iyi nüfuz etmesini sağlamaktır (Nakajima ve ark., 2002). *Self-etch* sistemlerde, asidik monomerlerin iyonizasyonunu sağlamak için çözücü olarak suyun kullanılması vazgeçilmezdir (Tay ve ark., 2002).

2.7.5. Doldurucular

Direkt restorasyonların diş dokusuna adezyonu için, geleneksel olarak adeziv sistemler doldurucu partikülleri içermez (Frankenberger ve ark., 2002). Doldurucu eklenmesinin adeziv tabakayı güçlendireceği öne sürülmüştür (Van Meerbeek ve ark., 1993; Van Landuyt ve ark., 2007). Ayrıca, adezivin viskozitesini değiştirmek için eklenebileceği ve kalınlaştırıcı etkilerin aşırı incelmeyi önleyeceği ve stresleri

azaltacağı öne sürülmüştür (Kemp-Scholte ve ark., 1990; Pashley ve ark., 2002; Van Landuyt ve ark., 2007). Ek olarak, kimyasal bileşimlerine bağlı olarak, doldurucular ayrıca florür salınımı ve radyo-opaklık sağlayabilir, bu da adezivın nispeten kalın tabakalar halinde uygulandığında veya tekrarlayan çürüklerde tanı aşamasında önemli olabilir (Van Landuyt ve ark., 2007).

2.8. Lazerler

Türkçe’de ‘lazer’ olarak bilinen ‘*laser*’ sözcüğü “*light amplification by stimulated emission of radiation*” kelimelerinin baş harflerinden oluşturulmuştur ve radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi anlamına gelmektedir.

Lazer ışığı, atom veya molekülde bulunan fazla enerjinin depolanması ve sonradan uyarılması ile elde edilen özel bir ışıktır. Lazer ışığı, farklı frekanslardaki birden çok fotonun tek renkli (monokromatik), aynı faz ve aynı yönü ortalayan paralel dalgalar halinde, fazla sapma göstermeksizin uzak mesafelere ulaşabilen güçlü ve yoğun enerji taşıyıcı bir ışık demeti oluşturmaları sonucu meydana gelir (Boyraz ve Yıldız, 2016; Özcan ve Sevimay, 2016).

Lazerin temeli, 1900’lerin başında Danimarkalı fizikçi Bohr’un şekillendirdiği kuantum mekaniği ve 1917’de Einstein’ın oluşturduğu kontrol altındaki radyasyon teorilerine dayanmaktadır (Uysal ve Güler, 2012; Uyar, 2013; Boyraz ve Yıldız, 2016).

1953 yılında, Charles Townes, mikrodalga fırınları deneyimleyerek, radyasyonun amonyak gazı içinden geçirilerek çoğaltılabildiği ‘MASER (*microwave amplification by stimulated emission of radiation*)’ cihazını üretmiştir (Parker, 2007; Kasnak ve Fıratlı, 2016). 1957 yılında, Amerikalı Fizikçi Gordon Gould, ışığın da mikro dalgalar gibi uyarılarak yükseltilebileceğini öngörmüş ve kısaca ‘LASER’ (*light amplification by stimulated emission of radiation*) olarak adlandırdığı uyarılmış radyasyon yayını ile ışık yükseltimi teorisini ortaya atmıştır (Kasnak ve Fıratlı, 2016). İşlevsel ilk lazer cihazı ise, 16 Mayıs 1960 yılında Fizikçi Theodore Herold Maiman tarafından ışık kaynağı olarak yakutun kullanıldığı *Ruby* lazer oluşmuştur (Aoki ve ark., 2004; Uyar, 2013; Özcan ve Sevimay, 2016; Kasnak ve Fıratlı, 2016).

1980’li yılların sonunda, pulsatif lazer ışığının keşfi ile defektif dokular selektif olarak uzaklaştırılırken, sağlıklı çevre dokuların zarar görmemesi sağlanmıştır (Özcan ve Sevimay, 2016). 1990’ların başında ise tarayıcı bilgisayar sistemlerinin geliştirilmesi ile bir adım daha öteye gidilerek lazer ışığının kontrollü bir şekilde uygulanması mümkün olmuştur (Özcan ve Sevimay, 2016).

İntraoral uygulamalar için piyasaya sürülen ilk cihazlar CO₂ lazerlerdir. Bu cihazlar 1970 ve 1980’li yıllar boyunca kulak-burun-boğaz uzmanları ve cerrahlar tarafından kullanılmıştır (Uyar, 2013). Diş Hekimliği için özel olarak dizayn edilen ilk cihazın, 1990’da yumuşak doku işlemleri için FDA onayı alınmış Nd:YAG lazer olduğu bildirilmiştir (Parker, 2007; Uyar, 2013; Özcan ve Sevimay, 2016). Böylece, lazer kullanımının diş hekimliği uygulamasında yer alması Dr. Terry Myers’in *American Dental Laser* olarak adlandırdığı bir Nd:YAG lazer üretmesiyle gerçekleşmiştir (Parker, 2007; Özcan ve Sevimay, 2016).

Diş hekimliği uygulamalarında lazerler, diş çürüğünün uzaklaştırılması ve kavite preparasyonu, beyazlatma ve kompozit rezin polimerizasyonu uygulamalarında, dentin hassasiyetinin giderilmesi, kavite, kök kanalları ve implant yüzeyi gibi yüzeylerin dezenfeksiyonu, periodontal hastalıkların tedavisi ve periodontal cerrahi, depigmentasyon, aft vb. oral lezyonların tedavisi, kemik dokusunda yapılan cerrahi işlemler, cerrahi operasyonlar sonrası hızlı ve daha iyi bir yara iyileşmesinin indüklenmesi, TME hastalıklarının tedavisi gibi pek çok amaçla kullanılmaktadır (Aoki ve ark., 2004; Güngörmüş ve Ömezli, 2007; Uysal ve Güler, 2012).

Diş hekimliğinde başlıca tercih edilen lazerler, karbondioksit (CO₂) lazer, argon lazer, diyot lazer, Neodimyum: İttriyum-Alüminyum-Garnet (Nd:YAG) lazer, Holmiyum: İttriyum-Alüminyum-Garnet (Ho:YAG) lazer, Erbiyum: İttriyum-Alüminyum-Garnet (Er:YAG) lazer, Erbiyum, Kromiyum: İttriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er,Cr:YSGG) lazer ve eximer lazerdir (Aoki ve ark., 2004; Dederich ve Bushick, 2004; Şirin-Karaarslan ve ark., 2012; Uysal ve Güler, 2012; Özcan ve Sevimay, 2016).

2.8.1. Lazer ışığının özellikleri

Bilim ve teknolojiadaki gelişmelerin hız kazanması ile birlikte, daha hızlı, daha kontrollü, daha efektif, daha az girişimsel uygulamalara ihtiyaç duyan cihazların geliştirilebilmesi sonucu, tıp ve diş hekimliği gibi sağlık alanlarında lazer uygulamaları gün geçtikçe artmaktadır. Lazer cihazlarının kullanım prensiplerini ve uygulama mantığını daha iyi anlayabilmek için, lazer ışığının fiziksel özelliklerinin ve doku ile etkileşimlerinin iyi bilinmesi gerekmektedir.

2.8.1.1. Monokromasi (Tek renklilik)

Lazer ışık demetinde yer alan her bir ışık bileşeni (foton) aynı dalga boyuna sahip olduğundan, lazer ışığı tek renklidir (Boyras ve Yıldız 2016; Kasnak ve Fıratlı, 2016). Buna monokromasi denir. Buna bağlı olarak, farklı dalga boyunda salınım yapan farklı lazer cihazlarında ışığın rengi de farklılık göstermektedir (Özcan ve Sevimay, 2016; Franck ve ark., 2016).

2.8.1.2. Doğrusallık (Paralellik) ve dağılım

Güneş gibi kaynaklardan açığa çıkan ışık demetleri aynı anda aynı fazda olmayan dalgalardan oluştuğundan spontan yayılım göstererek sapmalara uğramaktadır (Boyras ve Yıldız, 2016). Uyarılmış yayılım gösteren lazer ışığında ise ışık demetlerini oluşturan dalgalar aynı yön ve aynı fazı ortalayan paralel dalgalardır. Böylece sapma en aza indirilerek enerjinin bir noktada toplanması sağlanır. Bu da hedeflenen bir bölgeye kontrollü bir şekilde yönlendirilebilmesine olanak sağlamaktadır.

Sapma miktarı oldukça az olan lazer ışığının dağılım açısı $3-10^\circ$ arasında değişmektedir. Ticari amaçla üretilen lazerlerin uygulama alanlarının belirlenmesinde, ışık demetlerindeki paralellik derecesi ve dağılım miktarı önemlidir. Yüksek derecede paralellik gösteren lazer ışığının çapı küçük ve verimi yüksektir bu nedenle daha yüksek enerjiye ihtiyaç duyulan doku tipleri ve dar alanda kullanılabilirler (Özcan ve Sevimay, 2016). Dağılımı yüksek lazer ışığı ise hedef çapı büyüyeceğinden daha az etkiye sahip olur ve genellikle düşük yoğunluklu

lazer tedavisinde (*low level laser therapy*) kullanılmaktadırlar (Franck ve ark., 2016).

2.8.1.3. Koherens (Uyumluluk)

İki farklı fazdaki ışığın birbirine karışmasına ise koherens denir (Özcan ve Sevimay, 2016). Lazer ışık kaynağından yayılan fotonlar zaman ve uzaklık olarak birbirlerine yapışık hareket eden ardışık dalgalardır ve yüksek oranda uyumludurlar (Franck ve ark., 2016). Lazer ışığının minimal dağılımında etkili olan bir diğer özellik de koherenstir (Herd ve ark., 1997; Boyraz ve Yıldız, 2016; Kasnak ve Fıratlı, 2016).

2.8.1.4. Enerji taşıyıcılık

Lazer ışığının büyük bir elektromanyetik alan gücü vardır ve bu özelliklerinden dolayı enerji taşıyıcıdırlar (Boyraz ve Yıldız, 2016). Küçük yüzeylere yoğun bir enerji aktarabilirler. Radyant enerjinin diğer tiplerine benzer şekilde absorbe edilebilir, yansıtılabilir ve iletilebilirler.

2.8.1.5. Dokuyla etkileşim

Lazer ışığı, lazerin gücü, dalga boyu, uygulama süresi ve şekli, odak uzaklığı ve uygulanacak dokunun özellikleri (dokunun absorpsiyon gücü, yoğunluğu, kan dolaşımı, mineral ve su oranları vb.) faktörlere bağlı olarak doku ile dört farklı şekilde etkileşim gösterebilir. (Dederich, 1993; Convissar, 2004; De Felice, 2010; Franck ve ark., 2016).

Işık doku ile hiçbir etkileşime girmeden ilerleyip dokuyu terk edebilir (Parker, 2007). Buna geçme/transmisyon (*transmission*) adı verilir.

Saçılma, ışığın doku içerisinde molekülden moleküle geçerek dağılmasıdır (Kasnak ve Fıratlı 2016). Enerjinin dokuda daha geniş bir alana yayılmasından sorumludur. Termal hasar etkisinin en aza indirilmesini sağlar (Özcan ve Sevimay, 2016). Işık, doku yüzeyinden yansıyarak dış ortama dağılmaktadır. Buna yansıma (*reflection*) denir. Yansıma durumunda, dokuya iletilmesi hedeflenen enerji istenilen miktara ulaşamaz (Özcan ve Sevimay, 2016). Enerji, dokuda bir miktar ilerledikten

sonra ise soğurulma/absorbsiyon (*absorption*) meydana gelebilmektedir. Soğrulma, ışığın gelen enerjisinin, ortam tarafından zayıflatılması ve başka bir forma aktarılmasıdır (Parker, 2007). Transmisyon, saçılma ve yansıma durumunda ışık enerjisi dokuda biyolojik bir etki meydana getirmezken, absorbe edilen ışık doku içinde ani ısı oluşumu olarak kabul edilebilen fototermal etkiye yol açabilmektedir. Bu nedenle lazer ışığının temel etkileri absorpsiyon miktarına bağlıdır (Özcan ve Sevimay, 2016).

2.8.2. Lazer ışığının fotobiyolojik etkileri

Lazer ışığı, (1) foto-kimyasal, (2) foto-termal, (3) foto-mekanik ve (4) foto-elektrik etki göstererek hedef dokuda değişiklikler yaratmaktadır.

2.8.2.1. Lazerin foto-kimyasal etkileri

Foto-kimyasal etki, lazer ışığının herhangi bir termal etki olmaksızın uygulandıkları yüzeyde veya hedef dokuda oluşturduğu değişikliklerdendir (Özcan ve Sevimay, 2016). Fotokimyasal etki, doku içerisindeki moleküllerin mevcut bağlarının koparılması, söz konusu moleküllerin biyokimyasal olarak reaktif hale getirilmesidir. Burada en önemli nokta lazerin dalga boyudur. Kısa dalga boylu ultraviyole ışınlar sayesinde kimyasal bağlar yıkılırken meydana gelebilecek olan ısı artışı önleneceğinden fototermal etkinin oluşmasının da önüne geçilmiş olunur (Kasnak ve Fıratlı, 2016).

Foto-kimyasal etkinin özel bir türü olan foto-dinamik etkide ise, doku tarafından absorbe edilen lazer ışığı, biyokimyasal reaktif bir oksijen molekülü (tekil oksijen) yaratmaktadır. Bu tekli oksijen, sadece mikrosaniye içinde hücreyi öldürmektedir. Foto-dinamik etkinin yaratılabilmesi için görülebilir düzey ya da yakın kızılötesi dalga boyuna sahip lazer kaynakları kullanılmalıdır (Kasnak ve Fıratlı, 2016).

2.8.2.2. Lazerin foto-termal etkileri

Lazerin dokular üzerindeki etkisi, kullanılan lazer tipi ve uygulama yapılan doku gibi parametrelere göre farklı olsa da, dental dokular üzerinde primer oluşan etki genellikle foto-termal etkidir. Lazer enerjisi, termal enerjiye dönüşerek dokuda ısı açığa çıkmasına neden olmaktadır (Dederich ve Bushick, 2004). Doku içerisinde yer alan su, lazer ışınının direk enerjisini alırken, suya komşu olan moleküller burada meydana gelen ısı artışının iletiminden etkilenmektedirler. Görünebilir dalga boyu içerisinde yer alan lazerlerde suya olan etki çok az olup genellikle hemoglobin gibi pigmentler tarafından emilirler iken kızılötesi dalga boyunda yer alan lazerler su molekülleri üzerinde daha çok etkiye sahiptirler (Kasnak ve Fıratlı, 2016). Ortaya çıkan ısı, koagülasyon, protein denatürasyonu, küçük kan damarlarının tıkanması, lenfatik hemostazın artırılması, yara yerlerinin sterilizasyonu ve doku kaynaşması gibi olaylara sebep olur (Dederich, 1993; Vogel ve Venugopalan, 2003; Convissar, 2004; Kasnak ve Fıratlı, 2016).

2.8.2.3. Lazerin foto-mekanik etkileri

Pulsatif olan bir lazer enerjisi, doku ile temasında şok dalgası ya da yüksek güçte mekanik titreşim meydana getiriyor ise lazer ışınının foto-akustik etkisinden söz edilir. Isı oluşumundan farklı olarak hedef dokuda fiziksel bir ayrışma ya da kopma meydana gelmektedir (Kasnak ve Fıratlı, 2016).

2.8.2.4. Lazerin foto-elektrik etkileri

Lazer ışığına maruz kalan yüzeylerden elektron emisyonu sağlanabilmektedir (Anisimov ve ark., 1974).

2.8.3. Erbiyum, Kromiyum: İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er,Cr:YSGG) Lazer

Pulsatif dalga formunda çalışan Er,Cr:YSGG lazerin dalga boyu 2790 nm'dir (Dederich ve Bushick, 2004; Aranha ve ark., 2007). Su moleküllerine oranla hidroksil (OH) iyonları tarafından daha fazla absorbe edilmektedir (Aoki ve ark., 2004). Diş

sert dokularına uygulandığında, dokuların yapısında bulunan su tarafından absorbe edilmesi, su moleküllerinin kinetik enerjisini artırarak mikro patlamalar meydana getirmesi nedeniyle hidrokinetik bir sistem olarak adlandırılmaktadır (Üşümez ve ark., 2002). Mine ve dentin yüzeyinde belirgin bir çatlak oluşturmadan pürüzlendirme sağlamakta ve dentinde “smear” tabakası oluşturmamaktadır (Özcan ve Sevimay, 2016). Böylece diğer lazerlere oranla restoratif materyallerin adezyonunda daha başarılı sonuçlar göstermiştir. Yüksek ısı artışı gözlenmediğinden pulpa için güvenlidir ve genellikle işlem sırasında lokal anestezi gerektirmemektedir (Dederich ve Bushick, 2004). Yine de maliyetinin yüksek oluşu ve dokuyu oldukça yavaş uzaklaştırmaları nedeniyle kavite preparasyonu amacıyla klinik kullanımları yaygınlaşmamıştır (Özcan ve Sevimay, 2016).

Er,Cr:YSGG lazerin diş hekimliğindeki başlıca kullanım alanları; kavite preparasyonu, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğün uzaklaştırılması, çürüğe karşı direncin artırılması, restorasyonların uzaklaştırılması, dentin hassasiyetinin tedavisi, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, kavite ve kök kanalı dezenfeksiyonu, kök kanalının şekillendirilmesi ve kuafaj uygulamalarıdır (Dederich ve Bushick, 2004; Aranha ve ark., 2007; Shahabi ve ark., 2008; Özcan ve Sevimay, 2016; Serdar-Eymirli ve ark., 2019).

3. GEREÇ ve YÖNTEMLER

Bu çalışma, yüzey pürüzlendirme amacıyla bir Er,Cr:YSGG lazerin farklı enerji seviyelerinin insan molar dişlerinden elde edilen dentin kesitlerine uygulanan beyazlatma işleminin hemen ardından ve 7 gün ertelemeli olarak uygulanması sonrası bir *self-etch*, bir *etch and rinse* ve iki *universal* adeziv sistemin mikro-makaslama bağlanma dayanımı (μ MBD) üzerindeki etkinliğini araştırmayı amaçlamıştır. Bu tez çalışması; Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi kliniği ve laboratuvarı, Yakın Doğu Üniversitesi İnovasyon ve İletişim Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

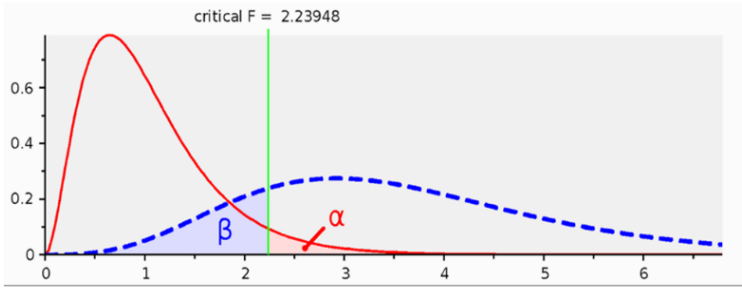
Bu tez çalışması için belirlenen çalışma planı **Şekil 3.2.**'de kullanılan restoratif materyaller ve devital beyazlatma ajanı ise **Tablo 3.1.**'de gösterildiği gibidir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan adeziv sistemler ve beyazlatma ajanı içerik ve üretici firma bilgileri.

