



T.C.
SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Fotodinamik Tedavi ve Farklı Tip Lazerler ile Dezenfeksiyon
Sonrası Self-cured ve Self-etch Sistemlerin Makaslama Bağlanma
Dayanımına Etkisi

Dt. Ayşe ÇEŞME
UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

SİVAS
2023



T.C.
SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Fotodinamik Tedavi ve Farklı Tip Lazerler ile Dezenfeksiyon
Sonrası Self-cured ve Self-etch Sistemlerin Makaslama Bağlanma
Dayanımına Etkisi

Dt. Ayşe ÇEŞME
UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS
2023

“Fotodinamik Tedavi ve Farklı Tip Lazerler ile Dezenfeksiyon Sonrası Self-cured ve Self-etch Sistemlerin Makaslama Bağlanma Dayanımına Etkisi”adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** Tezi olarak kabul edilmiştir.

AD SOYAD

İMZA

Başkan Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU

Üye Prof. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ

Üye Prof. Dr. Diğdem EREN

ONAY

Bu tez çalışması, 13.04.2023 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

DEKANI

TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, deneyim ve önerileri ile bana yol gösteren; iyi niyetini, sevgisini ve anlayışını hiçbir zaman esirgemeyen; bana her konuda destek olan sevgili danışman hocam Sayın Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU'na

Eğitimim boyunca tüm aşamalarda yol gösteren, bilimsel katkı ve tecrübesini esirgemeyen, değerli hocalarım Pof. Dr. Özden Özel BEKTAŞ, Prof. Dr. Diğdem EREN ve Dr. Öğr. Üyesi Alper KAPTAN 'na,

Tez çalışmalarım sırasında yardımları ve sevgileri ile bana destek veren, güzel bir çalışma dönemi geçirmemi sağlayan değerli çalışma arkadaşlarım Dt. Şevval AKIN, Dt. Zeynep MALKOÇ, Dt. Melek Güven BEKDAŞ, Dt. Uğur DEMİRCİ, Dt. Adem BOYUN'a ve diğer çalışma arkadaşlarıma,

Bu çalışma, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (CÜBAP) tarafından DİŞ-290 proje numarası ile desteklenmiştir ve desteklerinden dolayı CÜBAP'a,

Hayatım boyunca bana sevgi, anlayış ve sabır gösteren, koşullar ne olursa olsun maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, aldığım tüm kararlarda her zaman yanımda olan, bu noktaya gelmemde en önemli etkiye sahip canım ailem Zahide ÇEŞME, İbrahim Gürgen ÇEŞME ve Yusuf ÇEŞME'ye,

Uzakta da olsa üniversite hayatımdan beri her anımda yanımda olan ve hep desteklerini hissettiğim arkadaşlarım Güzide, Sebahat, Sesilya ve Öznur'a

Teşekkürlerimi saygı ve sevgilerimle sunarım.

ÖZET

Fotodinamik Tedavi ve Farklı Tip Lazerler ile Dezenfeksiyon Sonrası Self-cured ve Self-etch Sistemlerin Makaslama Bağlanma Dayanımına Etkisi

Ayşe ÇEŞME

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Sivas, 2023

Bu çalışmanın amacı; Fotodinamik Tedavi, Er:YAG, Nd:YAG, ve KTP lazer ile yüzey dezenfeksiyonu uygulanması sonrası self-cured ve self-etch adeziv sistemlerin dentine makaslama bağlanma dayanımını araştırmak ve başarısızlık nedenlerini SEM’de incelemektir.

Çalışmada 120 adet çekilmiş çürüksüz daimi molar diş kullanıldı. Tüm örnekler yüzey dezenfeksiyonu amacıyla rastgele 6 ana gruba ayrıldı. Grup 1, Kontrol; Grup 2, Er:YAG Lazer; Grup 3, Nd:YAG Lazer; Grup 4, KTP Lazer; Grup 5, KTP Lazer aktivasyonlu Fotodinamik tedavi; Grup 6, Diyet Lazer aktivasyonlu Fotodinamik tedavi. Daha sonra gruplar adeziv sistemlere göre iki alt gruba ayrıldı; Self-cured (Tokuyama Universal) ve self-etch (Scotchbond Universal) (n=10). Dezenfeksiyon ve adeziv uygulamasını takiben şeffaf kalıplar yardımıyla 3 mm çapında 2 mm yüksekliğinde nanohibrit kompozit rezin dentin yüzeyine uygulanmıştır. Tüm örnekler 5°C ve 55°C’de 5.000 kez ısı döngü işlemi uygulandı. Yaşlandırma işlemi uygulanan örnekler universal test cihazında makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanmıştır. Her gruptan seçilen örnekler SEM’de incelenmiştir.

Self-cured adeziv uygulanan örneklerden Er:YAG lazer grubu ile kontrol, KTP ve Nd:YAG lazer grubu arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Nd:YAG lazer grubu ile Fotodinamik tedavi grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli iken ($p<0,05$), diğer tüm gruplar arasındaki farklar önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$). Self-etch adeziv uygulanan örneklerde, KTP ve Nd:YAG lazer grupları ile diğer tüm gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), kendi aralarındaki fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$).

Self-etch adeziv uygulanan örnekler, tüm dezenfeksiyon uygulamalarında daha yüksek bağlanma dayanım değeri göstermiştir.

Yüzey dezenfeksiyon amacı ile Er:YAG lazer ve Fotodinamik tedavi uygulamaları dentine bağlanma dayanımını değerini arttırırken, Er:YAG lazer en iyi makaslama bağlanma dayanımı değerini göstermiştir. Nd:YAG ve KTP lazer uygulanması ise bağlanma dayanımını olumsuz etkilemiştir. KTP lazer aktivasyonlu Fotodinamik tedavi uygulaması, tek başına KTP lazer uygulamasına göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Lazerler ile yüzey dezenfeksiyonu uygulamalarında self-cured adeziv sistemler kullanılması durumunda Er:YAG lazer ya da lazer aktivasyonlu FDT prosedürlerinin tercih edilmesi önerilmektedir.

Anahtar Kelimeler: fotodinamik tedavi, self-cured adeziv, lazer dezenfeksiyon, bağlanma

ABSTRACT

Effect of Self-cured and Self-etch adhesive system on Shear Bond Strength After Photodynamic Therapy and Disinfection with Different Types of Lasers

Ayşe ÇEŞME

Department of Restorative Dentistry

Sivas, 2023

The aim of this study; to investigate the shear bond strength of self-cured and self-etch adhesive systems to dentin after surface disinfection with Photodynamic Therapy, Er:YAG, Nd:YAG, and KTP laser and to examine the reasons for failure in SEM.

120 extracted caries-free permanent molars teeth were used in this study. All samples were randomly divided into 6 groups for surface disinfection. Group 1, Control; Group 2, Er:YAG Laser; Group 3, Nd: YAG Laser; Group 4, KTP Laser; Group 5, KTP Laser activated Photodynamic therapy; Group 6, Diode Laser activated Photodynamic therapy. Then, the groups were divided into 2 subgroups as self-cured (Tokuyama Universal) and self-etch (Scotchbond Universal) adhesive system (n=10). After disinfection and adhesive application, nanohybrid composite resin with a diameter of 3 mm and a height of 2 mm was applied to the dentin surface with the help of transparent molds. All samples were thermally cycled 5.000 times at 5°C and 55°C. Shear bond strength test was applied to the samples, which were subjected to aging process, in a universal test device. Samples selected from each group were examined in SEM.

The differences between the Er:YAG laser group and the control, KTP and Nd:YAG laser groups of the self-cured adhesive samples were statistically significant. While the differences between the Nd:YAG laser group and the Photodynamic therapy groups were statistically significant ($p<0.05$), the differences between all other groups were no significant. In the samples applied with self-etch adhesive, while the differences between the KTP and Nd:YAG laser groups and all other groups were statistically significant ($p<0.05$), the difference between them was statistically no

significant ($p>0.05$). Self-etch adhesive applied samples showed higher bond strength values in all disinfection applications.

Er: YAG laser and Photodynamic therapy for surface disinfection applications increased the bond strength to dentin while Er:YAG laser showed the highest shear bond strength value. The application of Nd:YAG and KTP lasers adversely affected the bond strength. KTP Laser activated Photodynamic therapy showed higher bond strength than the KTP laser application alone. In cases of using surface disinfection applications with laser for self-curing adhesive systems the Er:YAG laser or laser-activated FDT procedures are recommended.

Keywords: photodynamic therapy, self-cured adhesive, laser disinfection, bond strength

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜRLER	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİLLER.....	x
TABLolar	xii
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1.ÇÜRÜK.....	4
2.2.DEZENFEKSİYON	6
2.2.1.Dezenfeksiyon Yöntemleri.....	7
2.2.1.1.Lazerler	7
2.2.1.1.1.Er:YAG Lazer	11
2.2.1.1.2. Nd:YAG Lazer	12
2.2.1.1.3.KTP Lazer	13
2.2.1.1.4.Diyot Lazer.....	14
2.2.1.2.Fotodinamik Tedavi (FDT)	16
2.3.ADEZYON	17
2.4.Adeziv Diş Hekimliği	18
2.5.Dentin Yapısı ve Dentine Bağlanma.....	19
2.6. Dental Adezivlerin Sınıflandırılması	20
2.7.Kompozit Resinler	27
2.7.1.Kompozit Resin Sınıflandırılması.....	29
2.8.Yaşlandırma Yöntemleri	32
2.8.1.Termal Siklus ile Yaşlandırma.....	33
2.9. Bağlanma Dayanımı Testleri.....	33
2.9.1.Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Shear Bond Strenght Test)	34
2.10.Bağlanma Dayanım Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi	34
2.11.Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM)	35
3.GEREÇ ve YÖNTEM	36
3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması.....	36

3.2.Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	37
3.3.Örneklerin Gruplandırılması	39
3.4.Termal Siklus Uygulaması.....	43
3.5.Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	43
3.6.Kırılma Tiplerinin İncelenmesi	44
3.7.İstatistiksel Yöntem.....	45
4. BULGULAR.....	46
4.1.Kırılma Tipi Bulguları.....	48
4.2. SEM Analiz Bulguları.....	49
5.TARTIŞMA	55
6.SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	76
7.KAYNAKÇA.....	77

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Küçük
>	Büyük
°C	Derece
A°	Agström
dk	dakika
Bis-EMA-bisfenol A	Bisfenol A etoksi dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A glisidil metakrilat
EDMA	Etilen dimetakrilat
Ca ⁺²	Kalsiyum
Ca ₁₀ (PO ₄) ₆ (OH) ₂	Hidroksiapatit
C. albicans	Candida albicans
CHX	Klorheksidin Glukonat
CO ₂	Karbondiyoksit
E. faecalis	Enterococcus faecalis
Er:YAG	Erbiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet
FDA	Food and Drug Administration
H ₂ O ₂	Hidrojen Peroksit
KTP	Potassium Titanyl Phosphate
FDT	Fotodinamik Tedavi
g	gram
HA	Hidroksiapatit
HEMA	2-Hidroksietil metakrilat
MMA	Metil metakrilat
NaOCl	Sodyum hipoklorit
LED	Light emitting diode
4-META	4-metakriloloksietil trimellitat anhidrat
MMP	Matiks metalloproteaz
Nd:YAG	Neodmiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet

MDP	10-metakriloksietil dihidrojen fosfat
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekaare
MPa	Megapascal
N	Newton
n	Sayı
nm	Nanometre
OH ⁻	Hidroksil iyonu
p	Önem düzeyi
pH.	Power of Hydrogen
Phenyl-P	2-fenil hidrojen fosfat
sn	Saniye
S. mutans	Streptococcus mutans
S. salivarius	Streptococcus salivarius
S. sangius	Streptococcus sangius
SBS	Makaslama bağlanma dayanımı
SD	Standart sapma değeri
SEM	Taramalı Elektron mikroskobu
SPSS	Statistical package for the social sciences
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
µm	Mikrometre

ŞEKİLLER

Şekil 2. 1.Çürüğün Oluşumuna Ait Venn Diagramı	4
Şekil 2. 2. Lazer-doku etkileşimlerinin şeması: yansıma, saçılma, emilim ve iletim	10
Şekil 2. 3.Tek kullanımlık diyot lazer uçları.....	15
Şekil 2. 4. Fotodinamik tedavinin etki mekanizması	17
Şekil 2. 5. Makaslama bağlanma dayanımı testinin şematik düzeneği.....	34
Şekil 2. 6. SEM çalışma prensibi	35
Şekil 3. 1. Soğuk akrilik ve akriliğe gömülü çekilmiş diş örneği	38
Şekil 3. 2. İsoet cihazı ve hazırlanan diş örnekler	38
Şekil 3. 3. Er:YAG Lazer cihazı ve Er:YAG lazer ile dezenfeksiyon işlemi	39
Şekil 3. 4. Nd: YAG Lazer cihazı	40
Şekil 3. 5. KTP Lazer cihazı	40
Şekil 3. 6. Örneğe metilen mavisi uygulanması ve KTP lazer cihazı.....	41
Şekil 3. 7. Örneğe metilen mavisi uygulanması ve Diyot lazer cihazı	41
Şekil 3. 8. Universal bond.....	42
Şekil 3. 9. Scotchbond Universal ve Valo Cordless ışık cihazı.....	42
Şekil 3. 10. Filtek Z550 Nanohibrit kompozit ve kompozitin uygulanması.....	43
Şekil 3. 11. Termal siklus cihazı.....	43
Şekil 3. 12. Universal test cihazı ve makaslama bağlanma dayanımı testi.....	44
Şekil 3. 13. Stereomikroskop cihazı	45
Şekil 4. 1. Self-cured ve Self-etch adeziv gruplarında kırık tiplerinin sayısı.....	48
Şekil 4. 2. Self-cured adeziv uygulanan kontrol grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma A. 2.000x büyütme, B. 10.000x büyütme.....	49

Şekil 4. 3. Self-etch adeziv uygulanan kontrol grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen karma (mix) tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.**10.000x büyütme..... 49

Şekil 4. 4. Self-cured adeziv uygulanan Er: YAG lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.**10.000x büyütme 50

Şekil 4. 5. Self-etch adeziv uygulanan Er: YAG lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görüle adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.**10.000x büyütme

Şekil 4. 6. Self-cured adeziv uygulanan Nd: YAG lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme 51

Şekil 4. 7. Self-etch adeziv uygulanan Nd: YAG lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görüle adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme 51

Şekil 4. 8. Self-cured adeziv uygulanan KTP lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme 52

Şekil 4. 9. Self-etch adeziv uygulanan KTP lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görüle adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme 52

Şekil 4. 10. Self-cured adeziv uygulanan KTP lazer aktivasyonlu FDT grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme 53

Şekil 4. 11. Self-etch adeziv uygulanan KTP lazer aktivasyonlu FDT grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görüle adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme 53

Şekil 4. 12.Self-cured adeziv uygulanan Diyet lazer aktivasyonlu FDT grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme 54

Şekil 4. 13. Self-etch adeziv uygulanan Diyet lazer aktivasyonlu FDT grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görüle adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme 54

TABLÖLAR

Tablo 1. Kompozitlerin inorganik partikül büyüklüğü.....	30
Tablo 2. Kompozitlerin inorganik partikül büyüklüğü.....	30
Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri	37
Tablo 4. Örneklerin dezenfeksiyon yöntemlerine göre gruplandırılması.....	39
Tablo 5. Dezenfeksiyon işlemi uygulanan örneklerin alt gruba ayrılması.....	41
Tablo 6. Çalışmada değerlendirilen farklı dezenfeksiyon yöntemleri ile kontrol gruplarının self-cured adeziv sisteme göre ortalama bağlanma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel değerlendirme	46
Tablo 7. Çalışmada değerlendirilen farklı dezenfeksiyon yöntemleri ile kontrol gruplarının self-etch adeziv sisteme göre ortalama bağlanma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel farkı.....	47
Tablo 8. Çalışmada dezenfeksiyon sonrası uygulanan self-cured adeziv ve self-etch adeziv gruplarının ortalama bağlanma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel farkı	47
Tablo 9. Gruplarda makaslanma bağlanma dayanımı testleri sonrasında oluşan kırılma tipleri	48

1.GİRİŞ

Minimal invaziv diş hekimliğinin gelişmesiyle rezin içerikli restoratif materyaller diğer restoratif materyallere göre daha çok tercih edilmeye başlamış ve bu sayede adeziv sistem teknolojisi de önem kazanmıştır (1). Rezin içerikli materyallerin dişe bağlanması adeziv sistemlerin gelişmesiyle daha başarılı sonuçlar gösterse de hala birtakım başarısızlıklar mevcuttur. Başarısızlık nedenleri olarak preparasyon sonrası kavitede kalan bakteriler, sekonder çürük oluşumu, pulpal enflamasyonlar ve postoperatif hassasiyet gösterilebilir. Bu sorunları ortadan kaldırmak için daha etkili çürük temizleme yöntemleriyle ve dezenfeksiyon prosedürleriyle ilgili birçok çalışma yapılmaktadır (2).

Restoratif tedavide çürük dokusu uzaklaştırıldıktan sonra, kavitenin sızdırmaz bir şekilde kapatılması hedeflenir. Yapılan restorasyonlar ağız içi ile direkt ilişkide olup, restorasyonun uzun dönem fonksiyon görebilmesi için rezidüel bakterilerin elimine edilmiş olması ve sızdırmaz bir şekilde kapatılmış olması gerekmektedir (3).

Günümüzde çürük ve çürükten etkilenmiş dokuların tümüyle temizlenmesini öneren geleneksel kavite preparasyonu prensipleri yerini sadece yumuşak ve denatüre olmuş diş çürük tabakasının temizlenmesini öneren minimal invaziv yaklaşımlara bırakmıştır. Çürük dokusunun uzaklaştırıldığına; ayna ve sond yardımıyla dentin dokusunun rengine ve sertliğine göre karar verilerek yapılan görsel muayene objektif karar vermekten uzaktır ve kavitenin bakteriyel durumu hakkında bilgi vermede yetersiz kalmaktadır (4). Yapılan bir çalışmada rezidüel bakterilerin sayılarının bir ay gibi bir süre içerisinde ikiye katlanabileceği bildirilmiştir (5). Bu nedenle çürüğün mekanik olarak uzaklaştırılması, mikroorganizmaların eliminasyonu için yetersiz olmaktadır (6).

Araştırmacıların bazıları daha objektif ve güvenilir sonuçları olması sebebiyle boya yardımıyla çürük dokusunun belirlenmesini tavsiye etmektedir. Geleneksel yöntem ile çürük dokusunun uzaklaştırıldığına karar verilen dişlerde boyayıcı ajan uygulandığında; çürük dokusunun tamamen elimine edilemediği saptanmıştır (7). Çürük boyayıcı ajan ile boyanan alanların uzaklaştırılmasından sonra, dişlerin %15-40'lık kısmında mikroorganizmaların var olduğu (7, 8), dentin içerisinde 0.1-2.4 mm uzaklıkta dahi varlıklarını sürdürebildikleri, kavite içerisindeki tüm mikroorganizmaların elimine edilemeyeceği belirtilmiştir (8).

Kavite preparasyonu ve restorasyonun yerleştirilmesinden önce bakterilerin eliminasyonundaki başarı derecesi restorasyonun ömrünü ve dolayısıyla restoratif prosedürün başarısını artırabilir (9). Bakterilerin eliminasyonunu sağlamak ve restorasyon ömrünü uzatmak amacıyla kavite dezenfektanlarının kullanımı önerilmektedir (6). Kavite dezenfeksiyonu amacıyla, klorheksidin diglukonat (CHX), sodyum hipoklorit (NaOCl), hidrojen peroksit, potasyum iyodin, benzalkonyum klorür, alkol, propolis, ozon ve lazer kullanılmaktadır (10, 11). Ayrıca son yıllarda antibiyotiklere karşı direnç gelişmesiyle yeniden gündeme gelen geniş bir antimikrobiyal etkisi bulunan fotodinamik tedavi (FDT) alternatif bir dezenfeksiyon yöntemi olarak kullanılabilir (12, 13).

Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan erbiyum grubu lazerler bakterisidal etkilerini, lazer ışının hücre içerisindeki su tarafından absorbe edilmesiyle gösterirler. Kavite dezenfeksiyonunda ve endodontik tedavide kanal dezenfeksiyonu amacıyla bu bakterisidal etkiden faydalanılmaktadır. Erbiyum lazerlerin ayrıca uygulandıkları alanda pürüzlendirme sağlamaları, diş yüzeyinde Ca ve P miktarını arttırarak asit ataklarına karşı daha dirençli bir yapı meydana getirmeleri gibi avantajları bulunmaktadır (14, 15). Yumuşak doku lazerler arasında yer alan diyet lazerler ise sert lazerler gibi yüksek güce sahip değildir. Fakat yüksek elektrik ve optik etkinlikli ve düşük maliyetleri sebebiyle diş hekimliğinde tercih edilen lazerlerdendir. Diyet lazerler de son zamanlarda antibakteriyal etkilerinden faydalanmak için endodontik tedavilerde ve kavite dezenfeksiyonunda aktif bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (16).