Ürün Adı	Materyal Tipi	İçerik	Uygulama
Clearfil SE Bond (Kuraray America, Inc., NY, ABD)	<i>Self-etch</i> Adeziv	Primer: 10-MDP, HEMA, su, dimetakrilat, fotobaşlatıcı Bond: 10-MDP, Bis-GMA, HEMA, fotobaşlatıcı, koloidal silika	Primer uygulama 20 sn bekleme Hafif hava ile kurutma ve bond uygulama (10sn) Hafif hava ile kurutma Işık uygulama (10 sn)
Prime&Bond NT (Dentsply DeTrey GmbH, Almanya)	<i>Etch and Rinse</i> Adeziv	PENTA, UDMA, Rezin R5-62-1, T-rezin, D-rezin, nanodoldurucu, başlatıcılar, stabilizör, setylamin, hidroflorid, aseton	15 sn asit uygulama (%37 fosforik asit) 15 sn su ile durulama Hafif hava ile kurutma Adeziv uygulama (20sn) Hafif hava ile kurutma Işık uygulama (10sn)
Adhese Universal (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtensteyn)	<i>Universal</i> Adeziv	10-MDP, 2-HEMA, Bis-GMA, MCAP, D3MA, silika, ethanol, su, fotobaşlatıcı	Adeziv uygulama 20 sn bekleme Hafif hava ile kurutma Işık uygulama (10sn)
G-Premio BOND (GC Corporation, Tokyo, Japonya)	<i>Universal</i> Adeziv	10-MDP, 4-MET, MEPS, metakrilat, silika, fotobaşlatıcı, aseton, su	Adeziv uygulama 10 sn bekleme Hafif hava ile kurutma Işık uygulama (10sn)
Opalescence Endo (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD)	Beyazlatma Ajanı	%35 H ₂ O ₂ , su, kıvamlaştırıcı	Ajan uygulama Pamuk ve geçici restorasyon ile kapatma 72 saat bekleme

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çekilmiş mandibular/maksiller molar insan dişleri, Yakın Doğu Üniversitesi Araştırma Etik Kurulu tarafından onaylanan protokole göre elde edildi (Tarih: 28.02.2019/ No:728). Her diş dikkatlice incelendi ve çürük, kırık veya başka kusuru olmayan 84 adet diş çalışmaya dahil edildi. Bu çalışma için belirlenen analizlere yönelik örnek sayısı, G*Power 3.1 yazılımı kullanılarak, %80 istatistiksel güç ve anlamlılık düzeyi $\alpha=0,05$ olacak şekilde hesaplanarak her bir alt grupta 9 adet kompozit örnek olmasına karar verildi. Bir *micro-cut* (Micracut 201, Metkon®, Bursa, Türkiye) cihazı kullanılarak, kronların düşük hızlı elmas frez ile 1 mm kalınlığında 84 dentin örneği elde edildi. Örnekler, su altında 1200, 1500 ve 2000 grit SiC zımpara kağıtlarıyla cilalandı ve 24 saat 37°C'de distile suda bekletildi.

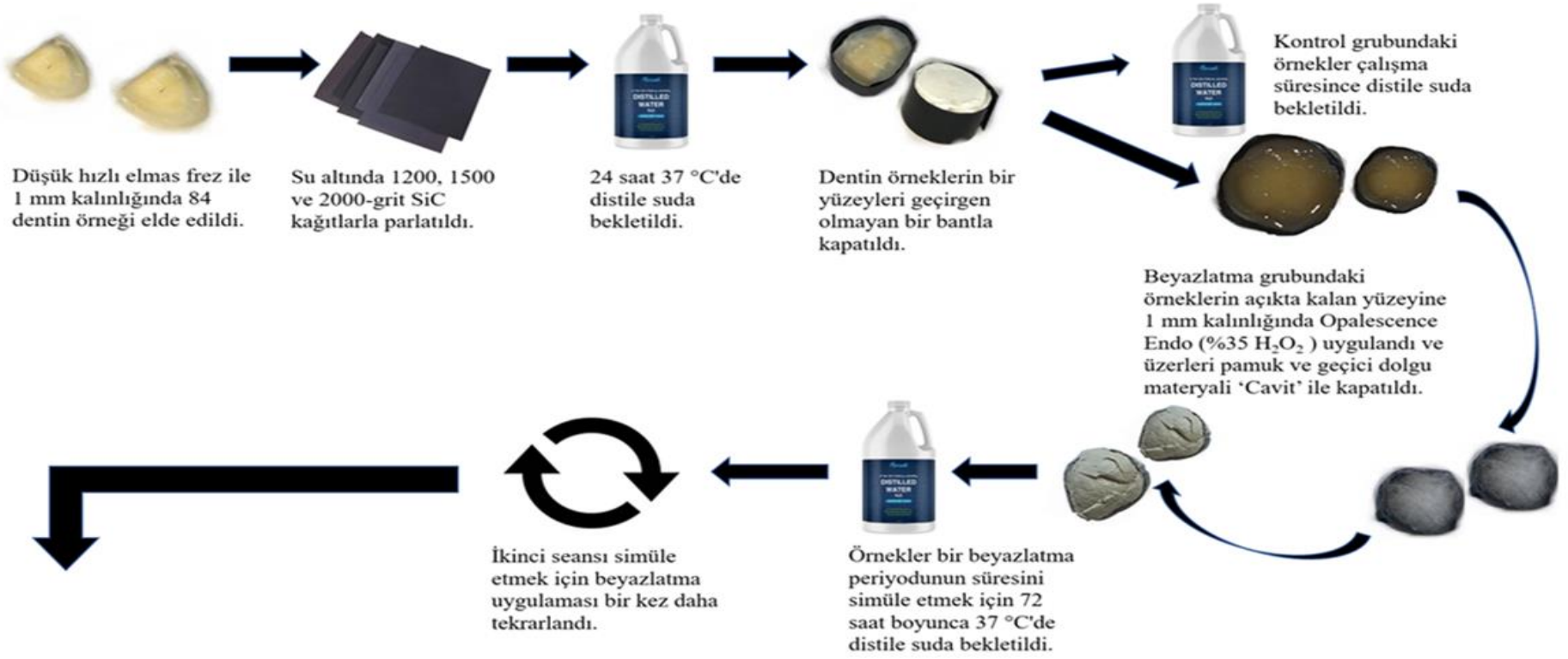


F tests- ANOVA: Fixed effects, special, main effects and interactions	
Analysis: A priori: Compute required sample size	
Input:	Effect size f = 0.40
	A err prob = 0.05
	Power (1-β err prob) = 0.80
	Numerator df = 6
	Number of groups = 28
Output:	Noncentrality parameter λ = 15.0400000
	Critical F = 2.2394795
	Denominator df = 66
	Total sample size = 94
	Actual power = 0.8022904

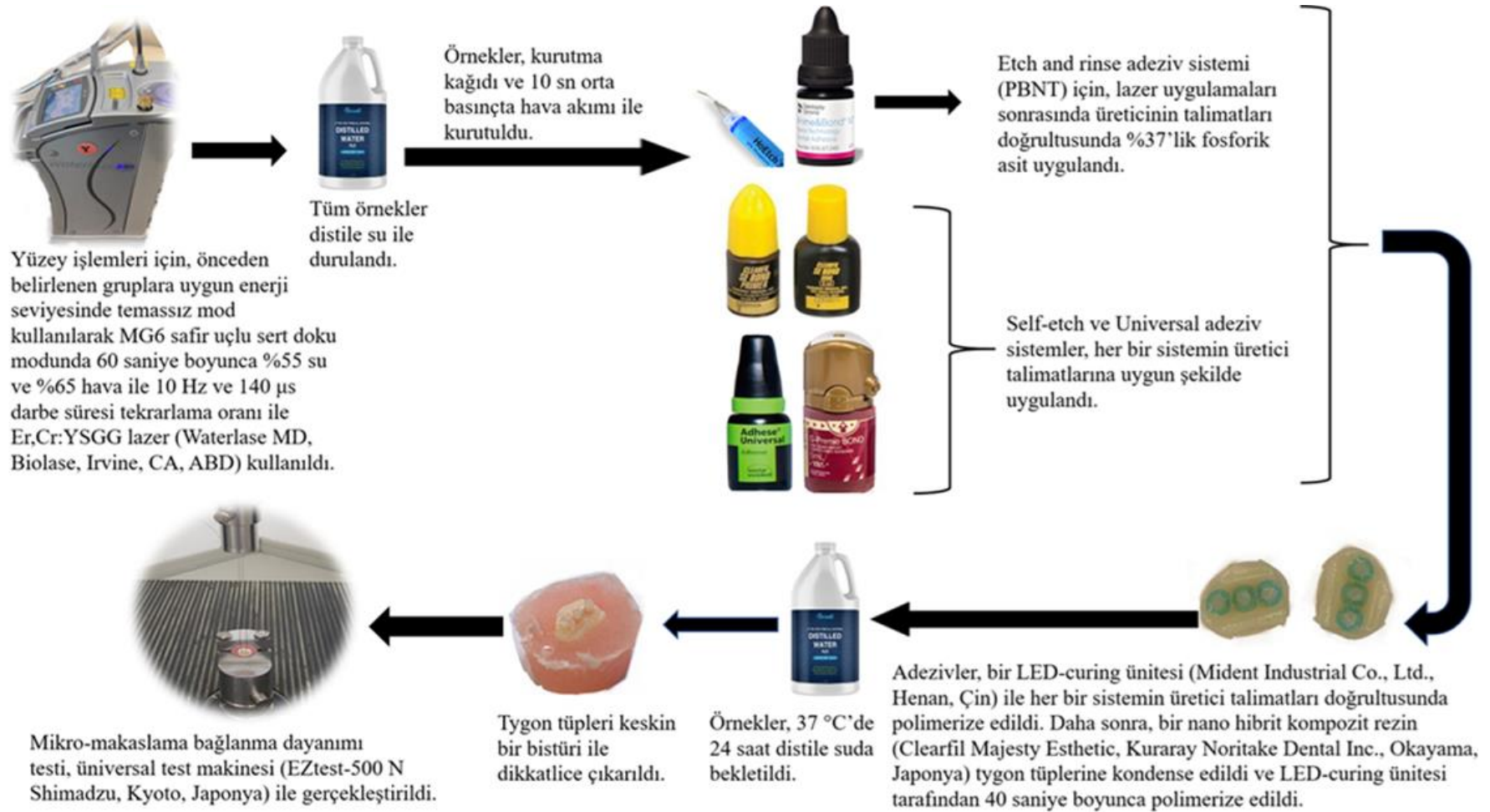
Şekil 3.1. G*Power 3.1 analizi



Resim 3.1. 1mm kalınlığında dentin örneklerin elde edildiği 'Micro-cut' cihazı.



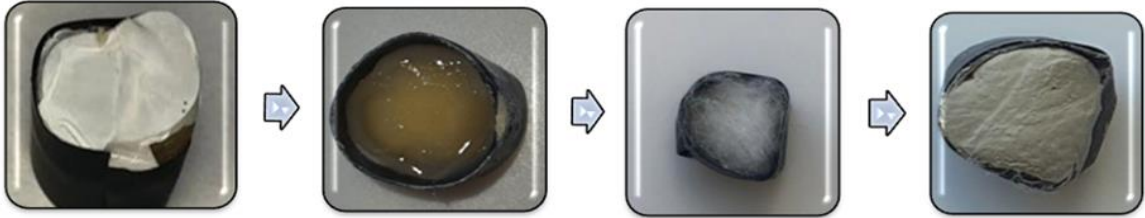
Şekil 3.2. Çalışma planı.



Şekil 3.2. Çalışma planı (devam).

3.2. Beyazlatma Uygulamaları

Tüm gruplardaki dentin örneklerin bir yüzeyleri geçirgen olmayan bir bantla kapatıldı. Negatif kontrol grubundaki örnekler diğer örneklerin beyazlatma uygulamaları boyunca distile suda bekletildi. Beyazlatma grubundaki örneklerin açıkta kalan yüzeyine 1 mm kalınlığında Opalescence Endo (%35 H₂O₂) (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) uygulandı ve üzerleri pamuk ve geçici dolgu materyali Cavit (Premier Dental Products Co., Philadelphia, PA) ile kapatıldı. Üreticinin talimatlarına göre; örnekler bir beyazlatma periyodunu simüle etmek için 72 saat boyunca 37°C'de distile suda bekletildi. Bu süre sonunda geçici dolgu çıkarılarak örnekler yıkandı ve ikinci seansı simüle etmek için üreticinin talimatlarına göre beyazlatma uygulaması bir kez daha tekrarlandı. Literatürde bu yöntem daha önce kullanılmadığı için yöntemin etkinliğini test etmek üzere spektrofotometre (VITA Easyshade Compact, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ile renk ölçümleri ve örneklerin optik analizleri yapılarak beyazlama dereceleri değerlendirildi ve etkinliği teyit edildi.



Şekil 3.3. Örneklerle uygulanan beyazlatma işlemi.



Resim 3.2. Renk ölçüm cihazı (VITA Easyshade Compact).

3.3. Lazer Uygulamaları

Beyazlatma uygulamaları sonrasında ek yüzey işlemleri için, önceden belirlenen gruplara 1 W veya 2 W enerji seviyesinde temassız mod kullanılarak MG6 safir uçlu sert doku modunda 60 saniye boyunca %55 su ve %65 hava ile 10 Hz ve 140 µs darbe süresi tekrarlama oranı ile Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase, Irvine, CA, ABD) uygulandı.



Resim 3.3. Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase, Irvine, CA, ABD).



Resim 3.4. Temassız mod, MG6 safir uçlu sert doku modunda 60 saniye boyunca %55 su ve %65 hava ile 10 Hz ve 140 µs darbe süresi tekrarlama oranı ile örneklere uygulanan yüzey işlemi.

3.4. Adeziv ve Kompozit Uygulamaları

Bu çalışmada 4 adeziv sistem karşılaştırıldı: Clearfil SE Bond (Kuraray America, Inc., NY, ABD), bir *self-etch* adeziv sistemi, *etch and rinse* adeziv sistemi olan Prime&Bond NT (Dentsply DeTrey GmbH, Almanya) ve *universal* adeziv sistemi olan Adhese Universal (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve G-Premio BOND (GC Corporation, Tokyo, Japonya).

Her adeziv sistem için planlanan 7 çalışma grubu (her grup için dentin kesiti sayısı n=3) **Tablo 3.2.**'deki gibidir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan test grupları.

Grup 1	Beyazlatma işlemi olmaksızın adeziv ve kompozit uygulamalarının yapıldığı negatif kontrol grubu.
Grup 2	Beyazlatmadan hemen sonra adeziv ve kompozit uygulamalarının yapıldığı birinci pozitif kontrol grubu.
Grup 3	Beyazlatmadan hemen sonra, 1 W enerji seviyesinde temassız mod kullanılarak MG6 safir uçlu sert doku modunda 60 saniye boyunca %55 su ve %65 hava ile 10 Hz ve 140 µs darbe süresi tekrarlama oranıyla Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase, Irvine, CA, ABD) ile yüzey işlemini takiben adeziv ve kompozit uygulamaları.
Grup 4	Beyazlatmadan hemen sonra, 2 W enerji seviyesinde temassız mod kullanılarak MG6 safir uçlu sert doku modunda 60 saniye boyunca %55 su ve %65 hava ile 10 Hz ve 140 µs darbe süresi tekrarlama oranıyla Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase, Irvine, CA, ABD) ile yüzey işlemini takiben adeziv ve kompozit uygulamaları.
Grup 5	Adeziv ve kompozit uygulamalarının beyazlatma sonrası 7 gün ertelemeli olarak yapıldığı ikinci pozitif kontrol grubu.
Grup 6	Beyazlatma sonrası 7 gün ertelemeli olarak, 1 W enerji seviyesinde temassız mod kullanılarak MG6 safir uçlu sert doku modunda 60 saniye boyunca %55 su ve %65 hava ile 10 Hz ve 140 µs darbe süresi tekrarlama oranıyla Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase, Irvine, CA, ABD) ile yüzey işlemini takiben adeziv ve kompozit uygulamaları.
Grup 7	Beyazlatma sonrası 7 gün ertelemeli olarak, 2 W enerji seviyesinde temassız mod kullanılarak MG6 safir uçlu sert doku modunda 60 saniye boyunca %55 su ve %65 hava ile 10 Hz ve 140 µs darbe süresi tekrarlama oranıyla Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase, Irvine, CA, ABD) ile yüzey işlemini takiben adeziv ve kompozit uygulamaları.

Mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi için *tygon* tüplerinin yerleştirilmesinden önce, tüm örnekler distile su ile durulandı ve kurutma kağıdı ve 10 sn orta basınçta hava akımı ile kurutuldu. Örneklerin beyazlatma uygulanmış yüzeyine üreticinin talimatlarına göre adeziv sistemler uygulandı. *Etch and rinse* adeziv sistemi (PBNT) için, lazer uygulama gruplarında lazer uygulamaları sonrasında üreticinin talimatları doğrultusunda %37'lik fosforik asit uygulandı. *Self-etch* ve *universal* adeziv sistemlerin uygulamaları da her bir sistemin üretici talimatlarına uygun şekilde gerçekleştirildi.

Her örneğin üzerine 1 mm kalınlığında ve 0.75 mm çapında üç adet *tygon* tüp yerleştirildi. Adezivler, bir LED ışık ünitesi (Mident Industrial Co., Ltd., Henan, Çin) ile her bir sistemin üretici talimatları doğrultusunda polimerize edildi. Daha sonra, bir nano-hibrit kompozit rezin (Clearfil Majesty Esthetic, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya) *tygon* tüplerine kondense edildi ve LED ışık ünitesi tarafından 40 saniye boyunca polimerize edildi. Örnekler, 37°C'de 24 saat distile suda bekletildikten sonra, *tygon* tüpleri keskin bir bistüri ile dikkatlice çıkarıldı.

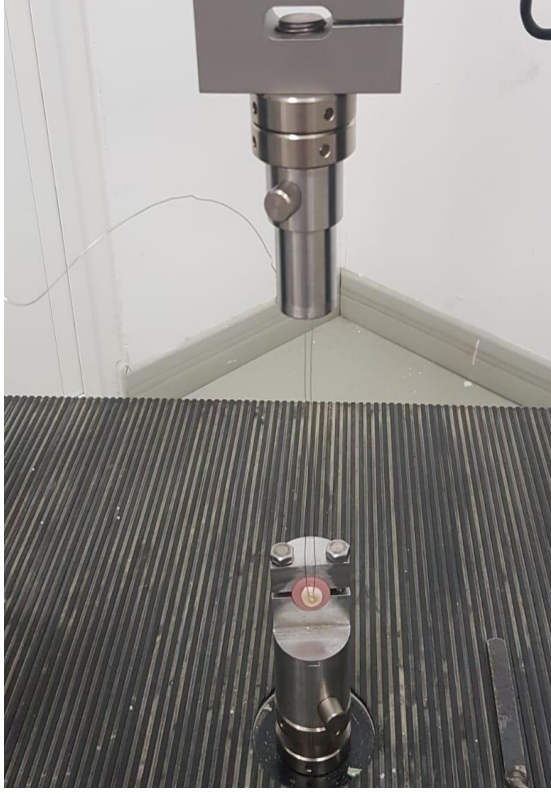
3.5. Mikro-Makaslama Bağlanma Dayanımı (μ MBD) Testi

Mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi, bir *universal* test makinesi (Eztest-500 N Shimadzu, Kyoto, Japonya) ile gerçekleştirildi. Örnekler, bir siyanoakrilat yapıştırıcı (Zapit, Dental Ventures of America; Corona, CA, ABD) ile akrilik bloklara yapıştırıldı. Daha sonra bu bloklar *universal* test makinesi için tasarlanmış uygun bir parça ile stabilize edildi. Örnekler üzerindeki kompozit silindirin etrafına 0,2 mm çapında bir tel yerleştirildi ve kırılma meydana gelene kadar 1,0 mm/dk hızında bir çekme kuvveti uygulandı. Kırılma durumundaki μ MBD değerleri Newton cinsinden kaydedildi ve kırılma durumundaki yükü kompozit silindirin yüzey alanına bölerek MPa'ya dönüştürüldü.

3.6. İstatistiksel Verilerin Analizi

Tüm istatistiksel analizler SPSS Versiyon 18 (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) ile yapıldı. Her grup için tanımlayıcı istatistikler gerçekleştirildi. μ MBD değerlerinin dağılımı normallik testi (Shapiro-Wilk) ile kontrol edildi.

μ MBD değerlerinin istatistiksel analizi için Üç-Yönlü Varyans Analizi (*Three-way ANOVA*) kullanıldı. $p < 0.05$ (Bonferroni düzeltmeli alfa = 0.05) istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. İkili karşılaştırmalar için ise, % 95 güven aralığı ile *post-hoc* Tukey testi yapıldı.



Resim 3.5. Mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında ölçümlenen μ MBD değerleri için ortalama ve standart sapmalar **Tablo 4.1.**'de gösterildiği gibidir.

Bu çalışmanın birinci sıfır hipotezi kısmen reddedildi. Adeziv sistemlerin gruplar arası karşılaştırmalarında sadece negatif kontrol, ikinci pozitif kontrol ve 7 gün ertelemeli 2 W lazer uygulamaları gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlemlendi.

Negatif kontrol grupları ve kompozit uygulamanın 7 günlük bir ertelemeden sonra yapıldığı ikinci pozitif kontrol grupları karşılaştırıldığında, en yüksek μ MBD değerleri SE Bond'da gözlenirken, negatif kontrol gruplarında sadece PBNT ile anlamlı bir istatistiksel fark gözlenmemiştir ($p > 0,057$). Bu gruplarda, Adhese ve G-Premio'nun μ MBD değerleri anlamlı olarak SE bonddan daha düşük gözlenirken ($p < 0,05$) PBNT ile istatistiksel olarak anlamlı 1 fark gözlenmedi ($p > 0,05$).

7 günlük bir ertelemeden sonra 2 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan gruplar için ise, istatistiksel olarak anlamlı bir fark ile en yüksek μ MBD değeri PBNT'de gözlemlendi ($p < 0,05$). Daha düşük değerler gözlenen SE Bond, Adhese ve G-Premio arasında ise anlamlı istatistiksel farklar gözlenmedi ($p > 0,05$).

Bu çalışmanın üçüncü sıfır hipotezi Adhese ve G-Premio'nun grup içi karşılaştırmalarında anlamlı bir istatistiksel fark gözlenmediğinden ($p > 0,05$) kısmen kabul edildi.

SE Bond'un grup içi karşılaştırmalarında, en yüksek μ MBD değeri ikinci pozitif kontrol grubunda, en düşük μ MBD değeri ise beyazlatma uygulamasından hemen sonra 1 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan grupta gözlemlendi. Hem ikinci pozitif kontrol grubu hem de 7 günlük bir ertelemeden sonra 1 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan grup, negatif kontrol grubu ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi ($p > 0,05$).

PBNT'nin grup içi karşılaştırmalarında en yüksek μ MBD değeri 7 günlük bir ertelemenin ardından 2 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan grupta, en düşük μ MBD değeri ise birinci pozitif kontrol grubunda gözlendi. Grupların hiçbiri negatif kontrol grubu ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi ($p > 0.05$).

Grup içi karşılaştırmalarında anlamlı bir fark gözlenmese de 'Adhese' için en yüksek μ MBD değeri beyazlatma uygulamasından hemen sonra 2 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan grupta, en düşük μ MBD değeri ise birinci pozitif kontrol grubunda gözlendi.

Grup içi karşılaştırmalarında anlamlı bir fark gözlenmese de G-Premio için en yüksek μ MBD değeri 7 günlük bir erteleden sonra 1 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan grupta, en düşük μ MBD değeri ise beyazlatma uygulamasından hemen sonra 2 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan grupta gözlendi.

Bu çalışmanın ikinci sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir. Beyazlatma uygulamaları ile aynı seansta gerçekleştirilen SE Bond uygulamaları, negatif kontrol grubuna göre önemli ölçüde daha düşük μ MBD değerleri gösterdi ($p < 0,05$). Hem ikinci pozitif kontrol grubu hem de 7 günlük bir erteleden sonra 1 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan grup, negatif kontrol grubu ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi ($p > 0,05$). Ancak, 7 günlük bir ertelemenin ardından 2 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan grup negatif kontrol grubu ile istatistiksel bir fark gösterdi ($p = 0.001$). Ayrıca, PBNT'nin μ MBD değerleri, ilave lazer uygulamaları ve lazerin enerji seviyesinin artmasıyla birlikte hem aynı seans uygulamalarında hemde 7 günlük ertelemenin ardından gerçekleşen uygulamalarda artış gösterdi.

Tablo 4.1. μ MBD değerleri için ortalama değerler ve standart sapmalar.

	SE	PBNT	Adhese	G Premio
- Kontrol	28,55±12,14 ^{a; A}	17,86±4,36 ^{d,e,f; A,B}	15,51±6,34 ^B	15,67±6,22 ^B
+ Kontrol (1)	11,40±5,62 ^{b,c}	10,81±3,80 ^d	9,54±3,20	11,59±5,57
1W 60s ER, Cr;YSGG	9,71±6,79 ^{b,c}	12,66±4,56 ^{d,e}	11,42±2,97	12,88±5,31
2W 60s ER, Cr;YSGG	13,64±2,60 ^c	17,58±4,03 ^{d,e,f}	16,81±7,23	10,82±4,30
+Control (2) (7 günlük erteleme)	29,54±6,64 ^{a; C}	18,70±8,32 ^{d,e,f; D}	10,98±3,97 ^D	12,78±3,81 ^D
1W 60s ER, Cr;YSGG (7 günlük erteleme)	22,37±3,80 ^{a,c}	21,24±7,97 ^{e,f}	15,48±5,37	17,27±9,46
2W 60s ER, Cr;YSGG (7 günlük erteleme)	14,63±6,1 ^{c; E}	25,74±6,20 ^{f; F}	13,47±4,43 ^E	13,47±4,49 ^E
Bir st simge harfi paylaşan ortalamalar arasında anlamlı fark yoktur ($p>0.005$). Büyük harfler her satırdaki ortalamaları karşılaştırır. Küçük harfler her sütundaki ortalamaları karşılaştırır.				

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde, ilk geliştiren adeziv sistemler, özellikle fosforik asit ile yüzeyin pürüzlendirilmesi basamağını içeren *etch and rinse* adezivlerdir (Tüfek ve Ayna, 2019). Asitle pürüzlendirme, ideal bir adezyon için, uygun kritik yüzey gerilimini düzenlemekte önemli bir basamaktır. Dentin, yüksek ve düşük yüzey enerjili molekülleri içeren heterojen bir yapıya sahiptir. Ayrıca mine ile karşılaştırıldığında daha yüksek su içeriğine sahiptir (Zhang ve Jiang, 2020). Buna göre, dentinde daha yüksek bir yüzey gerilimi elde etmek kolay değildir. Ayrıca asitle pürüzlendirme sonrası kuruma derecesi, açığa çıkan kolajen fibrillerinin yapısını etkiler (Tüfek ve Ayna, 2019). Kuruma derecesi arttığında, kolajen fibriller büzülür ve adezivin penetrasyonunu ve hibrit tabaka oluşumunu engeller. Zaman geçtikçe bu dezavantajları ortadan kaldırmak için *self-etch* adeziv sistemler geliştirilmiştir (Tüfek ve Ayna, 2019). Son yıllarda, "*All in One*" sistemlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla sunulan "*Universal*" veya "*Multimode*" olarak adlandırılan ürünler ise tüm uygulama yöntemleri ile uygulanabilecek şekilde ve kompozit rezinler, cam matriksli seramikler, zirkonya ve metaller gibi çeşitli direkt/indirekt restoratif materyallerin yapıştırılmasında çok yönlü kullanım sunacak şekilde üretilmiş ve piyasaya sunulmuştur (Tüfek ve Ayna, 2019). Şu anda lazerler, mikromekanik adezyon ile bağlanma gücünü artırmak için asitle pürüzlendirme işlemine alternatif olarak da kullanılmaktadır. Genellikle tercih edilen lazerler, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerdir (Santos ve ark., 2012; Ansari ve ark., 2012; Kiomarsi ve ark., 2018; Zhang ve Jiang, 2020).

Beyazlatma sırasında ortaya çıkan reaktif oksijen radikalleri, zayıf adezyona neden olabilmektedir (Alqahtani, 2014). Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için bazı çalışmaların sonuçlarına göre restorasyon yapımının 7-28 gün ertelenmesi tavsiye edilmiştir (Cavalli ve ark., 2001; Alqahtani, 2014; Yu ve ark., 2015; Żukowski ve ark., 2018).

Yetersiz adezyon ve 7-28 gün erteleme kriterinden yola çıkarak bu çalışmanın amacı, farklı zaman dilimlerinde farklı enerji seviyelerinde Er,Cr:YSGG lazer kullanarak ek yüzey işlemi ile beyazlatılmış dentine uygulanan *universal (self-etch*

mod), *self-etch* ve *etch-and-rinse* adeziv sistemlerinin μ MBD değerlerini değerlendirmektedir.

SE Bond, su bazlı bir adezivdir. SE, adeziv uygulanmadan önce su ve çözücü içeriğini uzaklaştırmak için hava ile kurutulması gereken hidrofilik bir primer ve su ve çözücü içermeyen hidrofobik bir rezin yapıdan oluşan 2 aşamalı bir *self-etch* sistemdir (Sadr ve ark., 2007).

Adhese Universal, etanol bazlı bir adezivdir. Adezyonun temel prosedüründe, adeziv uygulanmasından sonra çözücünün buharlaşması için havayla kurutma, çok önemli bir adım olarak kabul edilir. Etanol ve su hem birbirleriyle hem de ayrıca monomer ile hidrojen bağları oluşturabildiğinden, aseton bazlı adezivlere kıyasla bu adezivde suyu uzaklaştırmak daha zordur (Yiu ve ark., 2005). Yapılan bir çalışmada, Saikaew ve ark., 2019, daha uzun havayla kurutma süresi ile, etanol bazlı adezivlerin bağlanma dayanımında önemli bir artış olduğunu, ancak, havayla daha uzun kurutma süresinin, aseton bazlı adezivlerin bağlanma dayanımlarını etkilemediğini gözlemlemişlerdir. Bu sonuçlar doğrultusunda, etanol bazlı *universal* adezivlerin adezyon özelliklerini geliştirmek için 15-30 sn'lik, daha uzun hava ile kurutma süresi önermişlerdir.

PBNT ve G-Premio aseton bazlı adezivlerdir. Aseton, su ve etanol ile karşılaştırıldığında yüksek bir buhar basıncına sahiptir. Bu nedenle aseton bazlı adezivler için daha uzun bir uygulama süresi, çözücünün buharlaşmasını iyileştirebilir ve bağlanma gücünü artırabilir. Etanol bazlı adezivlerde ise durum böyle değildir çünkü; adezivlerin içeriğindeki su, etanol ile hidrojen bağı oluşturur ve uygulama süresi kısalmır (Hardan ve ark., 2021).

Bu çalışmada incelenen PBNT diğer adezivlerin aksine bir *etch and rinse* adeziv sistemidir. PBNT'nin adeziv tabakası içindeki kümelenmiş nano doldurucu maddeleri, hibrit tabakanın boşluklarına sızmak için çok hacimli olarak tanımlanmıştır (Tay ve ark., 1999; Marghalani ve ark., 2015).

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar doğrultusunda 1. sıfır hipotezi reddedilmiştir. Negatif kontrol gruplarında, 2. pozitif kontrol gruplarında ve 7 günlük bir ertelemenin

ardından 2 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan gruplarda anlamlı bir mikro-makaslama bağlanma dayanımı farkı gözlenmiştir.

Negatif kontrol gruplarında, SE Bond, diğer çalışmaların sonuçlarıyla tutarlı olarak (Naughton ve Latta, 2005; Paryab ve ark., 2019) diğer adeziv gruplarından önemli ölçüde daha yüksek μ MBD değeri gösterdi ($p < 0,05$). Fonksiyonel monomerler ile hidroksiapatitin kalsiyumu arasındaki kimyasal bağın, hem bağlanma dayanımını hem de bağlanma dayanıklılığını önemli ölçüde iyileştirdiği bildirilmiştir (Van Landuyt, 2008; Wang ve ark., 2017). SE Bond'un 10-Metakriloksesil Dihidrojen Fosfat (10-MDP) bileşenin hidroksiapatit içindeki kalsiyuma yoğun ve kararlı bir şekilde bağlanmasının, ilk bağlanma performansını artırdığı ve özellikle kimyasal bağların dayanıklılığına katkıda bulunduğu gösterilmiştir (Marghalani ve ark., 2015, Wang ve ark., 2017). Son dönemlerde piyasaya sürülen *universal* adezivlerin çoğu da monomer olarak 10-MDP içermekte ve dentindeki hidroksiapatitle dayanıklı kimyasal bağlar oluşturulmaya çalışılmaktadır (Perdigão ve Swift, 2015). Bu bilginin ışığında bu çalışmada 10-MDP bileşeni içeren iki *universal* adeziv (Adhese Universal ve G-Premio)'in de *self-etch* modda uygulamaları sonrası mikro-makaslama bağlanma dayanımları da bu tez çalışmasında incelenmiştir. Bu adeziv sistemlerle elde edilen mikro-makaslama bağlanma dayanımları negatif kontrol grubu ve ikinci pozitif kontrol gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde SE bond'dan daha düşük gözlenirken ($p < 0,05$) diğer grupları arasında anlamlı bir fark görülmemiştir ($p > 0,05$). Aynı bileşimi içerseler de farklı çözücüler içermeleri bu farkın sebebi olabilir.

Tsujimoto ve ark., 2017, yaptıkları çalışmada, iki aşamalı *self-etch* adezivleri ve *universal* adezivleri *self-etch* modunda karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Bu tez çalışmasında yer alan SE Bond ve G-Premio Bond adezivler bu çalışmada incelenmiş ve SE bond G-premio Bond'a göre anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı sergilemiştir. Bu çalışmada gerçekleştirilen SEM analizi G-Premio Bond'un hibrit tabakasında çok sayıda boşluk ve çatlaklar göstermiştir. *Universal* adezivler, hidrofilik ve hidrofobik bir monomer karışımı içerir. Bu durumda, kalan su faz ayrılmasına ve kabarcık oluşumuna neden olabilir (Vermelho ve ark., 2017). Bu kabarcıklar hibrit tabaka için zayıf noktalar haline gelmiş ve bağlanma dayanımını olumsuz etkilemiş olabilir. Negatif kontrol ve 2. pozitif kontrol grupları arasında

benzer sonuçların elde edilmesi burda açıklanan duruma bağlı olabilir. Lazer uygulaması yapılan gruplarda bu adezivler arasında fark gözlenmemesinin sebebi ise doku içerisinde yer alan fazla suyun lazer tarafından buharlaştırılması ve faz ayrışması oranının özellikle *universal* adezivler için azalması şeklinde açıklanabilir. Bu çalışma, bizim sonuçlarımızı desteklemiş ve SE'nin, GB ve AU'dan neden daha yüksek değerler verdiğini açıklamamıza yardımcı olacak bilgiler sunmuştur.

Universal adezivlerin, su içeriğine ilişkin bir başka çalışma Sugimura ve ark., 2019, GB'nin yaklaşık %25 su içerdiğini ve bu oranın diğer *universal* adezivlere kıyasla daha yüksek bir oran olduğunu bildirmiştir. AU'da ise bu oranın %3'e kadar düşebileceği ve SU'da, ise bu oranın %10-%15 arası olduğu bildirilmiştir. GB'deki ekstra su, dişteki demineralizasyonunu artırmak için mevcuttur. Tsujimoto ve ark.,'nın çalışmasına benzer şekilde bu çalışma da yüksek su içeriği seviyesi yüzünden, polimerize edilmiş adeziv tabakada kalan suyun çatlaklara ve zayıflığa neden olabileceğini savunmuştur. Bu, daha düşük yüzey serbest enerjileri göstermesine rağmen, GB'nin bağlanma dayanımının neden SU'nunkinden daha düşük olduğunu ve diğer adezivlere benzer olduğunu kısmen açıklamaktadır. GB ayrıca ayırt edici bir bileşime sahiptir. Çalışmada kullanılan diğer üç adeziv tek bir fonksiyonel monomer, 10-MDP içerirken, GB ise 10-MDP, 4-metakriloksietil trimellitik asit (4-MET) ve 10 metakriloloksidesil dihidrojen tiyofosfat (10-MDTP) içermektedir. 4-MET ve 10-MDP'nin dentine bağlanma mekanizmalarının benzer olduğu ve hidrofobik bir yüzey oluşturduğu bildirilmiştir (Nagakane ve ark., 2006). Bu nedenle, çoklu monomerlerin, serbest yüzey enerjisini düşürdüğü düşünülmüştür. Başka bir çalışma Yoshida ve ark., 2004, ise, 4-MET'in 10-MDP'den önemli ölçüde daha düşük kimyasal bağlanma potansiyeline sahip olduğunu bildirmiştir, Bu bilgiler, GB'deki 4-MET'in yüzey enerjisini etkilemesine rağmen bağlanma dayanımını çok az etkilediğini ve bu nedenle SU'dan daha düşük değerler gösterdiğine bir cevap olabilir. Ayrıca, bu sonuçlar doğrultusunda, %3'lük düşük su oranının, ikisi de etanol bazlı olmasına rağmen neden AU'nun SU'ya göre daha düşük değerler vermesinin bir sebebi olarak düşünülebilir.