Fotodinamik tedavi, hedef hücrelerin, mikroorganizmaların veya moleküllerin zararlı olmayan bir fotosensitif madde ile boyanmasının ardından spesifik dalga boyundaki ışık ile aktive edilmesi prensibine dayanır (17). FDT; kanser olgularında, kemoterapi ve radyoterapiye alternatif olarak (18-20), tıpta kan ürünlerinin dekontaminasyonunda (21), yanık ve yara enfeksiyonlarında (22), oral kandidiyazis ve (23), helicobacter pylori enfeksiyonları tedavisinde (24), periodontitis ve peri-implantitisin tedavisinde (25), kök kanal dezenfeksiyonunda (26, 27) ve kavite dezenfeksiyonu amacıyla kullanılmaya başlanmıştır (28-30).

Son yıllarda, universal veya multi-mode sistemler olarak da bilinen tek aşamalı adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. Universal adezivler denilince akla klinisyenlere uygulama aşamasında kolaylık sağlamaları, geniş kullanım alanları ve etch-and-rinse, self-etch ve selektif-etch modda kullanılabilmeleri gelmelidir

(31). Universal adeziv sistemlerde dimetakrilat monomerlerinin yerini 10-metakriloloksidetil dihidrojen fosfat (MDP) monomerleri almıştır. 10-MDP monomerinin mine ve dentin arasında kimyasal bağlantının oluşturulmasında, stabil ve dayanıklı bir ara yüz elde edilmesinde önemli bir rol oynadığı bildirilmiştir (32, 33). Bir diğer universal adeziv sistem, iki komponentli, tek aşamalı, kendi polimerizasyon başlatıcısını içeren, ışıkla polimerizasyon gerektirmeyen self-cure adeziv sistemidir (34). Bu adezivin içeriğinde bulunan 3D-SR (three dimensional selfreinforcing) monomerinin tek başına organize olabileceği ve barındırdığı fosfat grubunun kalsiyum ile etkileşime girerek iyonik bağlar oluşturabileceği belirtilmiştir (35).

Kavite dezenfeksiyon yöntemleri uygulanan dişlerde adeziv sistemlerin bağlantısını araştıran birçok çalışma vardır. Bu çalışmaların bir kısmında kavite dezenfektan uygulamalarının bağlanma dayanımını olumsuz etkilediklerini savunurlarken (3, 36), Sharma ve ark. (37) bağlanma dayanımını etkilemediğini, Mohammed ve ark. (38) ise bağlanma dayanımını arttırdığını ifade etmişlerdir.

Adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetlerini ölçmek için birçok bağlanma dayanım testi kullanılmaktadır. Bunlar mikro-gerilim, mikro-makaslama, gerilim ve makaslama bağlanma dayanımı testleridir (39). Makaslama bağlanma dayanımı testi kolay uygulanıp standardize edilebilen bir test yöntemidir. Çekme testleriyle kıyaslandığında; makaslama testlerinin ağız ortamında dişe gelen farklı yöndeki kuvvetleri daha iyi simüle ettiği belirtilmiştir (40).

Bu çalışmanın amacı; Fotodinamik Tedavi, Er:YAG, Nd:YAG, ve KTP lazer ile yüzey dezenfeksiyonu uygulanması sonrası self-cured ve self-etch adeziv sistemlerin dentine makaslama bağlanma dayanımını araştırmak ve başarısızlık nedenlerini SEM’de incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

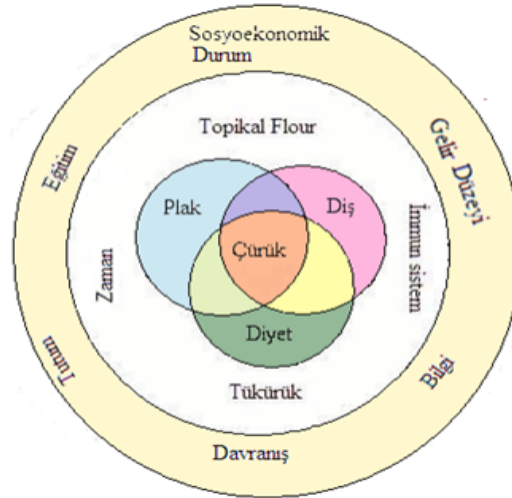
2.1.ÇÜRÜK

- **Çürüğün tanımı**

Diş çürüğü; diş sert dokularında bozunma ve yıkıma yol açan multifaktöriyel, atipik, enfeksiyöz, ilerleyici ve kronik bir hastalıktır (41). Diyetle alınan karbonhidratların plakta bulunan mikroorganizmalar tarafından fermente edilerek asit oluşturmaları, dişin sert dokularının demineralizasyonu ve organik yapının bozulmasıyla devam eden bir sürece yol açmaktadır (42).

- **Çürüğün etiyolojisi**

Diş çürüğü, biyofilm içindeki mikrobiyolojik değişimlerle başlayan ve tükürük akışı, kompozisyonu, floride maruz kalma, diyet şekeri tüketimi ve koruyucu davranışlardan (diş temizliği) etkilenen çok faktörlü bir hastalıktır. Hastalık başlangıçta geri dönüşlüdür ve herhangi bir aşamada bir miktar dentin ve mine tahrip olsa bile (kavitasyon), biyofilmin yeterli miktarda uzaklaştırılabilmesi koşuluyla durdurulabilir. Çürük, süt ve daimî dentisyondaki dişlerin kuron ve kök yüzeylerinde, pit ve fissürlerde görülebildiği gibi düz yüzeylerde de görülebilir. Diş dokusunu oluşturan mine, dentin ve sementi etkileyebilir (43).



Şekil 2. 1.Çürüğün Oluşumuna Ait Venn Diagramı

- **Dişler**

Dişlerin çeneler üzerindeki yeri, yapısı, anatomik şekli, dizilimi ve erüpsiyonundan sonra geçen sürenin çürüğün ilerlemesinde önemli olduğu belirtilmiştir (44). Dişlerin sürdükten sonra maturasyon sürecine girmesiyle, çürüğe olan dirençleri zamanla artar (45). Yaşam boyu devam eden demineralizasyon ve remineralizasyon süreci sırasında asitlere karşı fazla dirençli olmayan karbonhidrattan zengin apatit kristalleri dişten uzaklaşır, asit ataklarına karşı daha dirençli olan fluoroapatit kristalleri dişe yerleşir. Bu durum dişlerin zamanla çürüğe karşı daha dirençli bir hale geldikleri fikrini desteklemektedir (44).

- **Diyet**

Bireyin gün içinde aldığı besinlerden karbonhidratların karyojenik özellikleri bulunmaktadır. Karbonhidratların ağızda kalma zamanı, tüketim sıklığı ve türü gibi faktörler çürük oluşumunda oldukça önemlidir (44). Karbonhidrat içeriği fazla olan besinlerin özellikle ara öğünlerde tüketilmesi çürük oluşumunda artışa neden olmaktadır (46). Çürük oluşumunun engellenmesi için ara öğünlerde şeker içeren gıda alımı azaltılmalı ve ağız hijyeni sağlanmalıdır (47).

Karyojenik besinler, ağızdaki mikroorganizmaların metabolik yıkımı sonrası tükürük pH'ını kritik pH olarak kabul edilen 5,5 veya daha altına düşürerek çürük oluşumunu başlatacak olan karbonhidratları içermektedir (48). Karyojenik özelliği en yüksek olan karbonhidrat sukrozdur. Çözünürlüğünün yüksek olması sayesinde plak içine difüze olabilir. Sukroz içeren yiyeceklerin sık tüketilmesi Streptococcus mutans (S. Mutans) kolonizasyonun güçlenmesine ve plağın çürük yapıcı etkisinin artmasına sebep olur (44).

- **Mikroflora**

Ağız boşluğunda 300'den fazla mikroorganizma türü doğuştan yer almaktadır. Plağı oluşturan kompleks bakteri topluluğunun metabolik aktivitesi, yumuşak ve sert dokulardaki hastalıklar üzerinde etki göstermektedir (49). Çürük oluşumunda başlıca etkili mikroorganizmalar; S. Mutans (başlangıç çürük lezyonlarının oluşumu), laktobasiller (derin çürük lezyonlarının oluşumu) ve aktinomiçeslerdir (kök yüzeyi çürüklerinin oluşumu) (50, 51).

Çürüğün potansiyel nedeni olarak S. Mutans serotipleri gösterilir (43). S. Mutans ve laktobasiller fazla miktarda asit üretebilir (asidojenik), asidik ortamı tolere edebilir (asidürik) ve sukroz tarafından güçlü bir şekilde stimüle edilebilirler.

Aktinomiçes türleri glikozu fermente ederler; laktik, asetik, süksinik ve formik asit üretirler (52). Bu özellikleri nedeniyle çürük başlatabilmektedirler (51).

- **Zaman**

Çürük oluşum sürecinin başlaması için diş yüzeyi, yiyecekler ve mikroorganizmalar bir araya gelerek etkileşime geçmelidir. Bu etkileşim için de belli bir zaman gereklidir. Karbonhidratların diş yüzeyinde kalma zamanı ve fiziksel yapısı çürük oluşumunu etkilemektedir. Tüketilen sukroz miktarı ve sukrozun diş adezyon kapasitesi önemlidir. Tüm bu faktörler diş yüzeyine temas süresini etkilemektedir (51).

- **Tükürük**

Tükürük, çürük oluşum süreci ile yakından ilgilidir. Diş yüzeyini mekanik olarak yıkayarak, besin artıklarını ağız ortamından temizler ve mikroorganizmaların ağız mukozasına ve dişlere tutunmasını engeller. Tükürük, yüksek tamponlama kapasitesiyle plak bakterilerinin oluşturduğu asidi nötralize ederek çürüğü önleyici etki gösterir (50). Herhangi bir nedenle tükürüğün salgılama miktarının yetersiz olması ya da hiç olmaması çürük insidansını arttırmaktadır (53, 54).

2.2. DEZENFEKSİYON

Restorasyon öncesi kavite hazırlamadaki ilk amaç bakteri içeren dentin tabakasının tamamen uzaklaştırılmasıdır ancak günümüz koşullarında bakteri içeren dentin tabakasının tamamen uzaklaştırılıp uzaklaştırılmadığını objektif bir şekilde belirleyebilecek testlerin klinik olarak kullanımı mümkün değildir (55). Çürük dokusunun uzaklaştırıldığına; ayna ve sond yardımıyla dentin dokusunun rengine ve sertliğine göre karar verilerek yapılan görsel muayene objektif karar vermekten uzaktır ve kavitenin bakteriyel durumu hakkında bilgi vermede yeterli olmamaktadır (4). Araştırmacıların bazıları daha objektif ve güvenilir sonuçları olması sebebiyle boya yardımıyla çürük dokusunun belirlenmesini tavsiye etmektedir. Geleneksel yöntem ile çürük dokusunun uzaklaştırıldığına karar verilen dişlerde boyayıcı ajan uygulandığında; çürük dokusunun tamamen elimine edilemediği saptanmıştır (7). Çürük boyayıcı ajan ile boyanan alanların uzaklaştırılmasından sonra, dişlerin %15-40'lık kısmında mikroorganizmaların var olduğu (7, 8), dentin içerisinde 0.1-2.4 mm uzaklıkta dahi varlıklarını sürdürebildikleri, kavite içerisindeki tüm mikroorganizmaların elimine edilemeyeceği belirtilmiştir (8).

Çürük eliminasyonu ve kavite preparasyonu sırasında meydana gelen smear tabakası sebebiyle rezidüel bakteriler kavite içerisinde kalabilmektedir (56, 57). Rezidüel bakterilerin bir yıldan daha uzun süre kavite içinde yaşayabildikleri belirtilmiştir (58). Brannström (57), sızdırmaz bir restorasyon yapıldığında bile smear tabakasında kalan bakterilerin yaşamlarını devam ettirdiklerini, çoğalabildiklerini ve enzimatik faaliyet gösterebildiklerini belirtmiştir.

Rezidüel bakterilerin uzaklaştırılması dolgunun bağlanacağı alanın pürüzsüz ve temiz olmasını, böylelikle bağlantının sızdırmaz olmasını etkiler. Aynı zamanda enfeksiyon kontrolünü sağlayarak pulpal irritasyonu ve sekonder çürük oluşumunu önler. Bakterilerin eliminasyonunu sağlamak ve restorasyon ömrünü uzatmak amacıyla kavite dezenfektanlarının kullanımı önerilmektedir (6). Kavite dezenfektanlarının kullanımı diş hekimliğinde uzun yıllardan beri tercih edilmektedir (59). Kavite dezenfektanı olarak kullanılacak maddenin; dişte renklenme yapmaması, yapılacak restorasyonun bağlanmasını etkilememesi, ağız florasındaki bakterilere etkili geniş spektrumlu olması ve en önemlisi pulpal dokulara iritan özellik göstermemesi gereklidir (60).

Kavite dezenfeksiyonu amacıyla klorheksidin diglukonat (CHX), sodyumhipoklorit (NaOCl), hidrojen peroksit, potasyum iyodin (10, 61), benzalkonyum klorür (62), alkol (3, 63), propolis, ozon ve lazer (11, 63) kullanılmaktadır. Ayrıca son yıllarda antibiyotiklere karşı direnç gelişmesiyle yeniden gündeme gelen geniş bir antimikrobiyal etkisi bulunan fotodinamik tedavi (FDT) alternatif bir dezenfeksiyon yöntemi olarak kullanılabilir (12, 13).

2.2.1. Dezenfeksiyon Yöntemleri

2.2.1.1. Lazerler

Lazer, “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinden oluşan bir kısaltmadır ve “Radyasyon salınımının emisyonunun uyarılması ile ışık şiddetinin artırılmasıdır” anlamına gelmektedir. İlk olarak 1917’de Albert Einstein tarafından ortaya atılan teori aslında lazer ışınının nasıl elde edildiğine dair bilgi sağlamaktadır. Lazer ışınları monokromatiktir (tek renk), koherans (fotonlar aynı fazdadır) özelliği taşır ve collimated (doğrusal) karakterdedir (64). Lazer tarihi Albert Einstein’ın 1917 yılında “Işımanın Kuantum Teorisi – Zur Quantum Theorie Der Strahlung” isimli makalesinde uyarılmış salınımdan ilk kez bahsetmesi ile

başlamıştır. Einstein makalesinde uyarılmış salınımdan teorik olarak bahsetmiş ancak uygulamaya yönelik herhangi bir çalışma gerçekleştirmemiştir. ABD'nin California eyaletinde bulunan Hughes Araştırma Laboratuvarları'nda ilk yakut lazer 1960'ta T. Maiman (1927-2007) tarafından başarılı bir şekilde çalıştırılmış ve kısa bir sürede dünyanın birçok araştırma laboratuvarında da benzer sonuçlar belirtilmiştir (65). Dış hekimliğinde çalışmalarına konu olan yakut lazer çevre dokularda mekanik ve termal hasarlara sebep olmuştur (14). İlk lazerin bulunmasından günümüze kadar çok sayıda farklı lazer sistemleri üretilmiştir.

Lazer ışını, yapay olarak elde edilen bir ışık çeşididir. Oluşum aşaması foton-madde etkileşimine dayanır. Foton-madde etkileşimi soğurulma, kendiliğinden ışıma ve etki ile ışıma olmak üzere üç temel şekilde gerçekleşir. Kendiliğinden ışıma yüksek enerji seviyeli bir atomun, kendiliğinden foton yayıp enerjisini alt enerji seviyesine düşürmesidir. Soğurma olayı; düşük enerji seviyeli bir atomun foton soğurarak enerji seviyesini arttırmasıdır. Uyarılarak ışıma; yüksek enerji seviyeli bir atomun foton etkisi ile düşük bir enerji seviyesine geçmesidir. Etki eden foton, alt enerji seviyesi ve yüksek enerji seviyesi arasındaki enerji farkına eşit enerjili bir fotondur. Böylece elektron bu dalga boyunda bir foton yayar ve iki foton da atomdan ayrılır. Işığın güçlenmesiyle, lazer demeti oluşur (66).

Lazer ışığının üç temel özelliği vardır;

- **Monokromatiktir:** Lazer ışığı tek bir dalga boyuna sahiptir. Tek bir dalga boyuna sahip olduğu için tek renklidir. Lazer ışığının rengi ve dalga boyu her lazer de farklılık gösterir (67, 68).
- **Koherentlik (Eş Fazlı):** Diğer ışık kaynaklarını (güneş ışığı ve elektrik ampülü) oluşturan dalgalar aynı anda aynı fazda bulunmadığı için dağınık bir şekilde yayılmaktadırlar (69). Normal ışığın tersine lazer ışını dağılmaz. Açığa çıkan fotonların hepsi uyumludur, aynı fazdadır, aynı boyut ve şekildedir (70).
- **Paralellik ve Dağılım (Kolimasyon):** Lazer ışını doğrusaldır ve ışını oluşturan dalgalar birbirine paralel seyreder (70).

Lazer ışığının oluşması için özel ışık kaynaklarına gereksinim vardır. Lazer sisteminin bileşenleri;

- **Lazer Materyali:** Katı, sıvı veya gaz halde bulunan kimyasal elementler, moleküller ve yarı iletken maddelerden oluşmaktadır. Başka bir kaynak tarafından yayılan enerjiyi sahip olduğu atomlar ya da moleküller yoluyla

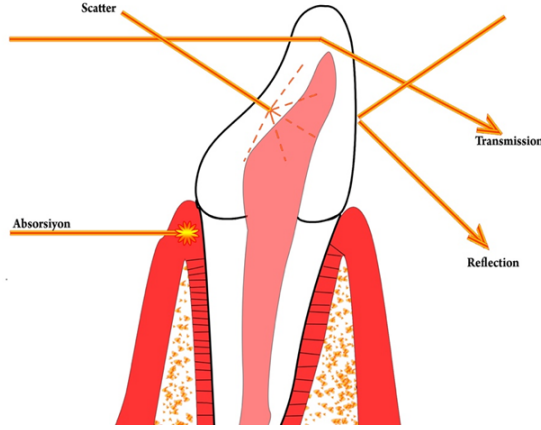
absorbe edip, daha sonra bu enerjiyi ışık fotonları olarak yayabilmektedir. Işının dalga boyu, gücü ve rengi seçilecek madde ile doğrudan ilişkilidir. Bir lazer ışınının ismi, kullanılan materyalin ismi ile kullanılır.

- **Enerji Kaynağı:** Lazer boşluğundaki maddenin, lazer ışını üretebilmesi için gerekli olan sitümlasyonu sağlamak, yani enerji seviyesini yükseltmek amacıyla kullanılır. Bu amaçla çoğunlukla elektrik enerjisi kullanılmaktadır(67) .
- **Mekanik Yapı:** İçerisinde lazer materyalini ve biri düzeneğin başında diğeri sonunda olmak üzere birbirine paralel iki ayna bulunduran kapalı bir kutudur. Aynalardan biri ışığı %100 yansıtırken, diğeri yansıtma kapasitesi daha düşüktür(67) . Bu aynalar optik rezonatör olarak görev görür ve foton dalgalarını ileri-geri ve birbirine paralel olacak şekilde yansıtarak aktif ortamdaki diğeri atomları sitümüle eder, yeni uyarılmalar meydana getirerek oluşmuş ışını güçlendirir. Güçlenmiş olan lazer ışını yansıtıcı özelliği düşük olan aynadan geçerek etki yerine ulaşır.

- **Lazer doku etkileşimleri**

Biyolojik dokuların lazer ışını ile etkileşimi dört şekilde meydana gelir:

- **Absorbsiyon (emilim):** Dokuya çarpan ışınların enerjilerinin bir bölümünü doku içindeki moleküllere aktararak kütlelerini yitirmesidir. Dokunun hemoglobin ve melanin konsantrasyonu ile, dokunun absorbsiyon derecesi arasında doğru orantı vardır. Emilme sonucunda dokuda ısı artışı oluşur.
- **Transmisyon (geçme):** Lazer ışını ortama girer ve ortamla etkileşime göstermeden, değişmeden ya da kısmen kırılmaya uğrayarak ortamı terk eder (71).
- **Refleksiyon (yansıma):** Işın, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılmaktadır. Refleksiyon sebebiyle, lazer ışınının enerjisi düşer (71). Dokuya iletilmesi hedeflenen enerji miktarına ulaşamaz. Dentin ve dişetinden yansıma mineden yansımaya göre daha azdır.
- **Scattering (saçılma):** Lazer ışının doku içinde (molekülden moleküle atlayarak) ve dışında dağılmasıdır. Enerjinin dokuda daha geniş bir alana yayılmasına sebep olur. Böylelikle termal hasar etkisi de en aza inmektedir (67).