Yapılan bir çalışmada Hanabusa ve ark., 2012, tek aşamalı *self-etch* ve *etch and rinse* sistemler karşılaştırılmış, *etch and rinse* sonrasında dentinde, özellikle gözenekli

ve zayıf rezin infiltre edilmiş kolajen ağ şeklinde, düşük kaliteli hibridizasyon gözlemlenmiştir. Bu sonuç doğrultusunda, AU ve GB'nin, PBNT'den daha yüksek değerlerde çıkması beklenebilirdi ancak bizim çalışmamızda öyle olmadı.

Takamizawa ve ark., 2016, *universal* adezivler üzerinde yaptıkları çalışmada dentinin, *self-etch* adeziv uygulaması ile *etch and rinse* sistemine kıyasla daha yüksek μ MDB değerleri gösterdiğini gözlemlenmiştir. Ancak *etch and rinse* sistemlerde daha uzun rezin taglar görülmüştür.

Anastasiadis ve ark., 2021, yaptıkları çalışmada, *self-etch* modda test edilen farklı *universal* adezivlerin, dentin demineralizasyonundaki farklılıklara rağmen, geleneksel fosforik asidin (pH <1) aksine, dentin tip I kolajenin sarmal yapısını etkilemediğini gözlemlenmiştir. Elde ettikleri sonuçlar doğrultusunda, fosforik asit uygulamasına kıyasla, 1.5-3 pH aralığında test edilen adezivlerin, dentin kolajeninin stabilitesi açısından daha uygun tedavi yöntemleri olduğunu önermişlerdir. Ayrıca bu sonuçlar, pH değeri 1.5 olan G-Premio'nun dentin kolajeninin stabilitesi açısından, dentini fosforik asite benzer şekilde etkileyebileceğini göstermiştir. Bu çalışmanın bulgularını destekler şekilde çalışmamızda incelenen *etch and rinse* PBNT ile G-Premio Bond ve Adhese Universal'ın mikro-makaslama bağlanma dayanımları arasında 7 gün ertelemeli 2 W lazer uygulaması grubu hariç istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$). 7 gün ertelemeli 2 W lazer uygulanan gruplarda PBNT anlamlı bir şekilde diğer tüm gruplardan daha yüksek μ MDB göstermiştir ($p < 0,05$). Bunun sebebi beyazlatma ajanından kaynaklı oksijen radikallerinin etkisinin ve lazer uygulamaları sonucu gelişebilecek etkileşimlerin sona ermesi ile 2 W enerji seviyesinin yüzeyde bozulmalara ve yetersiz pürüzlülüğe sebep olurken, PBNT için lazer sonrası asit uygulamalarının μ MDB'nı artıracak şekilde uygun bir yüzey topografyası oluşturması şeklinde düşünülebilir.

Wagner ve ark., 2014, yaptıkları çalışmada, 3 farklı etanol bazlı *universal* adezivi, (Futurabond Universal, Scotchbond Universal Adhesive ve All-Bond Universal) hem *self-etch* hem de *etch and rinse* modda kullanmışlar ve *etch and rinse* ve *self-etch* modların *universal* adezivlerin hiçbirinin mikro-makaslama bağlanma dayanımlarını önemli ölçüde etkilemediğini gözlemlenmiştir. Ancak, *etch and rinse* sistem

kullanılan örneklerde, önemli ölçüde daha uzun rezin taglar ve daha kalın hibrit tabakalar gözlenmiştir.

Alves ve ark., 2019, yaptıkları çalışmada, Octobond LC'i *etch and rinse* sistemde, Clearfill SE Bond 2'yi *self-etch* sistemde ve *universal* adeziv olarak, Adhese Universal ve G-Premio'yu hem *self-etch* hem de *etch and rinse* sistemleriyle kullanmışlar ve sonuçları kıyaslamışlardır. Sonuçları incelediklerinde, gruplar arası bağlanma dayanımlarında anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Yamauchi ve ark., 2019, yaptıkları çalışmada, 4 farklı *universal* adezivi (Adhese Universal (AU), All-Bond Universal (AB), G-Premio Bond (GB), ve Scotchbond Universal Adhesive (SU)) hem *etch and rinse* hem de *self-etch* modda kullanmış ve karşılaştırmışlardır. Sonuçlar incelendiğinde, *universal* adezivlerin *etch and rinse* sistemde *self-etch* sisteme kıyasla anlamlı bir fark göstermediği ve çıkan farkların adezivlerin içeriğiyle alakalı olduğu gözlenmiştir. Ancak, serbest yüzey enerjisi ve dentinin parametrelerinin, sistemden bağımsız olarak, *universal* adezivlerin uygulanmasıyla önemli ölçüde azaldığı gözlenmiştir.

Bu üç çalışma, *universal* adezivlerin *self-etch* modda uygulanmasının μ MDB'lerinin incelenmesi açısından önemli bilgi sağlayabileceğini göstermektedir. Yine de bu tez çalışmasında beyazlatma uygulamalarına bağlı parametre değişimlerinin *etch and rinse* modda uygulamaların fark gözlenmesine sebep olma olasılığı bu tez çalışmasının bir limitasyonu olarak ortaya çıkmaktadır.

Bu tez çalışmasında beyazlatma uygulamaları, tüm adeziv sistemlerin, beyazlatma sonrası aynı seansta kompozit uygulanmasında μ MDB değerlerini azalttı. Grup içi ve gruplar arası karşılaştırma yapıldığı zaman, pozitif kontrol grupları ve 1 W veya 2 W enerji seviyelerinde lazer kullanımı ile aynı seansta kompozit uygulama grupları arasında anlamlı bir fark gözlemlenmedi ($p < 0.05$).

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar doğrultusunda, 2. sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir. Beyazlatma uygulamaları ile aynı seansta gerçekleştirilen SE Bond uygulamaları, negatif kontrol grubuna göre önemli ölçüde daha düşük μ MDB değerleri gösterdi ($p < 0,05$). Hem 2. pozitif kontrol grubu hem de 7 günlük bir

ertelemeden sonra 1 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan grup, negatif kontrol grubu ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi ($p > 0,05$). Ancak, 7 günlük 1 ertelemeden sonra 2 W enerji seviyesiyle lazer uygulaması yapılan grup negatif kontrol grubu ile istatistiksel 1 fark gösterdi ($p = 0.001$).

Bununla birlikte, diğer adeziv gruplarının beyazlatmanın hemen ardından gerçekleştirilen uygulamaları, negatif kontrol grubu ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi ($p > 0,05$). *Universal* adeziv grupları incelendiğinde, Adhese Universal ve G-Premio'nun grup içi karşılaştırmalarında hiçbir grup arasında anlamlı bir istatistiksel fark gözlenmedi ($p > 0,05$). Adhese Universal'in aynı seans uygulamalarında, pozitif kontrol grubu ile kıyaslandığında ilave lazer uygulamaları ve lazerin enerji seviyesinin artmasıyla birlikte μ MBD değerlerinde artış gözlenirken 7 günlük ertelemeden sonra uygulanan lazer uygulamalarında aynı düzende bir artış gözlenmedi. PBNT' nin μ MBD değerleri, ilave lazer uygulamaları ve lazerin enerji seviyesinin artmasıyla birlikte hem aynı seans uygulamalarında hemde 7 günlük ertelemeden sonra gerçekleşen uygulamalarda artış gösterdi.

Marghalani ve ark., 2015, yaptıkları çalışmada, PBNT'de bulunan nano doldurucuların daha yüksek viskoziteye katkıda bulunabileceği ve bunun da hibrit tabaka üzerinde daha kalın bir adeziv tabakası oluşumuyla hibrit tabakasının stabilizasyonuna katkı sağlayacağı sonucuna varmışlardır.

Yapılan bazı çalışmaların bulguları (De Munck ve ark., 2002; Torres ve ark., 2009), lazer uygulamalarının bir sonucu olarak, düzensiz pürüzlülük paternleri, yüzey altı mikro-çatlaklar, füzyon veya kolajen fibrillerinin mikro-yırtılmasının rezin penetrasyonuna engel olduğunu göstermiştir.

Ceballos ve ark., 2002, dentinin kaynaşmış kolajen fibrillerinin birlikte ablyasyonunun, interfibriller boşluk eksikliği ile sonuçlanarak, yüzey altı intertübüler dentine rezin difüzyonunu sınırladığını öne sürmüşlerdir. Bu çalışmada elde edilen, lazerle prepare edilmiş dentine bağlanan rezinin kesitsel gözlemi, rezinin penetrasyonunun olmadığını ve hatta rezin tabakasının lazer uygulanmış dentin

yüzeyinden soyulduğunu ortaya çıkararak bu teoriyi desteklemiştir. Rezinin, asitle pürüzlendirilmiş dentine bağlanma mekanizması iyi bilinmektedir ve mikro-mekanik olduğu anlaşılmıştır (Van Meerbeek ve ark., 1993; Perdigão ve ark., 1994). Sonuçlar incelendiğinde, rezinin lazer uygulanmış dentine adezyonu hakkında daha az şey bilinmekte olduğu ve daha fazla çalışma gerektiği, ancak asitle aşındırılmış dentinde dentin hibridizasyonunun temeli olan bir interdifüzyon bölgesinin oluşumunun olası olmadığı görülmüştür. Bunun yerine, lazerle prepare edilen dentinde, muhtemel bağlanma gücünün yalnızca rezin tagların dentin tübüllerine nüfuz etmesinden meydana geldiği öne sürülmüştür. Bu sonuçlar, bizim çalışmamızdaki, μ MBD değerlerinde oluşan düzenli artışın sadece PBNT gruplarında olmasını destekler niteliktedir. Lazer uygulamasından sonra yapılan asit ile pürüzlendirme işleminin, mikro-mekanik adezyon için tekrar uygun ortamı sağlamış olması düşünülebilir.

Dunn ve ark., 2005, Er:YAG lazer ve elmas frez ile prepare edilen kavitelelerin, dentin ve mineye bağlanma gücünü kıyaslamayı amaçlamışlardır. Ayrıca çalışmada farklı adeziv sistemler kullanılmıştır. Sonuçlar incelendiğinde, hem dentinde hem de minede, en yüksek değerler, *etch and rinse* adeziv kullanılan örneklerde olduğu görülmüştür. Ayrıca, elmas frezlerin, lazerle yapılan pürüzlendirmeye kıyasla, lazerle pürüzlendirmenin ise hiç yüzey işlemi yapılmamasına kıyasla daha iyi bağlanma değerleri gösterdiği görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları farklı çalışmaların (Aoki ve ark., 1998; Kameyama ve ark., 2000; Martinez-Insua ve ark., 2000; Ceballos ve ark., 2002) sonuçlarını desteklemiştir. Buna karşılık, Visuri ve ark. 1996; Stiesch-Scholz ve Hanning, 2000, Er:YAG uygulamasının ardından oluşan pul pul görünümlü yüzeye dayalı olarak, genişlemiş yüzey alanı nedeniyle lazerle prepare edilen dentin yüzeyinin adezyon için bir avantaja sahip olduğunu öne sürmüşlerdir.

Chou ve ark., 2009, farklı Er,Cr:YSGG lazer parametrelerinin dentinin morfolojisi üzerindeki etkisini ve kompozit rezinin dentine bağlanma kuvveti üzerindeki etkisini araştırmıştır. Sonuçlar incelendiğinde, geleneksel asitle pürüzlendirme ile karşılaştırıldığında, lazer uygulaması sonrası oluşturulan dentin yüzeyinin, dentine bağlanma kuvvetini azalttığı, ancak bu farkın önemli ölçüde bir fark olmadığı gözlemlenmiştir. Bu yüzden, Er,Cr:YSGG lazer ile tek başına pürüzlendirme, asitle pürüzlendirme için etkili bir alternatif sağlayabilir sonucuna varılmıştır. Bu sonuçlar

bizim çalışmamızı kısmen desteklemektedir. Bu çalışmada da, 7 günlük bir ertelemenin ardından 1 W enerji seviyesinde lazer uygulaması ardından *self-etch* sistemde uygulanan AU ve GB'de 2. pozitif kontrol gruplarına göre anlamlı olmasa da 1 artış göstermiştir ($p > 0,05$).

Shahabi ve ark., 2013, yaptıkları çalışmada, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerin kompozit rezinin dentine bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini frezle prepare edilmiş kavitelere kıyasla değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Er:YAG lazerde 3 W Er,Cr:YSGG lazerde ise 3.5 W enerji seviyesinde kullanılmıştır. Ayrıca tüm örneklerle *etch and rinse* prosedürü uygulanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde, Er,Cr:YSGG lazerle prepare edilen kavitelere, frezle prepare edilen kavitelere kıyasla kompozit rezinin bağlanma dayanımında anlamlı bir fark bulunamamıştır ancak; Er:YAG lazer grubu diğer gruplara göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Erbiyum lazer ailesi, dentine uygulandığında, diş sert dokularının su içeriğini buharlaştıran ve sonuç olarak pürüzlü bir yüzey bırakarak düzensizlikleri teşvik eden, genişleme ve mikro patlamalara neden olan ablasyon veya fotomekanik bir işlem meydana getirir (Shahabi ve ark., 2013). Frez ile preparasyonda ortaya çıkan smear tabakası lazer ile prepare edilen kavitelere oluşmaz. Bu tabaka düşük yüzey enerjisine sahip olduğundan, mine ve dentinin adeziv ile adezyonunu engeller ve yokluğu dentine bağlanmayı artırabilir (Ekworapoj ve ark, 2007; Gurgan ve ark., 2009). Er,Cr:YSGG lazer ile prepare edilen dentin yüzeyinin morfolojisi, artan bağlanma kuvveti için büyük bir eğilim gösterse de, intertübüler dentinin kimyasal bileşimi de dikkate alınmalıdır. Bu lazer, sert mineralize dokudaki OH⁻ tarafından emilir, böylece kimyasal değişikliklere neden olabilen Er:YAG lazerden daha yüksek yüzey sıcaklığı üretebilir. Lazer uygulamasından sonra intertübüler dentin, asitle pürüzlendirme ile oluşacak demineralizasyona karşı daha dirençli olur. Ayrıca Er,Cr:YSGG lazer, *etch and rinse* protokolünü etkileyebilecek su püskürtme uygulamasına rağmen dentine termal hasar verebilir. Bu kimyasal değişiklikler Er,Cr:YSGG lazerde bağlanma dayanımının azalmasına etki edebilir (Esteves-Oliveira ve ark., 2007; Tachibana ve ark., 2008). Bu bilgiler, Er, Cr:YSGG lazer uygulaması sonrası, çoğu grupta 2 W enerji seviyesinde uygulandığı zaman 1 W

enerjisi seviyesine göre daha düşük değerler vermesini açıklayabilir. 2 W enerji seviyesinde daha fazla ısı oluşumu ile dentinde daha çok bozunma meydana gelebilir.

Alkudhairy ve ark., 2020, Er,Cr:YSGG lazer ile dentin pürüzlendirmenin, biyoaktif ve konvansiyonel *bulk-fill* dental restoratif materyallerin dentine bağlanma kuvveti üzerindeki etkisini incelemiştir. Sonuçlar incelendiğinde, Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirmenin geleneksel yöntemlerle kıyaslanabilir sonuçlar verdiği gözlemlenmiş ve klinik kullanıma girme potansiyeli olduğu sonucuna varılmıştır.

Comba ve ark., 2019, yaptıkları çalışmada, elmas frezlerle prepare edilen yüzeylerin, Er:YAG lazerle prepare edilen yüzeylere göre daha yüksek bağlanma dayanımları sergilediğini gözlemlemiştir. Bu çalışmanın sonuçları, kullanılan adezivlerden bağımsız olarak, diş yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlandığında koronal dentinin orta üçlüsüne bağlanma dayanımlarının önemli ölçüde daha düşük olduğunu göstermiştir.

Shadman ve ark., 2019, yaptıkları çalışmada, bir *multimode* adezivin, dentinin Er,Cr:YSGG lazerle veya frez ile prepare edildiği durumlarda, hem *self-etch* hem *etch and rinse* sistemleriyle kullanıldığı zaman elde edilecek mikromakaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Ayrıca, Er, Cr:YSGG lazeri 4 W ve 5 W enerji seviyelerinde kullanarak enerji seviyelerini de kıyaslamıştır. Sonuçlar incelendiğinde, en yüksek ortalama mikro-makaslama bağlanma dayanımı değerinin, *etch and rinse* sisteminde, frez ile prepare edilen grupta olduğunu gözlemlemiştir. Ayrıca, lazer ile prepare edilen dentin grupları incelendiğinde, en yüksek ortalama mikro-makaslama bağlanma dayanımı değerinin *etch and rinse* sisteminde 4 W'lık enerji seviyesinde olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar, bu çalışmanın aksine, lazer uygulamasından sonra asit uygulanan bir yüzey dahi olsa belli bir enerji seviyesinden sonra asitin, yüzeyi lazerin olumsuz etkilerinden koruyamayabileceğini göstermiştir.

Yazici ve ark., 2016, SiC kağıt veya Er,Cr:YSGG lazer ile prepare edilen dentine *universal* adeziv sistem uygulamaları, adezyon stratejilerine göre, fosforik asitle pürüzlendirme, lazerle pürüzlendirme ve *self-etch* olmak üzere üç alt gruba ayrılmıştır. Er,Cr:YSGG lazer, preparasyon için 3 W enerji seviyesinde,

pürüzlendirme için 1.5 W enerji seviyesinde kullanılmıştır. Fosforik asit ile pürüzlendirme, *self-etch* moduna göre önemli ölçüde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Ayrıca, lazer ve SiC ile preparasyon arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu sonuçlar, bizim sonuçlarımızı desteklemiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan *universal* adezivlerde de lazer uygulamaları sonrası her hangi bir anlamlı fark gözlenmedi ($p > 0,05$).

Ayar ve Erdermir, 2019, *universal*, *self-etch* ve *etch and rinse* sistemleri ve 1.5 W enerji seviyesinde Er,Cr:YSGG lazer kullanmışlardır. En yüksek μ MBD değerlerini *etch and rinse* grubu gösterirken, Er,Cr:YSGG lazer uygulaması ile elde edilen μ MBD değerlerinin kontrol gruplarına göre daha yüksek veya benzer olduğunu gözlemişlerdir. Er:YAG lazerin etkisini araştıran önceki bazı çalışmalarda da (Davari ve ark., 2013; Kucukyilmaz ve ark., 2017) daha yüksek μ MBD değerleri elde edilmiştir.

Öte yandan, bizim bulgularımızın aksine, yakın zamanda yapılan bir çalışmada, Kiomarsi ve ark., 2018, Er,Cr:YSGG lazeri, beyazlatma sonrası μ MBD değerlerini artıracak kadar etkili bulamamışlardır. Bu sonuç, bizim uygulamalarımızda kullanılan lazer enerji seviyesinden daha düşük olan 0,5 W enerji seviyesinden kaynaklanmakta olabilir.

Yukarda bahsedilen çalışmaların bulguları ve bizim elde ettiğimiz bulgulara göre asit *etching* uygulanarak lazer uygulamalarının olumsuzluklarının ortadan kaldırılabileceği ve daha uygun bir yüzey oluşturularak kolajen ağına rezin penetrasyonunun artırılabilceği sonucuna varılabilir. Yukarda bahsedilen çalışmalarda kullanılan lazer enerji seviyeleri incelendiğinde çok düşük seviyelerde çalışmanın hiç bir fark yaratmadığı gözlenirken, çok yüksek değerlere çıkmanın ise bahsedilen dezavantajları artırdığı gözlenmiştir.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar doğrultusunda, 3. sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir. Önceki çalışmalara benzer şekilde (Cavalli ve ark., 2001; Braz ve ark., 2012; Żukowski ve ark., 2018) beyazlatma sonrası 7 günlük bir süreden sonra, SE Bond ve PBNT için, 2. pozitif kontrol grupları, negatif kontrol gruplarından anlamlı

fark olmaksızın daha yüksek μ MBD değerleri ile sonuçlandı. Öte yandan, Adhese Universal ve G-Premio grupları için anlamlı bir fark olmaksızın daha düşük μ MBD değerleri ile sonuçlandı.

Ayrıca, *universal* adezivlerin her ikisi de incelendiğinde, beyazlatma sonrası aynı seansta kompozit uygulaması yapılan gruplar ile 7 günlük bir süreden sonra kompozit uygulaması yapılan gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmedi. Bu sonuçlar, *universal* adezivlerin tercih edildiği durumlarda mikro-makaslama bağlanma dayanımı açısından düşünüldüğünde restorasyonun beyazlatma ile aynı seansta bitirilebileceğini göstermektedir. Yine de klinik olarak anlamlı μ MBD değerlerinin 18-30 MPa olduğunu varsayarsak elde edilen değerler restorasyonun uzun dönem başarısını etkileyebileceğini de akılda tutmak gerekmektedir.

7 günlük süreden sonra, SE Bond, Adhese Universal ve G-Premio için μ MBD değerleri 1 W lazer uygulaması ile daha yüksek ve 2 W enerji seviyesi ile daha düşük bağlanma değerleri gösterdi. Bu; daha önce açıklandığı üzere yükselen lazer enerji seviyesi ile birlikte yüzey yapısında düzensiz pürüzlülük paternleri, yüzey altı mikro-çatlaklar, füzyon veya kolajen fibrillerinde yırtık oluşması sebebiyle monomerler ve hidroksiapatitler arasındaki kimyasal bağların oluşumunun engellenmesi şeklinde açıklanabilir. Ayrıca, bu üç adeziv sistemde, *etch and rinse* sistem uygulanmadığı için enerji seviyesi arttıkça lazerin dezavantajları daha çok öne çıkmış olabilir.

Bununla birlikte, 7 gün ertelemeli lazer uygulamalarının hem 1 W hem de 2 W enerji seviyeleri, PBNT için gözlemlenen en yüksek μ MBD değerlerini gösterdi. Bu sonuçlar, beyazlatma sonrası aynı seansta kompozit uygulama gruplarından önemli ölçüde daha yüksekti. Bu, daha önce bahsedilen, PBNT'de bulunan nano doldurucuların daha yüksek viskoziteye katkıda bulunabileceği ve bunun da hibrit tabaka üzerinde daha kalın bir adeziv tabakası oluşumuyla hibrit tabakasının stabilizasyonuna katkı sağlayacağı ile açıklanabilir.

Barbosa ve ark., 2008, %35 hidrojen peroksit beyazlatma ajanı ile tedaviden sonraki zamanın, kompozit rezin ile mine ve dentin arasındaki mikro-makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Sonuçları incelediklerinde,

minedeki restoratif işlemlerin, %35 hidrojen peroksit ile beyazlatma tedavisinden sonra 7 gün ertelenmesini önerirlerken, dentindeki restorasyonların beyazlatma tedavisini takiben 14 gün ertelenmesini önermişlerdir.

Souza-Gabriel ve ark., 2011, ışık kaynağı kullanılarak veya kullanılmadan %38 HP ile beyazlatılmış intrakoroner dentinin restoratif prosedürünün, beyazlatma tedavisinden en az 10 gün sonra yapılması gerektiği sonucuna varmışlardır.

Bu tez çalışmasının sonuçları SE bond dışında test edilen adezivler için bu iki çalışmanın bulgularını desteklememektedir. Bu tez çalışması sonuçlarına göre beyazlatma uygulamasını takiben yapılan restoratif işlemlerde μ MDB açısından negatif kontrol grubuna göre anlamlı bir fark gözlenmemiştir ve lazer uygulamaları sonrası elde edilen değerler birinci pozitif kontrollere göre daha yüksek olmuştur. Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre beyazlatma ajanları farklı içeriğe sahip adezivleri farklı şekilde etkileyebilmektedir. Bulgularımızın ışığında seçilen adeziv türüne bağlı olarak ek yüzey işlemlerinin de kullanılması durumunda herhangi bir erteleme yapılmaksızın aynı seansta beyazlatma ve restoratif işlemlerin gerçekleştirilebileceği sonucuna varılmaktadır. Özellikle test edilen *universal* adezivlerin ikinci pozitif kontrol gruplarının μ MDB değerlerinin birinci pozitif kontrollerle çok yakın olması 7 gün ertelemenin bu adezivlerde herhangi bir avantaj sağlamayacağını göstermektedir. SE ve PBNT için ise 7 gün ertelemeli uygulamalarda PBNT için özellikle ek yüzey işlemi ile daha yüksek değerlerin elde edilmesi ise bu adezivlerin tercih edildiği durumlarda uzun dönem klinik başarımın elde edilmesi için zoraki olmayan durumlarda yine de 7 gün beklemenin daha avantajlı olacağını göstermektedir. SE ve PBNT için elde edilen değerlerin genel olarak *universal* adeziv sistemlerinden daha yüksek olduğu da yine adeziv sistem tercihi yaparken göz önünde bulundurulması gereken kriterlerden biri olmalıdır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Diş hekimleri daha iyi bir renk uyumu ve adezyon için devital olarak beyazlatılmış dişlerin son restorasyonunu 7 ile 28 gün arasında ertelemeyi tercih ederler. Güncel olarak, erbiyum lazerler, restorasyonların adezyonunu artırmak amacıyla bir yüzey pürüzlendirme işlemi olarak önerilmektedir.

Er,Cr:YSGG lazer uygulaması ile yüzey işlemi yapılan veya yapılmayan örneklerde, aynı seans ve ertelemeli restorasyonlarda her adeziv sistem için farklı μ MBD değerleri elde edilmiştir. Erteleme, hem SE Bond hem de PBNT için daha yüksek μ MBD değerleriyle sonuçlanırken, Adhese Universal ve G-Premio için daha düşük sonuçlandı.

Lazer uygulamalarının enerji seviyesindeki artış, hem aynı seans hem de ertelemeli uygulamalar için PBNT'nin μ MBD değerlerinde bir artışa yol açtı. Er,Cr:YSGG lazerin ek uygulamaları, PBNT ile aynı seansta yapılan restorasyonlar için optimal bir bağlanma gücü için alternatif bir yol olabilirken diğer adezivler için ek avantaj sağlayacak bir zorunluluk olarak gözlenmemiştir.

Daha ileride yapılacak çalışmalarda, sonuçları daha verimli bir şekilde tartışabilmek için, yüzey topoğrafyası analizleri ve yüzey pürüzlülük testleri yapmak faydalı olacaktır.

Beyazlatma ajanlarının doğal dişler ve restoratif materyallerin moleküler yapısında meydana getirdiği değişikliklerin optik özellikler dışında fiziksel özelliklerine etkilerinin de daha yaygın olarak incelenmesi faydalı olacaktır.

Universal adezivleri *etch and rinse* mod ile de uygulamak asitin yüzey üzerindeki etkilerini daha iyi kavramak açısından yardımcı olacaktır.

Yapılacak bir başka çalışmada antioksidan içeren grupların da incelenmesi serbest oksijen radikallerinin etkileri ile lazerlerin etkileşimlerini daha iyi gözlemlememizi sağlayacaktır.

Lazer ile pürüzlendirmenin, çalışmada yer almayan diğer adeziv sistemlerin adezyonuna etkisini araştıran ileri çalışmalara da ihtiyaç vardır.

Ayrıca in-vitro çalışmaların klinik çalışmalarla da desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

Abate PF, Rodriguez VI, Macchi RL. Evaporation of solvent in one-bottle adhesives. *Journal of Dentistry*. 2000; 28(6), 437-440.

Ablal MA, Adeyemi AA, Jarad FD. The whitening effect of chlorine dioxide - An in vitro study. *Journal of Dentistry*. 2013; 41(5), 76-81.

Abraham S, Ghonmode WN, Saujanya KP, Jaju N, Tambe VH, Yawalikar PP. Effect of grape seed extracts on bond strength of bleached enamel using fifth and seventh generation bonding agents. *Journal of International Oral Health : JIOH*. 2013; 5(6), 101-107.

Alkahtani R, Stone S, German M, Waterhouse P. A review on dental whitening. *Journal of Dentistry*. 2020; 100(2020), 103423.

Alkudhairy F, Vohra F, Naseem M. Influence of Er,Cr:YSGG Dentin Conditioning on the Bond Strength of Bioactive and Conventional Bulk-Fill Dental Restorative Material. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery*. 2020; 38(1), 30-35.

Alqahtani MQ. Tooth-bleaching procedures and their controversial effects: A literature review. *Saudi Dental Journal*. 2014; 26(2), 33-46.

Alves M, Polido M, Brito J, Cristina Azul A. Microtensile bond strength evaluation to dentin of new universal adhesive systems. *Annals of Medicine*. 2019; 51(1), 96-96.

Anastasiadis K, Verdelis K, Eliades G. The effect of universal adhesives on dentine collagen. *Dental Materials*. 2021; 37(8), 1316-1324.

Anisimov SI, Kapeliovich BL, Perel'Man TL. Electron emission from the metal surfaces induced by ultrashort lasers pulses. *Zhurnal Eksperimental'noj i Teoreticheskoy Fiziki*. 1974; 66(2), 776-781.

Ansari ZJ, Fekrazad R, Feizi S, Younessian F, Kalhori KA, Gutknecht N. The effect of an Er,Cr:YSGG laser on the micro-shear bond strength of composite to the enamel and dentin of human permanent teeth. *Lasers in Medical Science*. 2012; 27(4), 761-765.

Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12th ed.). Elsevier Saunders.

Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H. Comparison between Er: YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *Journal of dental research*. 1998; 77(6), 1404-1414.

Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontology 2000*. 2004; 36(1), 59-97.

Aranha ACC, Eduardo CDP, Gutknecht N, Marques MM, Ramalho KM, Apel C. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er,Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microscopy Research and Technique*. 2007; 70(8), 745-751.

Arhun N, Oğlakçı B. Adezyon ve Adeziv Sistemler. *Türkiye Klinikleri J Restor Dent- Special Topics*. 2017; 3(3), 113-127.

Ayar MK, Erdermir F. Bonding strength of universal adhesives to Er,Cr:YSGG Laser-Irradiated Dentin. *Nigerian Journal of Clinical Practice*. 2018; 21(1), 93-98.

Bağlar S, Bayraktar Y, Ercan E, Mutluay AT, Şengün A. The Challenge of Mdp Monomer Containing Adhesive Systems: Comparison of Shear Bond Strengths. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015; 25(1), 21-28.

Balan B, Madanda Uthaiyah C, Narayanan S, Mookalamada Monnappa P. Microabrasion: An Effective Method for Improvement of Esthetics in Dentistry. *Case Reports in Dentistry*. 2013; 2013.

Barbosa CM, Sasaki RT, Florio FM, Basting RT. Influence of time on bond strength after bleaching with 35% hydrogen peroxide. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2008; 9(2), 81-88.

Bassir MM, Bagheri G. Comparison between phosphoric acid and hydrochloric acid in microabrasion technique for the treatment of dental fluorosis. *Journal of Conservative Dentistry*. 2013; 16(1), 41-44.

Boyras İ, Yıldız A. Lazer Çeşitleri ve yüksek yoğunluklu lazer kullanımı. *Journal of Contemporary Medicine*. 2016; 6(0), 104-109.

Braz R, Cordeiro-Loretto S, Viveros de Castro-Lyra AM, Dantas DCRE, Ribeiro AIAM, Guênes GMT, Leite-Cavalcanti A. Effect of bleaching on shear bond strength to dentin of etch-and-rinse and self-etching primer adhesives. *Acta Odontológica Latinoamericana*. 2012; 25(1), 20-26.

Busscher HJ, van Pelt AWJ, de Boer P, de Jong HP, Arends J. The effect of surface roughening of polymers on measured contact angles of liquids. *Colloids and Surfaces*. 1984; 9(4), 319-331.

Cavalli V, Ries AF, Giannini M, Ambrosano GM. The effect of elapsed time following bleaching on enamel bond strength of resin composite. *Operative dentistry*. 2001; 26(6), 597-602.

Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *Journal of dental research*. 2002; 81(2), 119-122.

Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, Chen JH, Pashley DH, Tay FR. Bonding of universal adhesives to dentine-Old wine in new bottles?. *Journal of Dentistry*. 2015; 43(5), 525-536.

Chibowski E, Holysz L. Use of the Washburn Equation for Surface Free Energy Determination. *Langmuir*. 1992; 8(2), 710-716.

Chopra V, Sharma H, Prasad SD. A comparative evaluation of the bonding efficacy of two-step vs all-in-one bonding agents - An in-vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*. 2009; 12(3), 101-104.

Chou JC, Chen CC, Ding SJ. Effect of Er,Cr:YSGG laser parameters on shear bond strength and microstructure of dentine. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2009; 27(3), 481-486.

Comba A, Baldi A, Tempesta RM, Cedrone A, Carpegna G, Mazzoni A, Breschi L, Alovise M, Pasqualini D, Scotti N. Effect of Er:YAG and Burs on Coronal Dentin Bond Strength Stability. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2019; 21(4), 329-335.

Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dental Clinics*. 2004; 48(4), 771-794.

Croll TP, Helpin ML. Enamel microabrasion: a new approach. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2000; 12(2), 64-71.

Cuevas-Suárez CE, de Oliveira da Rosa WL, Lund RG, da Silva AF, Piva E. Bonding performance of universal adhesives: An updated systematic review and meta-analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2019; 21(1), 7-26.

Çelik Ç. Diş Renklenmelerinin Tedavisi. *Turkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics*. 2017; 3(2), 104-112.

Dahl JE, Pallesen U. Tooth bleaching - A critical review of the biological aspects. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*. 2003; 14(4), 292-304.

Davari A, Sadeghi M, Bakhshi H. Shear Bond Strength of an Etch-and-rinse Adhesive to Er:YAG Laser- and/or Phosphoric Acid-treated Dentin. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2013; 7(2), 67-73.

De Felice E. Shedding light: laser physics and mechanism of action. *Phlebology*. 2010; 25(1), 11-28.

De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *European Journal of Oral Sciences*. 2002; 110(4), 322-329.

Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: Separating science from hype. *Journal of the American Dental Association*. 2004; 135(2), 204-212.

Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1993; 124(2), 57-61.

Donly KJ, O'Neill M, Croll TP. Enamel microabrasion: a microscopic evaluation of the "abrosion effect". *Quintessence International*. 1992; 23(3), 175-179.

Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental Materials*. 2005; 21(7), 616-624.

Ekworapoj P, Sidhu SK, McCabe JF. Effect of different power parameters of Er, Cr: YSGG laser on human dentine. *Lasers in medical science*. 2007; 22(3), 175-182.

Eliades GC, Caputo AA, Vougiouklakis GJ. Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dental Materials*. 1985; 1(5), 170-176.

Eren D, Bektaş ÖÖ. Dental Adezivler. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006; 9(1), 63-67.

Esteves-Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha ACC, Eduardo CDP, Gutknecht N. Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG lased dental surfaces. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2007; 25(5), 373-380.

Franck P, Henderson PW, Rothaus KO. Basics of Lasers: History, Physics, and Clinical Applications. *Clinics in Plastic Surgery*. 2016; 43(3), 505-513.

Frankenberger R, Lopes M, Perdigão J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dental Materials*. 2002; 18(3), 227-238.

Garg N, Garg A. (2013). *Textbook of Operative Dentistry* (2nd ed.). Jaypee Brothers Medical Publishers.

Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, Tagami J. Self-Etch adhesive systems: A literature review. *Brazilian Dental Journal*. 2015; 26(1), 3-10.

Goldman L. Chromophores in tissue for laser medicine and laser surgery. *Lasers in Medical Science*. 1990; 5(3), 289-292.

Guéders AM, Charpentier JF, Albert AI, Geerts SO. Microleakage after thermocycling of 4 etch and rinse and 3 self-etch adhesives with and without a flowable composite lining. *Operative Dentistry*. 2006; 31(4), 450-455.

Gupta N, Tripathi AM, Saha S, Dhinsa K, Garg A. Effect of saliva on the tensile bond strength of different generation adhesive systems: An in-vitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*. 2015; 9(7), 91-94.

Gurgan S, Kiremitci A, Cakir FY, Yazici E, Gorucu J, Gutknecht N. Shear bond strength of composite bonded to erbium: yttrium-aluminum-garnet laser-prepared dentin. *Lasers in medical science*. 2009; 24(1), 117-122.

Güngörmüş M, Ömezli M. Diş Hekimliğinde Lazer Kullanımı Sırasında Oluşabilecek Zararlar Ve Alınacak Önlemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007; 17(2), 31-33.

Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J. Bonding effectiveness of a new “multi-mode” adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*. 2012; 40(6), 475-484.

Hardan L, Bourgi R, Kharouf N, Mancino D, Zarow M, Jakubowicz N, Haikel Y, Cuevas-Suárez CE. Bond strength of universal adhesives to dentin: A systematic review and meta-analysis. *Polymers*. 2021; 13(5), 814.

Hattab FN, Qudeimat MA, Al-Rimawi HS. Dental discoloration: An overview. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1999; 11(6), 291-310.

Herd RM, Dover JS, Arndt KA. Basic laser principles. *Dermatologic Clinics*. 1997; 15(3), 355-372.

Imran Z, Hutchison C. Macroabrasion and it's Role in the Aesthetic Management of Teeth: A case report. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015; 3(5), 180-186.

Joiner A. The bleaching of teeth: a review of the literature. *Journal of dentistry*. 2006; 34(7), 412-419.

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. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2000; 2(4), 297-304.