Şekil 2. 2. Lazer-doku etkileşimlerinin şeması: yansıma, saçılma, emilim ve iletim

Lazer ışığının dokularda emilimi ile tıbbi etki meydana gelmektedir. Dokudaki absorpsiyon miktarı ışının dalga boyuna ve hedef dokunun optik özelliklerine göre değişmektedir (Şekil 2.2.). Uygulama hedef dokuda maksimum, komşu dokuda ise minimal absorpsiyona yol açmalıdır. Absorpsiyon lazerden kaynaklanan ışık enerjisinin, hedef dokuda yüzeye birim zamanda düşen enerji yoğunluğuna bağlı olarak farklılık göstermektedir (72).

Dokunun optik özellikleri:

1. Mineral içeriği
2. Dokunun su içeriği
3. Termal iletkenler
4. Doku yoğunluğunu belirleyen ısı kapasitesi
5. Transformasyonun latent ısınması

Dental lazerlerin kullanımı sonucu dokuda fotobiyolojik etkiler meydana gelmektedir:

- a) **Fototermal etki:** Lazer doku etkileşimi sırasında lazer enerjisinin dokunun ısınıp artırması sonucu fototermal etki oluşmaktadır. Dokuda üç farklı fototermal etki meydana gelebilir. Işığın çapı, enerjisi, uygulama zamanı gibi parametlerin değişmesi dokuda farklı fototermal etki meydana getirir; insizyon/eksizyon, ablasyon/vaporizasyon (dokuyu buharlaştırma), hemostaz/koagülasyon (73, 74). Hücre proteinleri, hücre içi ısının 100 santigrat derece ve üstünde olduğu durumlarda denatüre olur ve hücre hasarı başlar. Bunun sonucunda buharlaşmanın etkisiyle hücre patlayarak yok olur. (koagülasyon ve nekroz). Birçok lazer türü, bakterileri fototermal etkiyle zararsız hale getirir. Lazer ışınları ile proteinleri denatüre edilebilir ve protein

denatürasyonu sonucunda bakteriler ya devitalize olur ya da inaktif hale gelir (75) .

- b) **Fotokimyasal etki:** Absorbsiyon esnasında dokuda ve moleküllerde oluşan etkidir Dalga boyu ışığın absorpsiyon derecesini belirleyen en önemli özelliğidir. Fotokimyasal etki diagnostik ve terapötik amaçla kullanılmaktadır. Doppler flowmetry, biyostimülasyon, fotodinamik tedavi, çürük teşhisi ve kompozit rezinlerin polimerizasyonu (argon lazer kullanılması) gibi alanlarda bu etkiden faydalanılmaktadır.
- c) **Floresans etki:** Biyolojik pigmentlerden bazıları belirli dalga boyundaki lazer ışığını absorbe ederek floresans özellik kazanır. Diş hekimliğinde çürüğün saptanmasında bunözellikten faydalanılmaktadır.
- d) **Biyostimülasyon etki:** Lazerler, düşük düzeyli lazer tedavisinde biyostimülasyon etkisiyle; yara iyileşmesini hızlandırma, ağrıyı azaltma, kollajen yapımını uyarma ve inflamasyonun azaltılması için kullanılmaktadır (76) .
- e) **Fotoakustik etki:** Lazer atımı sert dental dokularda ve kemiksi dokularda şok dalgası oluşturmaktadır. Bu etki sebebiyle dokuda tahribat oluşmaktadır (77) .

2.2.1.1.1. Er:YAG Lazer

Er:YAG lazerin dalga boyu 2940 nm'dir. Suya absorpsiyon katsayısı diğer lazerlerden oldukça fazladır (Karbondioksit lazer'den 15 ve Nd:YAG lazerden 20.000 kat) (78). Er:YAG lazerler Hibst ve Keller tarafından 1989 yılında tanıtılmış ve dental sert dokulardaki aşındırmayı çevre dokularda herhangi bir termal yan etki oluşturmada yaptıkları gösterilmiştir. Er:YAG etkisini fototermal ve fotoablasyon olmak üzere 2 farklı şekilde gösterir. Su molekülleri ve hidröz organik bileşenler tarafından absorbe edilen lazer enerjisi, ısının etkisiyle buharlaşmaya neden olur. Buna fototermal buharlaşma denir (79). Sert doku uygulamalarında, su buharı oluşumuyla doku içerisindeki basınç artar ve patlayıcı genişlemeler (mikroeksplozyon) ortaya çıkar (80). Bu dinamik etkiler mekanik doku çöküşüne sebep olur ve termomekanik ya da fotomekanik ablasyon ile sonuçlanır. Komşu yapılara hasar vermeden dokunun eliminasyonunu sağlar (81). Güvenli parametreler arasında kullanıldığında pulpada oluşturduğu termal etkiler sınırlıdır. Su soğutması ile birlikte uygulandığı için 3 dereceden fazla ısı artışı olmamaktadır (82).

Er:YAG lazerlerin; mine ve dentinde preparasyon sonrasında temiz ve düzgün kenarlar oluşturması, pulpada termal hasalara sebebiyet vermemesi, işlem esnasında ağrıyı azalttığı için anesteziye gerek kalmaması, endodontik tedavide kullanıldığında antiseptik etki oluşturup, kanallardan endotoksinleri uzaklaştırması gibi çok sayıda avantajları mevcuttur. Er:YAG lazerler hastada tedirginlik ve ağrıya sebep olan sese ve vibrasyona yol açmazlar (83).

Er:YAG lazerin bakterisid etkisi önemlidir. Bu etkiyi düşük enerji seviyesinde bile (0.04– 2.6 J/cm²) sağlamaktadır (84). Dentin, kök kanal ve implant yüzeyi dezenfeksiyonunda bakterisid etkisi sayesinde kullanılmaktadır (85). Sadece bakterilerde değil bakteri toksinleri üzerinde de oldukça etkilidir (86). CO₂ lazer uygulanan yüzeylerde izosiyanat ve siyanamid gibi toksik ürünler belirlenirken, Su altında Er:YAG lazer uygulanan yüzeylerde yapısal veya kimyasal zararlı değişiklikler gözlemlenmemiştir (87).

Er:YAG lazer uygulanmış ve geleneksel aletlerle hazırlanmış dentin yüzeyinde farklı özellikler mevcuttur. Literatüre bakıldığında Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulaması yapılan dentin yüzeyinin debris barındırmadığı, temiz ve pürüzlü yapıda olduğu belirtilmiştir. Ayrıca dentin kanallarının çoğunun görünür ve açık olduğu da bildirilmiştir. Bu nedenlerle lazer uygulanmış yüzeylerin adezyonu sağlamaya daha uygun olduğu düşünülür. Fakat bazı çalışmalarda geleneksel aletlerle hazırlanmış yüzeylerin bağlanma dayanımlarının daha yüksek olduğunu belirtilmiştir (88). Lazerin dentin yüzeyindeki negatif etkisi ise Erbium lazerlerin hidroksiapatit kristallerini kaldırılması esnasında kollajen fibril ağına verdiği hasardan kaynaklanmaktadır (89).

2.2.1.1.2. Nd:YAG Lazer

İlk olarak Matsumoto ve ark tarafından 1985’de kullanılmaya başlanmıştır. Enerji gücü 0.3-10 W arasında farklılık göstermektedir. 1-2 W enerji gücü arasında daha yaygın kullanılmaktadır (83, 90). Nd:YAG lazerin günümüzde kullanılan modellerinin dalga boyu 1064 nm’dir. Nd:YAG lazerlerinin aktif kısmı, YAG ana kristali içinde neodymium iyonlarının katkılandırılması ile meydana gelir (91). Diş hekimliğinde kullanılan bir lazer sistemidir. Nd:YAG lazerlerin su ve hidroksiapatitteki absorpsiyonu düşüktür. Hemoglobin ve melanin gibi pigmente dokular tarafından yüksek miktarda emilim gösterirler. Koagülasyon ve hemostazisin sağlanmasında etkilidirler. Uygulanan dokunun tipi penetrasyon derinliğini etkiler. Ağız dokularında 4 mm’ye kadar penetre olabildiği belirtilmiştir (92). Nd:YAG lazer pigmente dokular

tarafından absorbe olduktan sonra enerji derin dokulara iletilir ve yüksek ısı oluşmasına sebep olur (83, 90). CO₂ ve Er:YAG lazere göre suda daha az absorbe olur. Lazerin enerjisi biyolojik dokularda saçılma uğrar, daha sonra dokulara penetre olur. Nd:YAG lazer fototermal etkisi ile yumuşak doku cerrahisinde elverişli hale gelmektedir. Yumuşak dokuda kalın bir koagülasyon tabakası ve güçlü bir hemostazis meydana gelir. Nd:YAG lazer potansiyel hemorajik yumuşak doku ablasyonunda etkilidir (80). Nd:YAG lazerin yumuşak doku cerrahisinde kullanımını FDA tarafından 1990 yılında kabul edilmiştir. Başlangıçta Nd:YAG lazerler patolojik olguların uzaklaştırılmasında kullanılmış olmasına rağmen direkt kontaklı iletim sistemi olan fiber optik kabloların geliştirilmesiyle sadece eksizyon değil, aynı zamanda dezenfeksiyonu sağlama ve dentin kanallarının örtülenmesi de çok düşük güçlerde yapılabilir duruma gelmiştir (92).

Nd:YAG lazerler bakterisit etkinliği, derin dentin tabakaları ve dentin tübüllerine penetre olabilmesi sebebiyle fiber optik kablolar yardımıyla kök kanal dezenfeksiyonunda kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalar oluşan debris ve smear tabakasını uzaklaştırmada başarılı olduğunu belirtmektedir (93). Fakat dezavantaj olarak, Nd:YAG lazerler; dentinde erime, karbonizasyon, pulpada termal hasara, çevre dokuda fissür ve çatlak oluşumuna sebep olurlar (94).

Nd:YAG lazer diş sert dokularına uygulandığında düzensiz bal peteği görünümlü, mikrokater yapılı bir morfoloji meydana getirir. Atımlı Nd:YAG lazerin kanal sterilizasyonunda ve adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetini arttırmada etkili olduğu gösterilmiştir. Dentin mineye göre daha fazla pigmente bir doku olduğu için bağlanma kuvvetine etkisi dentin ve minede farklı olmaktadır (95, 96).

Nd:YAG lazerler dentin aşırı duyarlılık tedavisinde de kullanılmaktadır. Bu etkinliğini dentin tübüllerinde tıkanma meydana getirerek göstermektedir. Dentin tübüllerinde oluşan tıkanmanın, bağlanma kuvvetini arttıracaklarını belirten çalışmaların tersine bağlanmayı azaltacağı öne sürülmüştür. Nd:YAG lazerin mikrogerilim bağlanmaya kuvvetine etkisinin incelendiği Acar ve ark. (97) ise yaptığı bir çalışmada lazer kullanımının bağlantı kuvvetini etkilemediği belirtmiştir.

2.2.1.1.3. KTP Lazer

KTP lazerin yapısı Nd:YAG lazer ile aynıdır fakat kristalin önüne yerleştirilen bir filtre sayesinde dalga boyu yarıya indirilmiştir. Çalışma mekanizması Nd:YAG lazerlerin etki mekanizmasına çok benzemektedir. Diş beyazlatma işlemlerinde

kullanılmaktadır. KTP lazer ile yeşil ışık kullanılarak yapılan beyazlatma işlemleri, mavi ışıklı halojen beyazlatma işlemlerine kıyasla daha etkilidir (98).

2.2.1.1.4. Diyet Lazer

Diode lazerler farklı dalga boylarında (810, 940, 980 ve 1064 nm) üretilen lazerlerdir (99). Lazer ışını oluşturabilen mikro yapıdaki diyet hücrelerinin geliştirilmesi, lazer makinelerinin boyutunu önemli ölçüde küçültmüştür. Diyet lazerler yarı iletken kristallerden meydana gelmektedir (alüminyum, indiyum, galyum ve arsenit). Diyet lazer boyutu sayesinde az yer kaplar, pahalı değildir, etkilidir ve kolay taşınabilir. Lazer ışınları dokulara esnek fiberler yardımıyla ulaşır. Dalga tipi devamlı ya da nabızsal dalga şeklindedir (100). Diyet lazer cihazından çıkan ışının bir miktarı en uç kısımda ısıya dönüşerek 'hot tip' sıcak uç denilen durumu meydana getirir. Oluşan ısı nedeniyle hedef dokuda koagülasyon ve buharlaşma meydana gelir. Devamlı modda lazer enerjisi sabittir ve sürekli olarak yayılır. Hedef dokuda hızlı ve fazla ısı artışına sebep olabileceğinden devamlı modda düşük ayarlarda kısa süreli işlemler yapılmalıdır. Atımlı modda da lazer enerjisi sabittir fakat kesintili ya da belirli aralıklarla darbeli olarak yayılır. Bu mod daha yüksek ayarlarda ve uzun sürelerde çalışabilme avantajı sunmaktadır. Bazı diode lazerlerde atım süresi belirlenebilmektedir. Bu lazerlerde hedef dokuda ısı hasarı meydana getirmeden yüksek güçlerde kısa süreli işlemler yapılabilir (101, 102).

Diş hekimliğinde diyet lazer yumuşak doku cerrahisinde, melanin pigmentasyonunun tedavisinde, diş beyazlatma ve düşük seviyeli lazer tedavisinde kullanılır. Ayrıca antimikrobiyal özelliği sayesinde kavite dezenfeksiyonunda ve kök kanal tedavilerinde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (103). Literatürde lazer türlerinin antibakteriyel etkilerinin araştırıldığı çalışmalar bulunmaktadır (104). Bir araştırmada S. mutansların 1050-1150 µm derinlikteki dentinde bulunabileceği belirtilmiştir (105). 500µm derinlikteki bir dentinde klorheksidin glukonatın antimikrobiyal aktivitesi %54'e düşerken, aynı dentin kalınlığında diyet lazer uygulandığında 5W'da bakteri sayısındaki azalmanın %90.8, 7 W'da ise %97.7 olduğu gösterilmiştir (106, 107). Lee ve ark. araştırmalarında S. mutans'ın 3 W'luk uygulamada hücre duvarının hasar gördüğünü, bazı mikroorganizmaların morfolojisinin ciddi şekilde bozulduğunu ve yüzeylerinde birçok gözenek oluştuğunu, diplokok yapısının zarar gördüğünü belirtmiştir.

Diş hekimliğinde diyet ve Nd:YAG lazerlerin benzer kullanım alanları bulunmaktadır. Diyet lazerin Nd:YAG lazerlere göre penetrasyon derinliği daha az olduğundan dokuda termal hasar meydana getirme olasılığı daha düşüktür ve kontrollü çalışmaya olanak sağlar (108).

Diyet lazerin, adeziv sistemlerin bağlanma kuvveti üzerine etkinliğini araştıran sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Diyet lazer uygulanmış dentine, mikro gerilim bağlanma kuvvetini arttığı belirtilmiştir (109, 110). Bağlanma kuvvetinin arttırması, dentin yapısında oluşturduğu fissür ve çatlak gibi topografik oluşumlar sayesinde (111). Lazerler smear tabakasını uzaklaştırarak reziduel bakterilerin sayısının azalmasını sağlar. Beer ve ark.(112) 810 nm dalga boyundaki diyet lazer ile kök kanal boşluğundaki bakterilerde %98,8 azalma olduğunu belirtmiştir ve lazerleri 'endodontide son teknoloji ürünü' olarak tanımlamıştır. Smear tabakasının etkisinin incelendiği bir çalışmada (113); smear tabakasını kaldırdığı için, diyet lazer uygulanan dentine bağlanmanın fazla olduğu bildirilmiştir.

Ayrıca diyet lazerler dentin aşırı duyarlılığında da etkilidir (114). Odontoblastların artan metabolik faaliyetlerine bağlı tersiyer dentinin yoğun bir şekilde üretilmesiyle dentin tübüllerinin tıkanması uyarılmaktadır (115). Diyet lazerin dokulardan emilme miktarları farklıdır; minede %5, dentinde %30, çürük dentinde %35, yumuşak doku ve kanda %60'tır (116). Diş sert dokularında göreceli olarak daha düşük emilime sahip diyet lazerin, dentin tübül yapısında meydana getirdiği değişiklikler her zaman belirlenmemektedir.



Şekil 2. 3. Tek kullanımlık diyet lazer uçları

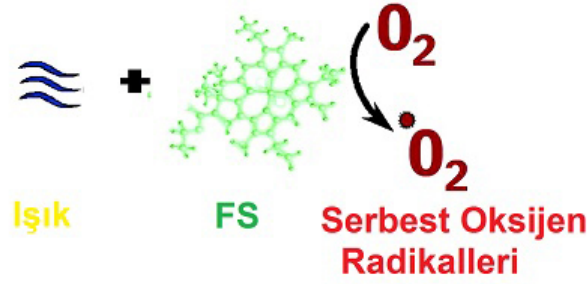
2.2.1.2. Fotodinamik Tedavi (FDT)

Fotodinamik tedavi, direkt lazer tedavilerine alternatif olarak geliştirilmiştir. “Fotodinamik Antimikrobiyal Kemoterapi” (FAKT) veya “Antimikrobiyal Fotodinamik Terapi” (AFDT) olarak da adlandırılmaktadır. Yüksek güçteki lazerler bakterisid etkilerini doza bağlı ısı oluşumu sonucu gösterir. Oluşan ısı dentinde hasar, kök rezorpsiyonu, ankiloz, periradiküler nekroz, periodental ligamentte ısı yaralanması gibi istenmeyen sonuçlara neden olabilir. Bu negatif etkileri nedeniyle yüksek güçteki lazerler yerine FDT gündeme gelmiştir (117).

FDT; hedef hücrelerin, mikroorganizmaların veya moleküllerin zararlı olmayan bir fotosensitif madde ile boyanmasının ardından spesifik dalga boyundaki ışık ile aktive edilmesi prensibine dayanır (17). FDT yöntemi, derin dentin çürüğüne ışığa hassas ajanlar (toludin blue (TBO), methylene blue, azure dyes, crystal violet, hematoporphyrins, aluminum disulfonated phthacyanine, chlorins) kullanılarak uygulanır (118). FDT’nin uygulanabilmesi için; ışığa duyarlı madde, ışık ve oksijen gerekmektedir. Hedef hücre ışığa duyarlı bir fotosensitizör madde ile boyandıktan sonra spesifik dalga boyundaki ışık uygulandığında fotosensitizör madde düşük enerjili halden aktive olarak uyarılmış hale geçer. Uyarılmış haldeki ışığa duyarlı maddenin oksijen ile girdiği tepkime sonucu serbest oksijen radikalleri ve diğer reaktif oksijen ürünleri ortaya çıkar. FDT’in hücre organelleri ve molekülleri üzerinde sitotoksik etkileri bulunmaktadır. Etkisi sayesinde mitokondri, lizozom, hücre zarı ve tümör hücrelerinin çekirdeğini hedef almaktadır. Fotosensitizör madde, mitokondride apoptozu, lizozomlarda ve hücre zarlarında nekrozu uyarır. Böylelikle hedef hücrede yıkım meydana gelir (17). Gram pozitif ve gram negatif bakterilerin hücre duvar yapılarına bağlı olarak FDT’ye duyarlılıkları farklılık gösterir. Katyonik fotosensitizörler ile hem gram pozitif hem de gram negatif bakterilerde fotodinamik inaktivasyon sağlanırken, nötral veya anyonik fotosensitizörler ise yalnız gram pozitif bakterilere etki göstermektedir (119).

Metilen mavisi ve TBO en çok kullanılan fotosensitizörlerdir. TBO’nun ışık absorbanı yaklaşık 630 nm iken, metilen mavisinin ışık absorbanı 660 nm dir. Metilen mavisinin 600-810 nm dalga boyundaki diyot lazerlerle aktive edildiği farklı araştırmalar bulunmaktadır (120, 121).

Fotodinamik Tedavi Etki Mekanizması



Şekil 2. 4. Fotodinamik tedavinin etki mekanizması

FDT de toluidin mavisi, metilen mavisi ve malakit yeşil gibi fenotiyazin esaslı boyaların uygulanması olumlu sonuçlar göstermiştir fakat; boya olmaları sebebiyle, bu fotosensitizör maddeler diş yapısının rengini değiştirebilir, diş estetiğini olumsuz etkileyebilir (122, 123).

FDT; kanser olgularında, kemoterapi ve radyoterapiye alternatif olarak (18-20) tıpta kan ürünlerinin dekontaminasyonunda (21), yanık ve yara enfeksiyonlarından (22), oral kandidiyazis (23), helicobacter pylori enfeksiyonları (24) tedavisinde, periodontitis ve periimplantitisin tedavisinde (25, 124), kök kanal dezenfeksiyonunda (26, 27) ve kavite dezenfeksiyonu amacıyla restoratif diş tedavisi alanında da kullanılmaya başlanmıştır (28-30).