Kasnak G, Fıratlı HE. Lazer Fiziği ve Lazer Uygulamalarında Temel Kavramlar. *Türkiye Klinikleri Periodontoloji - Özel Konular*. 2016; 2(2), 1-6.

Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete Marginal Seal of Class V Resin Composite Restorations Effected by Increased Flexibility. *Journal of Dental Research*. 1990; 69(6), 1240-1243.

Kiomarsi N, Arjmand Y, Fard MJK, Chiniforush N. Effects of erbium family laser on shear bond strength of composite to dentin after internal bleaching. *Journal of Lasers in Medical Sciences*. 2018; 9(1), 58-62.

Kiremitçi A, Hürmüzlü F. İki farklı dentin adezivinin kompozitleri dentine bağlama dayanıklılığının karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2001; 11(2), 34-37.

Kucukyilmaz E, Botsali MS, Korkut E, Sener Y, Sari T. Effect of different modes of erbium: yttrium aluminum garnet laser on shear bond strength to dentin. *Nigerian journal of clinical practice*. 2017; 20(11), 1277-1282.

Kwon SR, Wertz PW. Review of the mechanism of tooth whitening. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015; 27(5), 240-257.

Lajnert V, Pavicic DK, Pavlic A, Pokrajac-Bulian A, Spalj S. Smile Aesthetics Satisfaction Scale: development and validation of a new brief five-item measure of satisfaction with smile aesthetics in adults and the elderly. *International Dental Journal*. 2018; 68(3), 162-170.

Lührs AK, Guhr S, Schilke R, Borchers L, Geurtsen W, Günay H. Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. *Operative Dentistry*. 2008; 33(2), 155-162.

Makkonen L. Young's equation revisited. *Journal of Physics: Condensed Matter*. 2016; 28(13), 135001.

Manuja N, Nagpal R, Pandit IK. Dental adhesion: mechanism, techniques and durability. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2012; 36(3), 223-234.

Marghalani HY, Bakhsh T, Sadr A, Tagami J. Ultramorphological assessment of dentin-resin interface after use of simplified adhesives. *Operative Dentistry*. 2015; 40(1), 28-39.

Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dental Materials*. 2010; 26(2), 11-16.

Martínez-Insua A, da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er: YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000; 84(3), 280-288.

Milosevic A. The influence of surface finish and in-vitro pellicle on contact-angle measurement and surface morphology of three commercially available composite restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1992; 19(1), 85-97.

Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dental Materials*. 2005; 21(10), 895-910.

Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*. 2013; 41(5), 404-411.

Nagakane K, Yoshida Y, Hirata I, Fukuda R, Nakayama Y, Shirai K, Ogawa T, Suzuki K, Van Meerbeek B, Okazaki M. Analysis of chemical interaction of 4-MET with hydroxyapatite using XPS. *Dental Materials Journal*. 2006; 25(4), 645-649.

Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigão J. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*. 2019; 107(6), 2121-2131.

Nakajima M, Okuda M, Pereira PNR, Tagami J, Pashley DH. Dimensional changes and ultimate tensile strengths of wet decalcified dentin applied with one-bottle adhesives. *Dental Materials*. 2002; 18(8), 603-608.

Nathoo SA. The chemistry and mechanisms of extrinsic and intrinsic discoloration. *The Journal of the American Dental Association*. 1997; 128, 6S-10S.

Naughton WT, Latta MA. Bond strength of composite to dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence international*. 2005; 36(4), 259-262.

O’Kane C, Oliver RG, Blunden RE. Surface roughness and droplet contact angle measurement of various orthodontic bonding cements. *British Journal of Orthodontics*. 1993; 20(4), 297–305.

Odian G. (2004). *Principles of Polymerization* (4th ed.). John Wiley & Sons, Inc Publication.

Özcan A, Sevimay M. Laser in Dentistry: Review. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 2016; 22(2), 122-129.

Özel Y, Özel E, Attar N, Aksoy G. Diş hekimliğinde beyazlatma. *EÜ Diş Hek Fak Derg*. 2007; 28, 33-40.

Parker S. Laser-tissue interaction. *British Dental Journal*. 2007; 202(2), 73-81.

Paryab M, Sharifi S, Kharazifard MJ, Kumarci N. Cavity preparation by laser in primary teeth: Effect of 2 levels of energy output on the shear bond strength of composite restoration to dentin. *Journal of Lasers in Medical Sciences*. 2019; 10(3), 235-240.

Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*. 2011; 27(1), 1-16.

Pashley DH, Zhang Y, Agee KA, Rouse CJ, Carvalho RM, Russell CM. Permeability of demineralized dentin to HEMA. *Dental Materials*. 2000; 16(1), 7-14.

Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *Journal of Dentistry*. 2002; 30(2-3), 83-90.

Perdigão J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland JW. In Vitro Bonding Performance of All-in-one Adhesives Part I - Microtensile Bond Strengths. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2006; 8(6), 367-373.

Perdigão J, Swift Jr EJ, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *Journal of dental research*. 1994; 73(1), 44-55.

Perdigão J, Swift Jr EJ. Universal Adhesives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2015; 27(6), 331-334.

Perdigão J. New Developments in Dental Adhesion. *Dental Clinics of North America*. 2007; 51(2), 333-357.

Plotino G, Buono L, Grande NM, Pameijer CH, Somma F. Nonvital Tooth Bleaching: A Review of the Literature and Clinical Procedures. *Journal of Endodontics*. 2008; 34(4), 394-407.

Price RBT, Sedarous M, Hiltz GS. The pH of Tooth-Whitening Products. *Journal of the Canadian Dental Association*. 2000; 66(8), 421-426.

Reis A, de Carvalho Cardoso P, Vieira LCC, Baratieri LN, Grande RHM, Loguercio AD. Effect of prolonged application times on the durability of resin-dentin bonds. *Dental Materials*. 2008; 24(5), 639-644.

Ritter AV, Boushell LW, Walter R. (2017). *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry* (7th ed.). United States: Elsevier Mosby.

Rodrigues JA, Oliveira GPF, Amaral CM. Effect of thickener agents on dental enamel microhardness submitted to at-home bleaching. *Brazilian Oral Research*. 2007; 21(2), 170–175.

Roeder L, Pereira PNR, Yamamoto T, Ilie N, Armstrong S, Ferracane J. Spotlight on bond strength testing - Unraveling the complexities. *Dental Materials*. 2011; 27(12), 1197-1203.

Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effects of solvent drying time on micro-shear bond strength and mechanical properties of two self-etching adhesive systems. *Dental materials*. 2007; 23(9), 1114-1119.

Saikaew P, Fu J, Chowdhury AFMA, Carvalho RM, Sano H. Effect of air-blowing time and long-term storage on bond strength of universal adhesives to dentin. *Clinical Oral Investigations*. 2019; 23(6), 2629-2635.

Santos CR, Tonetto MR, Presoto CD, Bandéca MC, Oliveira Jr OB, Calabrez-Filho S, Andrade MF. Application of Er:YAG and Er, Cr:YSGG Lasers in Cavity

Preparation for Dental Tissues: A Literature Review. *World Journal of Dentistry*. 2012; 3(4), 340–343.

Serdar-Eymirli P, Turgut MD, Dolgun A, Yazici AR. The effect of Er,Cr:YSGG laser, fluoride, and CPP-ACP on caries resistance of primary enamel. *Lasers in Medical Science*. 2019; 34(5), 881-891.

Shadman N, Ebrahimi SF, Amanpour S, Mehdizadeh S. Shear Bond Strength of a Multi-Mode Adhesive to Bur-Cut and Er,Cr:YSGG Lased Dentin in Different Output Powers. *Journal of Dentistry*. 2019; 20(2), 118-123.

Shahabi S, Chiniforush N, Bahramian H, Monzavi A, Baghalian A, Kharazifard MJ. The effect of erbium family laser on tensile bond strength of composite to dentin in comparison with conventional method. *Lasers in Medical Science*. 2013; 28(1), 139-142.

Shahabi S, Ebrahimpour L, Walsh LJ. Microleakage of composite resin restorations in cervical cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser radiation. *Australian Dental Journal*. 2008; 53(2), 172-175.

Shenoi P, Kandhari A, Gunwal M. Esthetic Enhancement of Discolored Teeth by Macroabrasion Microabrasion and its psychological impact on patients-A case series. *Indian Journal of Multidisciplinary Dentistry*. 2011; 2(1), 388-392.

Sherwood IA, Narayanan LL. (2010). *Essentials of Operative Dentistry* (1 st ed.). Jaypee Brothers Medical Publishers.

Silveira de Araújo C, Incerti da Silva T, Ogliari FA, Meireles SS, Piva E, Demarco FF. Microleakage of seven adhesive systems in enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*. 2006; 7(5), 26-33.

Song M, Shin Y, Park JW, Roh BD. A study on the compatibility between one-bottle dentin adhesives and composite resins using micro-shear bond strength. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2015; 40(1), 30-36.

Souza-Gabriel AE, Vitussi LOC, Milani C, Alfredo E, Messias DCF, Silva-Sousa YTC. Effect of bleaching protocols with 38% hydrogen peroxide and post-bleaching times on dentin bond strength. *Brazilian dental journal*. 2011; 22(4), 317-321.

Stiesch-Scholz M, Hannig M. In vitro study of enamel and dentin marginal integrity of composite and compomer restorations placed in primary teeth after diamond or Er: YAG laser cavity preparation. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2000; 2(3), 213-222.

Sugimura R, Tsujimoto A, Hosoya Y, Fischer NG, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Surface moisture influence on etch-and-rinse universal adhesive bonding. *American journal of dentistry*. 2019; 32(1), 33-38.

Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International*. 1995; 26(2), 95-110.

Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: Review of the literature. *Pediatric Dentistry*. 2002; 24(5), 456-461.

Şirin-Karaaslan E, Yıldırım C, Üşümez A. Restoratif Tedavide Lazer Uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012; 22(3), 340-349.

Tachibana A, Marques MM, Soler JMP, Matos AB. Erbium, chromium: yttrium scandium gallium garnet laser for caries removal: influence on bonding of a self-etching adhesive system. *Lasers in medical science*. 2008; 23(4), 435-441.

Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M. Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dental Materials*. 2016; 32(2), 9-21.

Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Scheidel DD, Watanabe H, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M. Influence of water storage on fatigue strength of self-etch adhesives. *Journal of Dentistry*. 2015; 43(12), 1416-1427.

Tay FR, King NM, Chan K, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously?. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2002; 4(4), 255-269.

Tay FR, Moulding KM, Pashley DH. Distribution of nanofillers from a simplified-step adhesive in acid-conditioned dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 1999; 1(2), 103-117.

Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic?. *Journal-Canadian Dental Association*. 2003; 69(11), 726–731.

Torres CP, Gomes-Silva JM, Borsatto MC, Barroso JM, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of self-etching and total-etch adhesive systems to Er:YAG laser-irradiated primary dentin. *Journal of Dentistry for Children*. 2009; 76(1), 67-73.

Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Wilwerding TM, Latta MA, Miyazaki M. Interfacial characteristics and bond durability of universal adhesive to various substrates. *Operative Dentistry*. 2017; 42(2), 59-70.

Tüfek E, Ayna B. Diş Hekimliğinde Adeziv Sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2019; 29(2), 340-349.

Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: A review. *Australian Dental Journal*. 2004; 49(3), 112-121.

Uyar HA. Dental lazerler ve sert doku uygulamaları. *Gulhane Medical Journal*. 2013; 55(1), 70-75.

Uysal D, Güler Ç. Diş hekimliğinde lazer: Bir Literatür Derlemesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012; 6, 44-53.

Üşümez S, Orhan M, Üşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002; 122(6), 649-656.

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007; 28(26), 3757-3785.

Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *Journal of Dental Research*. 2008; 87(8), 757-761.

Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative SEM and TEM Examination of the Ultrastructure of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone. *Journal of Dental Research*. 1993; 72(2), 495-501.

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-Sensitivity of Contemporary Adhesives. *Dental Materials Journal*. 2005; 24(1), 1-13.

Vermelho PM, Reis AF, Ambrosano GMB, Giannini M. Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clinical oral investigations*. 2017; 21(5), 1707-1715.

Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh Jr JT. Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *Journal of Dental Research*. 1996; 75(1), 599-605.

Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. *Chemical Reviews*. 2003; 103(2), 577-644.

Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of Dentistry*. 2014; 42(7), 800-807.

Walsh LJ. Safety issues relating to the use of hydrogen peroxide in dentistry. *Australian Dental Journal*. 2000; 45(4), 257-269.

Wang R, Shi Y, Li T, Pan Y, Cui Y, Xia W. Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *Journal of Dentistry*. 2017; 62(2017), 72–80.

Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to Ground Dentin by a Phenyl-P Self -etching Primer. *Journal of Dental Research*. 1994; 73(6), 1212-1220.

Watts AM, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *British dental journal*. 2001; 190(6), 309-316.

Wenzel RN. Resistance of solid surfaces to wetting by water. *Industrial and Engineering Chemistry*. 1936; 28(8), 988-994.

Wong FSL, Winter GB. Effectiveness of microabrasion technique for improvement of dental aesthetics. *British Dental Journal*. 2002; 193(3), 155-158.

Yamauchi K, Tsujimoto A, Jurado CA, Shimatani Y, Nagura Y, Takamizawa T, Barkmeier WW, Latta MA, Miyazaki M. Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *Journal of Oral Science*. 2019; 61(4), 549-553.

Yazici AR, Karaman E, Tuncer D, Berk G, Ertan A. Effect of an Er,Cr:YSGG laser preparation on dentin bond strength of a universal adhesive. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2016; 30(22), 2477-2484.

Yiu CKY, Pashley EL, Hiraishi N, King NM, Goracci C, Ferrari M, Carvalho RM, Pashley DH, Tay FR. Solvent and water retention in dental adhesive blends after evaporation. *Biomaterials*. 2005; 26(34), 6863-6872.

Yoshida K, Greener EH. Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin. *Journal of Dentistry*. 1994; 22(5), 296-299.

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B. Comparative study on

adhesive performance of functional monomers. *Journal of dental research*. 2004; 83(6), 454-458.


Yu H, Zhang CY, Cheng SL, Cheng H. Effects of bleaching agents on dental restorative materials: A review of the literature and recommendation to dental practitioners and researchers. *Journal of Dental Sciences*. 2015; 10(4), 345-351.

Zhang Y, Jiang A. The influence of Er:YAG laser treatment on the shear bond strength of enamel and dentin: A systematic review and meta-analysis. *Quintessence International*. 2020; 51(1), 8-16.

Żukowski P, Maciejczyk M, Waszkiel D. Sources of free radicals and oxidative stress in the oral cavity. *Archives of Oral Biology*. 2018; 92(2018), 8-17.

EK.1. ETİK KURUL ONAYI


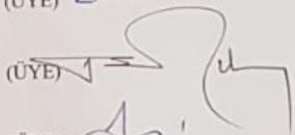
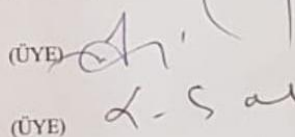
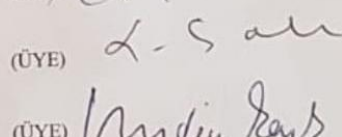
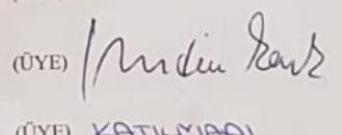
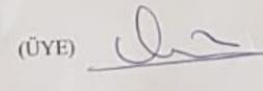
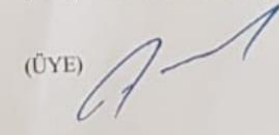
EK: 806-2019


YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME ETİK KURULU

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi :28.02.2019
Toplantı No : 2019/66
Proje No : 728

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğretim üyelerinden Yrd. Doç. Dr. İzgen Karakaya'nın sorumlu araştırmacısı olduğu, YDU/2019/66-728 proje numaralı ve **"Beyazlatma Sonrası Yapılan Farklı Uygulamaların, Kompozit Rezinlerin Mine Ve Dentine Bağlanma Dayanımına Etkisi"** başlıklı proje önerisi kurulumuzca değerlendirilmiş olup, etik olarak uygun bulunmuştur.

1. Prof. Dr. Rüştü Onur	(BAŞKAN) 
2. Prof. Dr. Nerin Bahçeciler Önder	(ÜYE) KATILMIYADI
3. Prof. Dr. Tamer Yılmaz	(ÜYE) 
4. Prof. Dr. Şahan Saygı	(ÜYE) 
5. Prof. Dr. Şanda Çalı	(ÜYE) 
6. Prof. Dr. Nedim Çakır	(ÜYE) 
7. Prof. Dr. Kaan Erler	(ÜYE) KATILMIYADI
8. Doç. Dr. Ümran Dal Yılmaz	(ÜYE) 
9. Doç. Dr. Nilüfer Galip Çelik	(ÜYE) KATILMIYADI
10. Doç. Dr. Emil Mammadov	(ÜYE) 



Optical changes of human dentin after non-vital bleaching and effect of Er,Cr:YSGG laser on micro-shear bond strength of a self-etch and an etch-and-rinse adhesive system

Izgen Karakaya¹ · Tağmaç Özberk¹Received: 2 February 2020 / Accepted: 16 June 2020 / Published online: 23 June 2020
© Springer-Verlag London Ltd., part of Springer Nature 2020

Abstract

The aim was to evaluate the optical changes of bleached human dentin and the efficacy of Er,Cr:YSGG laser on micro-shear bond strength (μ SBS) of two adhesive systems for immediate and delayed applications. Seventy-two human dentin specimens (1 mm) were obtained. Colour measurements of 30 specimens (control and bleaching groups) were made at baseline, after bleaching and a 7-day delay. Differences at colour (ΔE_{00}), translucency (ΔTP_{00}) and whiteness (ΔWI_D) were calculated by recorded data. Forty-two specimens were used to compare μ SBS of a self-etch (Clearfil SE Bond [SE]) and an etch-and-rinse (Prime&Bond NT [PBNT]) adhesive to bleached dentin. Additional to a negative group, six groups were contemplated for each adhesive, considering the time of composite application (immediate, delayed) and whether additional surface treatment by laser (1 W, 2 W) or not. Colour and μ SBS data were statistically analysed. For optical analysis, only ΔE_{00} and ΔWI_D calculated for the difference between baseline and bleaching were found significantly different for control and bleaching groups. Whiteness of bleached specimens was remarkably decreased after a 7-day delay. Despite immediate applications of SE showing lower μ SBS than negative control, delayed applications showed no significant differences except that of the 2 W laser etching. For PBNT, laser etching increased μ SBS for both of the immediate and delayed applications, and no significant difference was observed from negative control. Related with the preferred adhesive system, Er,Cr:YSGG laser etching can be an alternative for optimal bond strength of immediate restorations, but the clinicians should always keep in mind that perceived colour and whiteness will change by the passing time which can affect the shade match.

Keywords Adhesive · Bleaching · Colour · Dentin · Er,Cr:YSGG laser · Micro-shear bond strength

Introduction

Popular culture regarding dental aesthetics is changing the main goal of treatments for different generations. The current perspectives of aesthetic appearance have been reformed by advancements in dental materials and have increased demand for whiter teeth with a natural appearance [1].

The colour of dental tissue is affected by various factors and can be changed by internal and external sources [2, 3]. For non-vital teeth, internal discolorations can be evoked by

factors like haemorrhage, necrosis and calcification and iatrogenically due to dental materials or methods, especially those used for endodontic treatments [2, 4]. Bleaching of dental tissues is an alternative treatment for discolorations. Hydrogen peroxide is one of the molecules used for whitening, and it has a low molecular weight, which allows it to easily diffuse through dentin tubules and react with pigments [2, 3]. It affects the chemical structure of the pigments, forming smaller and colourless molecules [5, 6].

One of the challenges of aesthetic dentistry is to provide satisfactory treatment for the patient in a short period of time. For a discoloured non-vital tooth, if there is a minimal loss of volume of tooth tissue, the most conservative approach to solve discoloration is bleaching, rather than prosthetic restoration. A treatment plan, in this case, would include both bleaching and restoration of the tooth using permanent filling materials, such as composite resins. The reactive oxygen species that appears during bleaching can cause poor adhesion;

Izgen Karakaya
izgen96h@gmail.com; izgenhaciogullari@neu.edu.tr

¹ Faculty of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Near East University, Near East Boulevard (Mersin 10, Turkey), 99138, Nicosia, Turkish Republic of Northern Cyprus

thus, delaying restoration for 7–28 days is advised, according to the results of some studies [2, 7–9]. The reason for the delay is not only for the adhesion but also to achieve an appropriate shade match for a more natural and aesthetic restoration.

Lasers have been used more frequently in dental practice in recent decades. Currently, erbium lasers are used more often for etching as a surface treatment method to increase the adhesion of restorations [10–13]. To the best of our knowledge, the effect of an Er,Cr:YSGG laser on micro-shear bond strength of restorative material after bleaching of dentin has been studied in only one paper [13], and the researchers only observed one energy level with an etch-and-rinse adhesive system.

Thus, the present study aimed to investigate the optical changes of non-vitally bleached human dentin after bleaching and after a 7-day delay and the efficacy of different energy levels and application times of an Er,Cr:YSGG laser on micro-shear bond strength of a self-etch and an etch-and-rinse adhesive system for immediate and delayed applications. The null hypotheses were as follows: (1) there will be no any significant differences in colour, whiteness and translucency parameters for different periods of time and applications; (2) there will be no any significant differences in the micro-shear bond strength of adhesive systems with each other; and (3) immediate or delayed applications of the Er,Cr:YSGG laser with different energy levels will not affect the micro-shear bond strength of adhesives.

Methods

Forty extracted mandibular/maxillary human molars were obtained according to a protocol that was approved by the Institution Committee for Ethics of Research. Each tooth was examined carefully, and those with no caries, fractures or other defects were included in the study. Seventy-two dentin specimens, with a thickness of 1 mm, were obtained by a low-speed diamond saw. The specimens were polished by 1200, 1500 and 2000-grit SiC papers under water and immersed in distilled water at 37 °C for 24 h. At the end of the 24 h, 30 specimens were chosen randomly for optical analysis, and the remaining 42 were used for micro-shear bond strength analysis. The study design is shown in Fig. 1.

Optical analysis

For the analysis of optical parameters, 30 specimens were randomly divided into two groups as a control group and a bleaching group. One surface of each group was covered by a non-permeable band. Specimens in the control group were immersed in distilled water during the study. Opalescence Endo (35% H₂O₂) was applied to the uncovered surface of the specimens in the bleaching group with a 1-mm thickness

and covered by a cotton and Cavit as temporary filling. According to the manufacturer's instructions, the specimens were immersed in distilled water at 37 °C for 72 h to simulate the duration of one period of bleaching. After this period, the temporary filling was removed, and the specimens were washed; the bleaching application was repeated once to simulate the second session, according to the manufacturer's suggestions.

Colour measurements were taken using a spectrophotometer (Vita Easyshade Compact, Vita Zahnfabrik, Germany) at 'tooth single' mode on white ($L = 99.0$, $a = -0.1$ and $b = -0.1$) and black ($L = 1.15$, $a = -0.12$ and $b = 1.2$) backgrounds. After each nine measurements, calibration was repeated according to the manufacturer's instructions. L , a and b coordinates of white and black backgrounds were obtained using a CM-3600a spectrophotometer (Konica Minolta, New Jersey).

L , a and b coordinates of each specimen were measured three times at one period of time and recorded at the baseline at the end of bleaching and 7-day after the last bleaching application, and mean values were calculated. Before colour measurements, specimens were dried with blotting paper and air flow with moderate pressure for 10 s.

To determine the colour differences between different periods of time or different applications, ΔE_{00} values were calculated by the following equation [14, 15]:

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L}{k_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C}{k_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H}{k_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C}{k_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H}{k_H S_H} \right) \right]^{1/2}$$

ΔL , ΔC and ΔH refer to the differences in lightness, chroma and hue between two colour measurements on the same background. S_L , S_C and S_H are the weighting functions that adjust the total colour difference for variation in perceived magnitude with variation in the location of the colour coordinate difference between two colour measurements. R_T (rotation function) accounts for the interaction between chroma and hue differences in the blue region. k_L , k_C and k_H , as parametric factors, are correction terms for experimental conditions. In this study, the CIEDE2000 (1:1:1) computation was used for the ΔE_{00} formula, where $k_L = 1$, $k_C = 1$ and $k_H = 1$ [14, 15]. In this study, the 50%:50% perceptibility threshold (PT) for ΔE_{00} values was 0.8, and $\Delta E_{00} > 0.8$ was considered as a clinically perceptible colour difference. The 50%:50% acceptability threshold (AT) was 1.8 for ΔE_{00} values, and the $\Delta E_{00} > 1.8$ was defined as clinically unacceptable [14].

CIEDE2000 (1:1:1) colour difference formula was also used to calculate the translucency parameter (TP₀₀) where ΔL , ΔC and ΔH refer to the differences in lightness, chroma and hue between two colour measurements made at the same period of time but on different backgrounds as black and white [16].

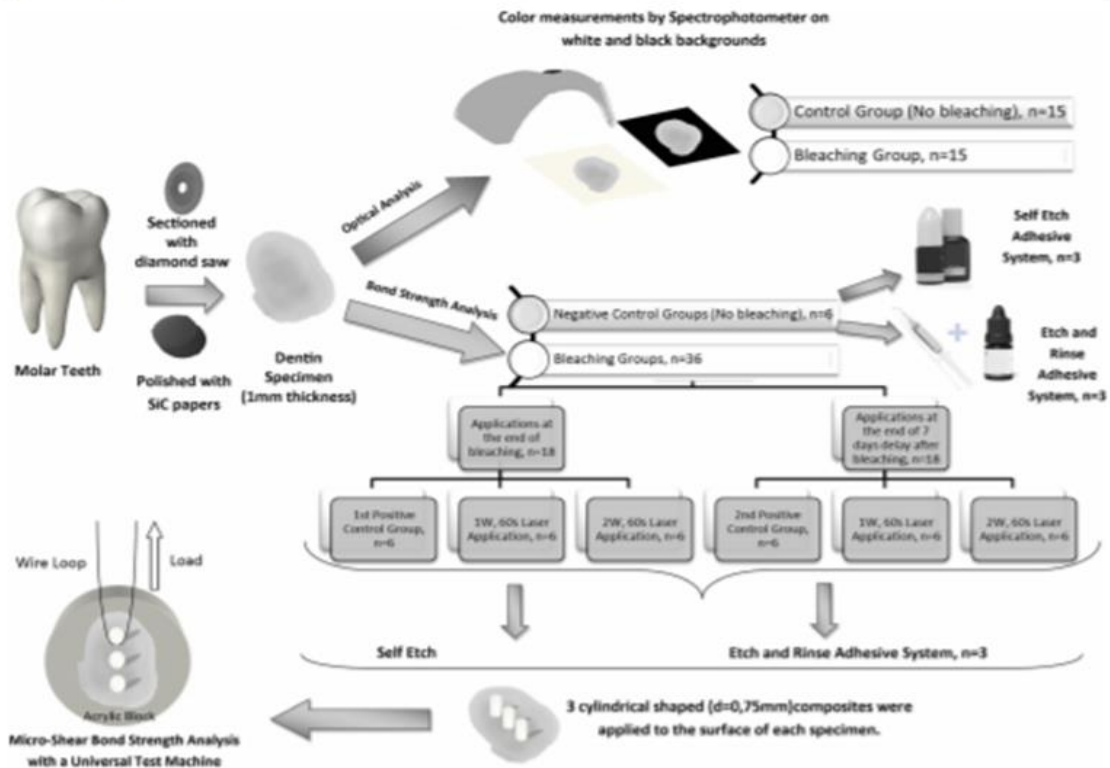


Fig. 1 Study design

$$TP_{00} = \left[\left(\frac{L'_B - L'_W}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{C'_B - C'_W}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{H'_B - H'_W}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{C'_B - C'_W}{K_C S_C} \right) \left(\frac{H'_B - H'_W}{K_H S_H} \right) \right]^{1/2}$$

The changes at translucency parameter were evaluated by $\Delta TP_{00} = |TP_{00}1 - TP_{00}2|$. In this study, the 50%:50% AT for ΔTP_{00} values was 2.62 units, and the PT for ΔTP_{00} values was 0.62 units [16].

For quantification of the whiteness before and after bleaching procedure, a new CIELAB space-based whitening index (WI_D) was used [17]:

$$WI_D = 0.511L^* - 2.324a^* - 1.100b^*$$

High positive values of the WI_D index indicate higher whiteness values of the specimen, while low (even negative) values indicate lower values of whiteness of the specimen [17]. In this study, the 50%:50% AT for ΔWI_D values was 2.60 units, and the PT for ΔWI_D values was 0.72 units [18].

Micro-shear bond strength analysis

Forty-two dentin specimens were prepared for micro-shear bond strength analysis, and grouping was as shown at Fig. 1.

Two types of adhesive systems were compared in this study: Clearfil SE Bond (Kuraray America, Inc., NY, USA), a self-etch adhesive system, and Prime&Bond NT (Dentsply DeTrey GmbH, Germany), an etch-and-rinse adhesive system. Seven groups ($n = 3$ for each group) were arranged for each adhesive system according to the presence of bleaching, the application time of the composite resin (immediate or delayed) and additional surface treatment applications by the Er,Cr:YSGG (Waterlase MD, Biolase, Irvine, CA, USA) laser with different energy levels. Test groups were as follows: group 1, negative control group where no bleaching

application was made; group 2, first positive control group where composite applications were made immediate after bleaching; group 3, surface treatment with Er,Cr:YSGG laser on hard tissue mode with a MG6 sapphire tip using a non-contact mode at an energy level of 1 W, a repetition rate of 10 Hz and 140- μ s pulse duration with 55% water and 65% air for 60 s.; group 4, surface treatment with Er,Cr:YSGG laser on hard tissue mode with a MG6 sapphire tip using a non-contact mode at an energy level of 2 W, a repetition rate of 10 Hz and 140- μ s pulse duration with 55% water and 65% air for 60 s.; group 5, second positive control group where composite applications were made after a 7-day delay; group 6, after a 7-day delay, this group received the same application as group 3; and group 7, after a 7-day delay, this group received the same application as group 4.

Prior to the placement of tygon tubes for micro-shear bond strength test, all of the specimens were rinsed with distilled water and dried with blotting paper and air flow with a moderate pressure for 10 s. One of the adhesive systems was applied to the bleached surface of the specimens according to the manufacturer's instructions. For etch-and-rinse adhesive system (PBNT), following the instructions of the manufacturer, acid etching by 37% phosphoric acid was also performed prior to the laser applications at the specimens of groups 3, 4, 6 and 7. Before polymerization of the adhesive systems, three tygon tubes with a thickness of 1 mm and diameter of 0.75 mm were placed on each specimen. The adhesive was polymerized for 20 s by a LED-curing unit (Mident Industrial Co., Ltd., Henan, China). Then, a nano-hybrid composite resin (Clearfil Majesty Esthetic, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan) was condensed into the tygon tubes and polymerized by the LED-curing unit for 40 s. After immersing the specimens in distilled water at 37 °C for 24 h, the tygon tubes were carefully removed with a sharp scalpel. In total, 126 composite cylinders ($n = 9$ for each group) were obtained.

The micro-shear bond strength test was performed by a universal testing machine (EZtest-500 N Shimadzu, Kyoto, Japan). The specimens were attached to acrylic blocks with a cyanoacrylate adhesive (Zapit, Dental Ventures of America; Corona, CA, USA). Then, these blocks were stabilized at a suitable head designed for the universal testing machine. A 0.2-mm diameter wire was looped around the composite cylinder on the specimens, and a shear force was applied at a crosshead speed of 1.0 mm/min until failure occurred. The μ SBS values at failure were displayed in Newtons and converted to MPa by dividing the load at failure by the surface area of the composite cylinder.

Statistical analysis

All the statistical analyses were performed by SPSS Version 18 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). For each group, descriptive statistics were reported. The distribution of the values of

WI_D , TP_{00} , ΔE_{00} , ΔWI_D , ΔTP_{00} and μ SBS were controlled by the normality tests (Shapiro-Wilk).

A paired sample T test was applied for the statistical analyses of the TP_{00} and WI_D parameters of each control and bleaching groups. For the analysis between the ΔE_{00} , ΔWI_D and ΔTP_{00} values of both groups, Mann-Whitney U test was used for pairwise comparisons.

For the statistical analysis of μ SBS, a three-way ANOVA was performed. $p < 0.05$ (Bonferroni adjusted alpha = 0.05) was considered statistically significant. The Tukey test was performed for pairwise comparisons with 95% confidence intervals.

Results

The mean values and standard deviations of optical parameters were shown in Tables 1 and 2.

The first null hypothesis of this study was partially accepted where no statistically significant difference was observed at TP_{00} values of both control and bleaching groups during the study period ($p > 0.05$). On the other hand, while there was no statistically difference between the WI_D values of control group during study period ($p > 0.05$), each period of measurement for the WI_D values of bleaching group showed statistically difference ($p < 0.05$). The specimens showed higher whiteness values after bleaching application than baseline ($p = 0.000$) but whiteness values decreased after a 7-day delay ($p = 0.009$) while still showing higher whiteness than baseline ($p = 0.000$).

For the intergroup comparisons of calculated colour, whiteness and translucency differences for control and bleaching groups, the statistically significant difference was observed only at the colour and whiteness difference values between baseline and after bleaching ($\Delta E_{00} 0$, $p = 0.002$ and $\Delta WI_D 0$, $p = 0.004$). The changes in colour and whiteness were observed to be higher in the bleaching group.

Table 1 Mean values and standard deviations of TP_{00} and WI_D parameters of control and bleaching groups

	$TP_{00} 0$	$TP_{00} 1$	$TP_{00} 2$
Control	10.29 \pm 3.43 ^a	11.26 \pm 4.73 ^a	10.57 \pm 3.22 ^a
Bleaching	10.53 \pm 2.97 ^b	11.90 \pm 4.01 ^b	11.67 \pm 3.49 ^b
	$WI_D 0$	$WI_D 1$	$WI_D 2$
Control	-23.46 \pm 13.45 ^A	-18.37 \pm 12.12 ^A	-26.15 \pm 20.01 ^A
Bleaching	-13.64 \pm 18.41 ^B	12.96 \pm 15.03 ^C	5.43 \pm 12.27 ^D

0, baseline; 1, at the end of the bleaching period; 2, after a 7-day delay. Different superscript lower case letters (for TP_{00}) and different capital letters (for WI_D) in rows indicate statistically significant difference for paired sample t test analyse of each group. ($p < 0.05$)

Table 2 Mean values and standard deviations of ΔE_{00} , ΔWI_D and ΔTP_{00} parameters of control and bleaching groups

	$\Delta E_{00} 0^{\dagger}$	$\Delta E_{00} 1$	$\Delta E_{00} 2$
Control	3.40 ± 3.55	5.10 ± 4.12	6.47 ± 3.51
Bleaching	7.69 ± 4.10	3.71 ± 1.96	5.90 ± 2.45
	$\Delta WI_D 0^{\dagger}$	$\Delta WI_D 1$	$\Delta WI_D 2$
Control	12.34 ± 9.45	15.26 ± 13.04	17.57 ± 10.53
Bleaching	26.60 ± 15.68	9.83 ± 6.96	20.21 ± 13.08
	$\Delta TP_{00} 0$	$\Delta TP_{00} 1$	$\Delta TP_{00} 2$
Control	1.87 ± 1.64	1.32 ± 1.25	1.75 ± 1.97
Bleaching	3.08 ± 2.72	3.13 ± 2.79	2.47 ± 2.71

0, difference between baseline and bleaching period; 1, difference between bleaching period and a 7-day delay after bleaching; 2, difference between baseline and a 7-day delay after bleaching

[†] shows statistically significant difference between control and bleaching groups for that parameter ($p < 0.05$)

The mean values and standard deviations for μ SBS parameter were shown in Table 3. The second null hypothesis of this study was partially rejected. For the intergroup comparisons of both adhesive systems, the statistically differences in μ SBS were observed for the negative control groups ($p = 0.034$), for the second positive control groups where the composite application was made after a 7-day delay ($p = 0.043$) and for the groups with the laser application using energy level of 2 W after a 7-day delay ($p = 0.031$).

The third null hypothesis was also partially rejected both for SE and PBNT. For the intragroup comparisons of SE, the highest μ SBS was observed for the second positive control group, while the lowest μ SBS was observed in the group with the laser application using an energy level of 1 W right after the bleaching application. Both the second positive control group ($p = 1.000$) and the group with the laser application using an energy level of 1 W after a 7-day delay ($p = 1.000$)

Table 3 Mean values and standard deviations of μ SBS (MPa) of the study groups

	SE	PBNT
- Control	28.55 ± 12.14 ^A	17.86 ± 4.36 ^{A,D,E}
+ Control (1)	11.40 ± 5.62 ^{B,C}	10.81 ± 3.80 ^D
1 W 60s ER, Cr; YSGG	9.71 ± 6.79 ^{B,C,D}	12.66 ± 4.56 ^{A,D}
2 W 60s ER, Cr; YSGG	13.64 ± 2.60 ^E	17.58 ± 4.03 ^{A,D,E}
+ Control (2) (7d delay)	29.54 ± 6.64 ^F	18.70 ± 8.32 ^{A,D,E}
1 W 60s ER, Cr; YSGG (7d delay)	22.37 ± 3.80 ^{A,C,H}	21.24 ± 7.97 ^{A,C,H}
2 W 60s ER, Cr; YSGG (7d delay)	14.63 ± 6.1 ^I	25.74 ± 6.20 ^{E,I}

Different superscript lower case letters in columns and capital letters in rows indicate statistically significant differences ($p < 0.05$)

showed no statistically significant difference with the negative control group.