2.3. ADEZYON

Latincedeki adhaerere kelimesinden gelen adezyon (bağlanma), farklı moleküller arasında bulunan çekim kuvvetidir. Aynı moleküllerin birbiri arasındaki çekim kuvveti ise kohezyondur. Kohezyon kuvveti molekülleri bir arada tutarak, maddenin biçim ve bütünlüğünün korunmasına katkı sağlar. Bağlanmayı sağlamak için kullanılan substrata ‘adeziv’, adezivin uygulandığı maddeye veya yüzeye ise ‘adherent’ denilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan bonding ajanlar adeziv iken diş yüzeyi ise adherenttir. İyi bir bağlanma için adeziv ve adherent arasında temas maksimum düzeyde olmalıdır. İyi bir bağlanma olabilmesi için bazı gerekli faktörler bulunmaktadır. Bunlar; yüzeyin temiz olması, ıslanabilirlik (wettability), değim açısı ve yüzey enerjisidir.

- **Yüzeyin temiz olması;** bağlanmanın optimum seviyede olması için adeziv ve adherent yakın temas halinde olmalıdır. Yüzeyde artık tabaka varlığı adeziv ve adherentin temasını engeller, bağlantıyı olumsuz etkiler (125).

- **Islanabilirlik;** adezivin adherent yüzeyine yayılması ve yüzeyi ıslatması ne kadar fazla ise bağlanma o kadar kuvvetli olur. Islanabilirlik değim açısıyla ölçülebilir.
- **Değim açısı;** adeziv ile aderent arasında oluşan açıdır. İyi bir ıslanabilirlik için, değim açısı 90 dereceden küçük olmalıdır. 0 dereceye yaklaştıkça ıslanabilirlik artar ve adezivin en iyi şekilde yayıldığı gözlenir.
- **Yüzey enerjisi;** adherentin yüzey enerjisi adezivin yüzey enerjisine eşit ya da ondan daha fazla olmalıdır. Adezivin yüzey enerjisi ne kadar az ise değim açısı da o kadar azalacak, ıslanabilirlik artacak ve daha kuvvetli bir adezyon meydana gelecektir (126).

Adezyon mekanizmaları

Adhezyon mekanizmaları mekanik, adsorbsiyon, difüzyon ve elektrostatik adezyon olmak üzere dört farklı şekilde meydana gelir.

- **Mekanik adezyon:** Adezivin, adherent yüzeyindeki girintili çıkıntılı alanlarda oluşturduğu mekanik bir kilitlenmedir. Güçlü bir adezyon çeşididir (125).
- **Adsorbsiyon adezyonu:** Adeziv ve aderent arasında oluşan primer bağ olan iyonik, kovalent, metalik bağlar ya da sekonder kimyasal bağlardan meydana gelir (126).
- **Difüzyon adezyonu:** İki polimerin, ara yüzdeki polimer zincir uçlarının difüzyonuyla oluşan, hareketli moleküller arasında gerçekleşen adezyondur (127).
- **Elektrostatik adezyon:** Zayıf bir bağlantıdır. Farklı yüzeyler arasında elektrostatik etkileşimler sonucu meydana gelir (125). Metal ve polimer arasında oluşan elektriksel bir tabakadır (127).

2.4. Adeziv Diş Hekimliği

Buonocore tarafından 1955 yılında geliştirilen, rezin materyalin dişe bağlantısını artıran asitle pürüzlendirme yöntemi, adeziv diş hekimliğinin gelişmesine katkıda bulunmuştur (128). R. Bowen ise 1962 yılında kompozit rezinler ile birlikte mikromekanik retansiyon kavramını gündeme getirmiştir (129, 130). Çalışmaların ardından adeziv dişhekimliğinde önemli gelişmeler meydana gelmiştir. Böylelikle 1917’de Black tarafından başlatılan “koruma için genişletme” prensibi (131) yerini yavaş yavaş daha minimal invaziv yöntemlere ve daha küçük restorasyonlara bırakmıştır.

1970'lerde ilk defa SEM mikroskopunda "smear tabakası" Eick tarafından tespit edilerek adezyonu engellediği gösterilmiştir (132). Smear tabakasının bulunmasıyla "Etch and Rise" tekniğinin kullanımı gündeme gelmiştir. İlk olarak 1982'de Nakabayashi, "Hibrit Tabaka" dan söz etmiştir. Nakabayashi rezinin asit uygulanmış dentine infiltre olarak kollajen fibrilleriyle oluşturduğu rezin matriks yapısından bahsetmiştir. 3 aşamalı total etch adezivler 1990'ların başlarında büyük bir gelişme olarak kabul görüyordu. 1990'ların sonuna doğru ise 2 aşamalı etch-and-rinse ve self etch adezivler piyasaya çıkmıştır. Adezivler, zamanla kompleks ve çok basamaklı ürünlere doğru değiştikten sonra tekrar uygulaması basit, teknik hassasiyeti azaltılmış ürünlere geri dönüş yapılmıştır.

Adezyon işlemi, mine için dentin veya sementten farklıdır, çünkü dentin ve sement, mineden daha nemli ve hareketlidir. Dentinin organik içerik oranının yüksek olması, tübüler yapısı, hidrostatik basıncı, düşük yüzey enerjisi ile birlikte geçirgen yapıda olması, kompozitin dentine bağlanmasını zorlaştırır (133).

Adezyonun sürekliliği ve dayanıklılığı bazı faktörlere bağlıdır. Adherent ve adezivin fizikokimyasal özellikleri yapısal özellikleri, kavitenin hazırlanması süresince meydana gelen yüzey kontaminasyonu, smear tabakası, adezyona karşı koyan eksternal streslerin gelişimi, bileşim yüzeyindeki yüklerin dağılımı ve adezivin fiziksel-kimyasal özellikleri önemli faktörler arasında yer alır. Ayrıca nem, ısı değişimleri, diyet, pH, çiğneme alışkanlıkları ve fiziksel stresler de adezyonu etkileyen önemli faktörlerdendir (134).

2.5. Dentin Yapısı ve Dentine Bağlanma

Diş yapısının en büyük kısmını dentin dokusu meydana getirmektedir (135). Dentin odontoblastlar tarafından oluşturulan kollajenden zengin canlı bir doku iken, mine dokusu ise cansızdır (136). Dentin, mine ve sement ile örtülüdür. Mineye renk ve stres kırıcı özellik kazandırırken, pulayı da koruma görevini üstlenir (137). Dentin ağırlıkça, %18 organik materyal, %70 inorganik materyal ve %12 sudan oluşurken; hacimce, %25 organik materyal, %50 inorganik materyal, %25 sudan oluşur (138). Dentinin heterojen bir yapısı olup; tübüller, intertübüler dentin, peritübüler dentin ve odontoblast uzantılarından meydana gelir. Tübüllerin etrafını yüksek derecede mineralize olan peritübüler dentin çevrelerken, tübüller arasındaki boşluğu ise peritübüler dentinden daha az mineralize olan intertübüler dentin doldurur. Dentin dokusunda en fazla hacme sahip olan yapı intertübüler dentindir (54).

Dentin tübüllerin sayı ve çapı mine-dentin sınırından pulpaya doğru ilerledikçe artış göstermektedir. Sekonder dentin oluşumu ve yaşlanma gibi fizyolojik sebepler veya çürük gibi çeşitli patolojik nedenler sonucunda tübül çapı daralabilir. Tübül çapı, pulpa-dentin sınırında 2,5 μm iken, mine-dentin sınırında 0,8 μm 'dir. Tübül sayısı ise pulpaya yakın alanlarda mm^2 de 45.000 ve mine-dentin sınırında 20.000 adettir (136). Tübüller içerisinde 25-30 mm/Hg sıvı basıncı oluşmaktadır. İnterpulpal basınç nedeniyle dentin sıvısı sürekli dışarı akma eğilimindedir. Derin dentin dokusunda; dentin nemliliğinin artması, tübüllerin çapı ve sayısının artması, intertübüler dentin oranının azalması adezyonun sağlanmasını olumsuz etkilemektedir (136, 138).

Dentin dokusunda mine yüzeyinde olduğu gibi yeterli bir adezyon sağlanması güçtür (127). Dentin dokusunun nemli bir yapıda olması adezyonu zorlaştıran bir unsurdur (127). Dentinde organik içeriğin fazla miktarda olması, protein içeriğinin yüksek olması sebebiyle oluşan düşük yüzey enerjisi, dentin lenfi içeren dentin tübüllerinin varlığı ve kavite preparasyonu sonucu meydana gelen organo-inorganik yapıdaki bir smear tabakasının varlığı dentine adezyonu zorlaştıran etkenlerdendir (139, 140).

2.6. Dental Adezivlerin Sınıflandırılması

Adeziv sistemlerin kronolojik gelişim sıralamalarına göre sınıflandırma

- **Birinci nesil adezivler:** Gliserofosforik asit dimetakrilat, siyanoakrilat, poliüretan N-fenilglisin ve glisidilmetakrilat türevleridir. 1956'da gliserofosforik asit dimetakrilat (NPG-GMA) içerikli rezinin asit uygulanmış dentine adezyonu gösterilerek Buonocore tarafından yayımlanmıştır (141). Su emiliminden dolayı dentine bağlanma kuvvetleri 2-3 MPa olarak gösterilmiştir. Yüksek polimerizasyon büzülmeleri ve ağız ortamında çözünmeleri nedeniyle bağlantı başarısının düşük olduğu bildirilmiştir (125).
- **İkinci nesil adezivler:** Temel olarak ikinci nesil bu adezivlerde polimerize olabilen fosfat ilaveli Bis-GMA rezinleri kullanılarak diş yapısındaki kalsiyuma bağlanma amaçlanmıştır. Adeziv, kollajen ve smear tabakasına bağlanma özellikleri sebebiyle dentine 10 MPa kadar bağlanma dayanımı göstermektedirler (142). Ağız ortamında çözünmeye uğramaları başlıca dezavantajlarıdır. Dentin sement birleşiminde mikrosızıntı oluşumunu engelleyemedikleri bildirilmiştir (143).