For the intragroup comparisons of PBNT, the highest μ SBS was observed for the group with laser application using an energy level of 2 W after a 7-day delay, while the lowest μ SBS was observed for the first positive control group. None of the groups showed statistically significant difference with the negative control group ($p > 0.05$).

Discussion

As the preference for root canal treatment has increases in recent decades, dental practitioners are encountering cases where they must deal with dental discoloration of non-vital teeth. The main factors affecting the optical characteristics of dental tissues are the surface characteristics, the chemical structure and the content of organic and inorganic matrices [19–21]. Bleaching can lead to demineralization of inorganic content and especially to the degradation of organic content of dental tissues, leading to changes at refractive indices [3, 22, 23]. Additionally, air is diffusing into the inter-prism spaces and dentin tubules during bleaching causing dehydration. The change in transmitting medium of the light as air can also lead to the decrease of the refractive indices and changes in optical characteristics of dental structures [19, 24].

Because shade matching with the bleached dental structures is important for aesthetic application, decision made at the time of final restoration will be very important. While some studies [25, 26] showed that tooth colour is mainly affected by the colour of dentin, others [23, 27, 28] have found that the main factor is the translucency of enamel. For non-vital bleaching applications, the target of the bleaching agent is mainly dentin rather than enamel. Thus, one of the purposes of this study was to examine the optical changes of human dentin immediately after non-vital bleaching and a 7-day delay.

While significant changes at colour and whiteness values were observed for both the control and bleaching groups, there were no significant differences in the TP_{00} values among the different time periods ($p > 0.05$). Consistent with these results, the translucency of the normal-coloured dentin did not show any significant change after bleaching in the study of Wei et al. [29]. While both of the groups showed perceptible translucency changes (> 0.62) for each of the time periods, only $\Delta TP_{00} 0$ and $\Delta TP_{00} 1$ were found to be higher than acceptability threshold (> 2.62). After bleaching, there was a slight increase in translucency, which decreased after a 7-day delay.

At the baseline, negative whiteness values were measured for both of the control and bleaching groups. No significant differences were observed for the WI_D values of the control group during the study with the continuity of negativity ($p > 0.05$). On the other hand, positive WI_D values were

detected at bleached specimens showing significant differences at the different time periods ($p < 0.05$). After a 7-day delay, while the whiteness was still higher than at the baseline ($p = 0.000$), it was lower than right after bleaching ($p = 0.009$). Suliman et al. [24] investigated the colour differences caused by dehydration and rehydration of teeth for different time intervals (1–15 min). They defined higher colour differences for longer periods of dehydration. Changes in whiteness may be explained by the higher dehydration related with bleaching as defined before and after the rehydration of dentin over 7 days [19, 24].

All of the ΔE_{00} and ΔWI_D values were higher than acceptability thresholds ($\Delta E_{00} > 1.8$ and $\Delta WI_D > 2.6$). This may be explained by the performed desiccation of the specimens before colour measurement for the standardization. Colour differences observed were similar to the results of the mentioned study of Suliman et al. [24]. For intergroup comparisons, only the ΔE_{00} and ΔWI_D values calculated for the differences between baseline and after bleaching were found significantly different ($p < 0.05$). Both the colour and whiteness changes were higher at the bleaching group than the control, which indicates the efficacy of bleaching application. Additionally, this can be thought of as a clue about the effects of bleaching on the structure of dental tissues and higher dehydration [3]. Although whiteness decreased after 7 days, no significant differences were observed between the colour and whiteness changes of both groups ($p < 0.05$). According to this, it may be concluded that the main factors affecting shade matching are degree and duration of dehydration. The results of the study [24] mentioned before are consistent with this observation of less change in colour through the rehydration of dental tissues.

Presence of discoloration or staining of dentin specimens before bleaching procedure could better simulate the clinical conditions. Lack of discoloration, which may affect the optical changes, may be regarded as a limitation of the present study. To the best of our knowledge, there was no study that determined perceptibility and acceptability thresholds for optical changes observed at dentin only. Regarding this, another limitation for the present study was that the considered thresholds were for restorative materials or for a total crown of incisors including both enamel and dentin.

Firstly introduced adhesive systems were etch-and-rinse adhesives including a step of acid etching especially by phosphoric acid. Acid etching is a critical step to arrange the appropriate critical surface tension for an ideal adhesion. Dentin has a heterogenous nature including molecules with high and low surface energies and a higher water content compared with enamel [12]. According to this, it is not easy to obtain a higher surface tension at dentin. Also, the degree of drying after acid etching is affecting the structure of exposed collagen fibrils. When the degree of desiccation increase, than the collagen fibrils are contracting and preventing the penetration of

adhesives and formation of hybrid layer. With the time passing, to eliminate these disadvantages, self-etch adhesive systems were developed. Currently, lasers are also being used as an alternative to acid etching to increase bond strength by micromechanical adhesion. Generally, the preferred lasers are Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers [10–13].

The reactive oxygen species that appears during bleaching can cause poor adhesion, so the delay of restoration for 7–28 days was advised, according to the results of some studies [7–9, 24]. Thus, the other purpose of this study was to evaluate μ SBS of a self-etch and an etch-and-rinse adhesive system to bleached dentin with additional surface treatment by using different energy levels of Er,Cr:YSGG laser at different periods of time.

In the negative control groups, SE showed significantly higher μ SBS than PBNT ($p = 0.034$), consistent with the results of other studies [30, 31]. It has been reported that chemical bonding between functional monomers and the calcium of hydroxyapatite can significantly improve both bonding strength and bonding durability [32, 33]. The resultant intense and stable adhesion of the 10-methacryloxydecyl dihydrogen phosphate (10-MDP) component of SE to the calcium in hydroxyapatite has been shown to enhance the initial bonding performance and to contribute particularly to the durability of the chemical bonds [32, 34]. On the other hand, the clustered nanofillers within the adhesive layer of PBNT were defined to be too bulky to infiltrate the spaces of the hybrid layer [34, 35]. In one study [36], self-etch adhesive application with the desiccation of dentin showed higher μ SBS than did an etch-and-rinse system. Additionally, Hanabusa et al. [37] observed low-quality hybridization in dentin after acid etching, in particular, in the form of porous and poorly resin-infiltrated collagen mesh. These may explain the higher μ SBS observed at SE related with the application method and composition of adhesives.

Bleaching decreased the μ SBS at immediate applications of both of the adhesive systems. No significant differences were observed between the positive control groups and the other immediate applications with laser irradiation of 1 W or 2 W energy levels ($p < 0.05$). All of the immediate applications of SE showed significantly lower μ SBS than did the negative control group ($p = 0.000$). However, immediate applications of PBNT did not show statistically significant difference in comparison with the negative control group ($p = 0.525$). Likewise, compared with SE, the μ SBS of PBNT increased with the additional laser applications and with the increase of the energy level of laser.

The results of the study [34] defined that nanofillers found at PBNT may contribute to a higher viscosity, which can produce a sufficient adhesive thickness over the hybrid layer that stabilizes its structure [34]. The findings of previous studies [38, 39] also showed irregular patterns of roughness, sub-surface microcracks, fusion or microrupture of collagen fibrils

as a result of laser applications are leading to a lack of resin penetration. According to the findings of the present study, it may be concluded that the laser applications with acid etching can eliminate these negativities and form a more appropriate surface, leading to an increase in the resin penetration into the collagen mesh.

Consistent with our results, in one study [40], acid etching groups showed the highest μ SBS values, while μ SBS obtained with the Er,Cr:YSGG laser application was higher or similar to the control groups. Higher μ SBS values were also obtained in some previous studies [41, 42] that investigated the effect of the Er:YAG laser. On the other hand, in contrast with our findings, in a recent study [13], the authors did not find the Er,Cr:YSGG laser to be efficient enough to increase μ SBS after bleaching. This was probably due to the energy level of 0.5 W applied in that study and which was lower than the density used in our applications.

Similar to the other previous studies [7, 9, 43], a 7-day delay after bleaching resulted in higher μ SBS without significant differences from the negative control groups ($p = 1.000$) for both of the adhesive systems. μ SBS of SE after delay was higher with the 1 W laser irradiation and lower with the energy level of 2 W. Both of these methods showed no significant differences with the immediate application groups ($p = 1.000$ for 1 W and $p = 0.728$ for 2 W). This may be explained by the changes in the surface structure after laser application, as mentioned before, which prevent chemical bonds between the monomers of SE and hydroxyapatites. Nevertheless, both of the 1 W and 2 W energy levels of laser applications after delay showed the highest μ SBS values observed for PBNT. These results were significantly higher than the immediate application groups ($p = 0.044$ for 1 W and $p = 0.000$ for 2 W). This can also be occurred due to the acid etching and differences in the characteristics of the hybrid layer, which was also mentioned before.

Conclusion

To the best of our knowledge, dental practitioners prefer to delay final restoration of non-vitally bleached teeth for a better shade match and adhesion. Bleaching applications changed the perceived colour and whiteness of human dentin specimens, which was significantly different from the control group. The whiteness of bleached specimens slightly decreased after a 7-day delay. On the other hand, immediate and delayed restorations with or without Er,Cr:YSGG laser irradiation resulted in different μ SBS values for each adhesive system. The delay resulted in higher μ SBS values for both SE and PBNT. Additional applications of Er,Cr:YSGG laser can be an alternative way for an optimal bond strength for immediate restorations with PBNT, while it will not be appropriate for SE. Furthermore, an increase in energy level led to an

increase in the μ SBS of PBNT for both immediate and delayed applications.

Related with the preferred adhesive system, additional surface treatment by Er,Cr:YSGG laser irradiation with 1 W and 2 W energy levels can be thought as an alternative method to increase the bond strength of both immediate or delayed restorations of non-vitally bleached teeth. On the other hand, the dental practitioners should always keep in mind that perceived colour and whiteness can change by the passing time. Within the limitations of this study, if rehydration can be supported right after bleaching, maybe there will not be a need of so long a delay for restorations with appropriate shade matching. To discuss the results in a more appropriate way, there is a need for further studies investigating especially the effect of rehydration after bleaching and the effect of laser irradiation on the adhesion of other adhesive systems not included in the present study.

Acknowledgements We appreciate Sevcan Kurtulmuş Yılmaz for her knowledge and guidance.

Compliance with ethical standards

Conflict of interest The authors declare that they have no conflict of interest.

Ethical approval Dental specimens were obtained according to a protocol that was approved by the Institution Committee for Ethics of Research of Near East University (Date: 28.02.2019/No:728), and the study was performed in accordance with the ethical standards as laid down in the 1964 Declaration of Helsinki and its later amendments or comparable ethical standards.

References

- Lajmert V, Kovacevic Pavlic D, Pavlic A, Pokrajac-Bulian A, Spalj S (2018) Smile aesthetics satisfaction scale: development and validation of a new brief five-item measure of satisfaction with smile aesthetics in adults and the elderly. *Int Dent J* 68(3):162–170
- Alqahtani MQ (2014) Tooth-bleaching procedures and their controversial effects: a literature review. *Saudi Dent J* 26(2):33–46
- Kwon SR, Wertz PW (2015) Review of the mechanism of tooth whitening. *J Esthet Restor Dent* 27(5):240–257
- Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A (2010) Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 120(11):972–986
- Elfallah HM, Bertassoni LE, Chandram N, Rathsam C, Swain MV (2015) Effect of tooth bleaching agents on protein content and mechanical properties of dental enamel. *Acta Biomater* 20:120–128
- Kwon SR (2016) A dynamic process: elucidating the mechanism of tooth whitening. *Journal of Cosmetic Dentistry* 32(2):94–101
- Cavalli V, Ries AF, Giannini M, Ambrosano GM (2001) The effect of elapsed time following bleaching on enamel bond strength of resin composite. *Oper Dent* 26(6):597–602
- Yu H, Zhang C-Y, Cheng S-L, Cheng H (2015) Effects of bleaching agents on dental restorative materials: a review of the literature and recommendation to dental practitioners and researchers. *J Dent Sci* 10(4):345–351

9. Żukowski P, Maciejczyk M, Waszkiel D (2018) Sources of free radicals and oxidative stress in the oral cavity. *Arch Oral Biol* 92: 8–17
10. Santos CRD, Tonetto MR, Presoto CD, Bandeca MC, Oliveira OB Jr, Calabrez-Filho S (2012) Application of Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers in cavity preparation for dental tissues: a literature review. *World J Dent* 3(4):340–343
11. Ansari ZJ, Fekrazad R, Feizi S, Younessian F, Kalborei KA, Gutknecht N (2012) The effect of an Er, Cr: YSGG laser on the micro-shear bond strength of composite to the enamel and dentin of human permanent teeth. *Lasers Med Sci* 27(4):761–765
12. Zhang Y, Jiang A (2020) The influence of Er: YAG laser treatment on the shear bond strength of enamel and dentin: a systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int* 51(1):8–16
13. Kiomarsi N, Arjmand Y, Fard MJK, Chiniforush N (2018) Effects of erbium family laser on shear bond strength of composite to dentin after internal bleaching. *J Lasers Med Sci* 9(1):58–62
14. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M et al (2015) Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent* 27:S1–S9
15. Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez MM, Della Bona A (2016) Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dent Mater* 32(1):82–92
16. Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Della Bona A, Pérez MM (2018) Translucency thresholds for dental materials. *Dent Mater* 34(8):1168–1174
17. Pérez MM, Ghinea R, Rivas MJ, Yebra A, Ionescu AM, Paravina RD, Herrera LJ (2016) Development of a customized whiteness index for dentistry based on CIELAB color space. *Dent Mater* 32(3):461–467
18. Pérez MM, Herrera LJ, Carrillo F, Pecho OE, Duda D, Gasparik C et al (2019) Whiteness difference thresholds in dentistry. *Dent Mater* 35(2):292–297
19. Caneppele TM, Borges AB, Torres CR (2013) Effects of dental bleaching on the color, translucency and fluorescence properties of enamel and dentin. *Eur J Esthet Dent* 8:200–212
20. Nakajima M, Arimoto A, Prasansuttiporn T, Thanatvarakorn O, Foxton RM, Tagami J (2012) Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. *J Dent* 40: e77–e82
21. Pop-Ciutrla IS, Ghinea R, Colosi HA, Duda D (2016) Dentin translucency and color evaluation in human incisors, canines, and molars. *J Prosthet Dent* 115(4):475–481
22. Vieira GF, Anakki Y, Caneppele TMF (2008) Spectrophotometric assessment of the effects of 10% carbamide peroxide on enamel translucency. *Braz Oral Res* 22(1):90–95
23. Ma X, Li R, Sa Y, Liang S, Sun L, Jiang T, Wang Y (2011) Separate contribution of enamel and dentine to overall tooth colour change in tooth bleaching. *J Dent* 39(11):739–745
24. Suliman S, Sulaiman TA, Olafsson VG, Delgado AJ, Donovan TE, Heymann HO (2019) Effect of time on tooth dehydration and rehydration. *J Esthet Restor Dent* 31(2):118–123
25. Ten Bosch JJ, Coops JC (1995) Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *J Dent Res* 74(1): 374–380
26. Wiegand A, Vollmer D, Foitzik M, Attin R, Attin T (2005) Efficacy of different whitening modalities on bovine enamel and dentin. *Clin Oral Invest* 9(2):91–97
27. Kugel G, Petkevicius J, Gurgan S, Doherty E (2007) Separate whitening effects on enamel and dentin after fourteen days. *J Endod* 33(1): 34–37
28. Ma X, Jiang T, Sun L, Wang Z, Zhou Y, Wang Y (2009) Effects of tooth bleaching on the color and translucency properties of enamel. *Am J Dent* 22(6):324–328
29. Wei J, Wang Y, Li Q (2016) Spectroradiometric and chemical analysis of severely discolored endodontically treated teeth. *Oper Dent* 41(4):370–378
30. Naughton WT, Latta MA (2005) Bond strength of composite to dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int* 36(4):259–262
31. Paryab M, Sharifi S, Kharazifard MJ, Kumari N (2019) Cavity preparation by laser in primary teeth: effect of 2 levels of energy output on the shear bond strength of composite restoration to dentin. *J Lasers Med Sci* 10(3):235–240
32. Wang R, Shi Y, Li T, Pan Y, Cui Y, Xia W (2017) Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *J Dent* 62:72–80
33. Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M et al (2008) Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res* 87(8): 757–761
34. Marghalani HY, Bakhsh T, Sadr A, Tagami J (2015) Ultramorphological assessment of dentin-resin interface after use of simplified adhesives. *Oper Dent* 40(1):E28–E39
35. Tay FR, Moulding KM, Pashley DH (1999) Distribution of nanofillers from a simplified-step adhesive in acid-conditioned dentin. *J Adhes Dent* 1(2): 103–117
36. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL et al (2016) Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dent Mater* 32(2):e9–e21
37. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J (2012) Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent* 40(6):475–484
38. De Munck J, Van Meerbeek B, Yuthirata R, Lambrechts P, Vanherle G (2002) Micro-tensile bond strength of two adhesives to erbium: YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci* 110(4): 322–329
39. Torres CP, Gomes-Silva JM, Borsatto MC, Barroso JM, Pécora JD, Palma-Dibb RG (2009) Shear bond strength of self-etching and total-etch adhesive systems to Er: YAG laser-irradiated primary dentin. *J Dent Child* 76(1):67–73
40. Ayar MK, Erdemir F (2018) Bonding strength of universal adhesives to Er, Cr: YSGG laser-irradiated dentin. *Niger J Clin* 21(1): 93–98
41. Kucukyilmaz E, Botsali MS, Korkut E, Sener Y, Sari T (2017) Effect of different modes of erbium: yttrium aluminum garnet laser on shear bond strength to dentin. *Niger J Clin* 20(11):1277–1282
42. Davari A, Sadeghi M, Bakhshi H (2013) Shear bond strength of an etch-and-rinse adhesive to Er: YAG laser-and/or phosphoric acid-treated dentin. *J Dent Res, Dent Clin Dent Prospects* 7(2):67–73
43. Braz R, Cordeiro-Loretto S, de Castro-Lyra V, Arise M, Dantas DC, Rêbeiro ALA et al (2012) Effect of bleaching on shear bond strength to dentin of etch-and-rinse and self-etching primer adhesives. *Acta Odontol Latinoam* 25(1):20–26

Publisher's note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

ÖZGEÇMİŞ

Adı-Soyadı: Tağmac ÖZBERK			
Doğum Yeri	LEFKOŞA	Doğum Tarihi	23/04/1994
Uyruğu	KKTC	Tel	+905338651994
E-mail	tagmac.ozberk@neu.edu.tr		

Eğitim Düzeyi	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lisans	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lise	Levent Koleji	2012

İş Deneyimi

Görev	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2018-2021

Yabancı Diller	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma
İngilizce	Çok İyi	Çok İyi	Çok İyi

Yabancı Dil Sınav Notu									
YDS (YÖKDİL)	NPT	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE	PTE
-	B	-	-	-	-	-	-	-	-

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma Becerisi
Microsoft Office	Çok İyi