- **Üçüncü nesil adezivler:** Çok basamaklı uygulama aşaması bulunmaktadır. Bu nesilde dentine asitleme işlemi uygulanır. Kullanılan asitler smear tabakasının modifiye edilmesine veya ortadan kaldırılmasına sebep olur (144). Asitin yıkanıp tamamen uzaklaştırılmasından sonra primer uygulaması yapılmaktadır. Primer uygulanmasının ardından doldurucu içermeyen rezin dentin ve mineye uygulanmaktadır. Yapılan bir çalışmada Tao ve ark.'ı bu jenerasyondaki bağlantının yetersiz olmasını, doldurucusuz rezinin smear tabakasına penetrasyonunun zayıf olmasına bağlamıştır (145). Bağlanma dayanımı 10-14 MPa olarak gösterilmiştir (129).
- **Dördüncü nesil adezivler:** 1980'lerde ve 1990'larda, dördüncü nesil dentin bağlayıcı ajanlar piyasaya çıkmıştır. Dördüncü nesil adezivler, smear tabakasının (129) tamamen kaldırılmasını sağlayan ilk adezivlerdir. Bu adeziv sistemlerde, primerler ile bağlanma için dentin yüzeyinin daha iyi konuma getirilmesi ve hibrit tabaka ile rezin tagların meydana gelmesi amaçlanmıştır. Bunun sonucunda mine ve dentinin her ikisine birden güçlü bir adezyon sağlanmıştır. Dentine bağlanma dayanımı bu adezivde 17-26 MPa arasındadır. Dördüncü nesil adezivde etch-and-rinse tekniğinin kullanılması, sistemin karakteristik özelliğidir (146).
- **Beşinci nesil adezivler:** Dördüncü neslin zaman alan ve dikkatli uygulama gerektiren uygulama basamaklarını basitleştirmeyi amaçlayan bu nesil sistemler tek şişe adezivler olarak piyasaya sürülmüştür. Uygulamayı pratikleştirme hedefiyle primer ve bond tek şişe içerisinde birleştirilmiştir (147). Hem minede hem de dentinde yüksek bağlanma dayanımı gösterdikleri belirtilmiştir. Dördüncü nesilde olduğu gibi oluşan hibrit tabakası bağlanmanın başarılı olmasını sağlamaktadır. Dentinin nem içeriğinden dolayı çoğu zaman rezinin dentin tübülleri içerisine daha iyi penetre olmasını sağlayabilmek için primer-adeziv kombinasyonunun kat kat uygulanması gerekmektedir. Dentine makaslama bağlanma dayanımı 14-28 MPa'dır (144).
- **Altıncı nesil adezivler:** 2000'lerin başında uygulanmaya başlanan altıncı nesil adeziv sistemleri, aynı zamanda "self etch" olarak da adlandırılırlar. Asitleme basamağı ortadan kaldırılmıştır. Altıncı nesil bağlayıcı ajanların iki çeşidi bulunmaktadır. Birincisi, asidik primer ve daha sonrasında adeziv uygulaması diğeri ise primer ve adezivin karıştırılarak tek seferde uygulanmasıdır (148). Etch and rinse sistemlerine göre bağlanma dayanımı sudan daha az

etkilenmektedir. Buna karşın dentine bağlanması yeterli olarak görülürken mineye bağlanımı ise daha zayıf bulunmuştur. Bu zayıf bağlantı, adeziv ajanın mineyi yeterli miktarda pürüzlendiremeyen bir pH'ya sahip olması ve sürekli yineleme gereken bir asidik çözeltiden meydana gelmesiyle açıklanabilir. Sorunun eliminasyonu için minede selektif asitleme tavsiye edilmektedir. Fakat yalnız minenin asitlenmesi pratikte zor olup, dentinde de fazla asitlenme yapılmasına sebep olabilir (149).

- **Yedinci nesil adezivler:** Asit, primer ve adeziv rezin bir araya getirilerek tek şişede birleştirilmiştir. All-in-one olarak da adlandırılmaktadırlar (150, 151). Tüm aşamaların tek şişede toplanması ile uygulama aşaması basitleştirip hata ihtimali azaltılmıştır. Bu adezivler hem hidrofobik hem de hidrofilik bileşenlerden meydana gelmektedir. Bu yapıları sebebiyle faz ayrılmasına ve adeziv tabakalarının içinde damlacık oluşmasına yol açabilirler. Aynı zamanda bu adeziv tabakalar, yarı geçirgen bir zar gibi davranarak çift taraflı su geçişine izin verirler (152). Dördüncü ve beşinci nesil adezivlere göre daha düşük bağlanma dayanımı gösterirler. Dentine bağlanma dayanımları ise 18-25 MPa arasındadır (150, 151).

Dentin bonding ajanların makaslama bağlanma dayanımlarına göre sınıflandırılması

- a) Dentine bağlanmaları 5-7 Mpa arası olanlar.
- b) Dentine bağlanmaları 8-14 Mpa arası olanlar.
- c) Dentine bağlanmaları 17 Mpadan fazla olanlar.

Dentin bonding ajanların uygulama yöntemlerine göre sınıflandırılması:

- a) Smear tabakası üzerine uygulananlar.
- b) Smear tabakası kaldırıldıktan sonra uygulananlar.
- c) Smear tabakası modifiye edildikten sonra uygulananlar.
- d) Rezin modifiye cam iyonomer esaslı dentin adeziv sistemler

Adeziv Sistemlerin Etki Mekanizmalarına göre Sınıflandırma

Adeziv sistemlerin etki mekanizmalarına göre yapılan sınıflandırmalar son zamanlarda daha çok kabul edilmektedir. Güncel bilimsel ve güvenilir sınıflandırmaya göre günümüzde dental adeziv sistemleri üç başlık altında toplamak mümkündür (152).

- a) Etch and Rinse adeziv sistemler
- b) Self-etch adeziv sistemler

c) Ünlversal adeziv sistemler

- **Etch and Rinse Adeziv Sistemler**

Etch and rinse sistemlerde, mine ve dentin dokusunun her ikisine de asit ile müdahale edilmektedir (153). Bu adeziv sistemde, ilk aşama asit uygulanması (%30- 40 fosforik asit) ve yıkama işlemleridir. Asit uygulaması, smear tabakasını uzaklaştırarak dentinde 3-5 µm veya daha fazla derinlikte demineralizasyon oluşmasını sağlar. Açığa çıkan kollajen fibrillerden hidroksiapatitini kaybetmiş olanlar rezinin mikromekanik tutuculuğu için önem teşkil ederler (154).

Etch and rinse adezivler, uygulama tiplerine göre üç basamaklı etch and rinse sistemler ve iki basamaklı etch and rinse sistemler olmak üzere iki gruba ayrılırlar. Üç basamaklı etch and rinse adeziv sistemler; asitleme, primer ve adeziv rezin uygulama olmak üzere üç farklı uygulama aşamasından oluşmaktadır. İki basamaklı etch and rinse adeziv sistemlerde ise etching sonrası primer ve adeziv rezin tek şişede birleştirilerek uygulama aşması ikiye düşürölmüştür (155).

İlk basamakta asit uygulaması ile dentin kanalları açılır, kollajen fibrillerin açığa çıkar ve intertübüler dentinin pörözitesinin artar (153). Hidroksiapatit kristalleri azalır ve dentin permeabilitesi artar. Dentin permeabilitesi ile doğru orantılı olarak dentinin ıslanabilirliği de artar (156). Bu durum bağlanmayı pozitif yönde etkiler. Fakat aşırı kurutma uygulanırsa kollajenler kollabe olur. Rezinin yüzeye infiltrasyonunu engeller. Meydana gelen demineralizasyon derecesini asitin; pH'ı, konsantrasyonu, viskozitesi ve uygulama zamanı etkiler (157).

Primer; su, etanol, aseton gibi çözücülerden oluşmaktadır. Bu çözücüler; rezinin dentin içine penetrasyonuna olanak sağlar (157, 158). Çözücüler içerikleri incelendiğinde, içeriğinde etanol olanların, aseton olanlara göre daha başarılı olduğu bildirilmiştir (159). Primer solüsyonlarının içeriğinde, çoğunlukla HEMA monomeri yer almaktadır. HEMA, düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik özelliğı sayesinde rezinin kollajen ağına infiltrasyonunu ve kollajen ağının genişlemesini sağlar.

Sistemin üçüncü basamağı ise, adeziv rezinin uygulamasıdır (157, 158).Adezinin rezinin polimerizasyonu ile rezin-kollajen bileşiminden oluşan, submikron düzeyinde görölen tabakaya 'hibrit tabaka' olarak adlandırılır (1, 157). Hibrit tabakası açığa çıkmış dentin kanallarına penetre olarak 'rezin tagları' oluştur (1).

Geleneksel etch and rinse sistemlerde, primer ve bond tek bir solvent haline getirilerek iki aşamalı adezivler ortaya çıkmıştır. Kullanımı daha basit olmasına karşın bu sistemler üç aşamalı sistemlerden daha düşük başarı gösterir (160). İki aşamalı total-etch sistemlerin hidrofilik yapısı onları hidrolitik bozunmaya daha elverişli hale getirir (154). Etch and rinse sistemleriyle sağlanan bağlantı altın standart olarak kabul edilmektedir.

- **Self-etch Adeziv Sistemler**

Etch and rinse sistemlerin, asit uygulama basamağının neden olduğu teknik hassasiyet sebebiyle, 1990'lı yılların başlarında asitleme işleminin elimine edildiği asit içeren 'self-etch' sistemler piyasaya çıkmıştır. Self-etch sistemlerde asit uygulanması ortadan kaldırılmış ve asidik monomer yapı primer ile birleştirilmiştir (161). Bu sayede aşırı kurutmaya bağlı oluşabilecek hassasiyet ihtimali ve uygulama zamanı azaltılmış olur (1, 127, 157). Bu sistemler etch and rinse gibi smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmaz, smear tabakasını çözerek etki gösterirler (158). Asitleme ve rezin infiltrasyonu aynı anda gerçekleştiğinden eksik infiltrasyon ihtimali azdır veya yoktur. Buna bağlı olarak uygulama sonrası hassasiyet oluşması beklenmez (154).

Self-etch adeziv sistemler, uygulama basamaklarına ve pH'larına göre sınıflandırılmaktadır. Uygulama basamaklarına göre tek ve iki basamaklı self-etch adezivler olmak üzere iki gruba ayrılırlar. İki basamaklı self-etch adezivlerde ilk basamağı primer uygulanması (self etching primer), ikinci basamağı ise hidrofobik adeziv rezin uygulanması oluşturur. Tek basamaklı self-etch adezivlerde ise asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv aynı şişede yer almakta ve eş zamanlı uygulanmaktadır. Bu adezivler "all-in-one" diye de isimlendirilirler. Hidrofilik ve hidrofobik bileşenlerden meydana gelmektedir. Tek basamaklı self-etch adezivler, çoğunlukla iki basamaklı self-etch adeziv sistemlerden daha hidrofildir; bu durum daha fazla su emilimine sebebiyet verir. Bu nedenle bağlanma dayanımının düştüğü ve restorasyonların mekanik özelliklerinin zayıfladığı gösterilmiştir (162, 163). Self-etch adezivler, pH derecelerine göre üç grupta sınıflandırılmaktadır (134, 153, 164). Bunlar; hafif ($\text{pH} \geq 2$), orta ($\text{pH} \sim 1,5$) ve güçlü ($\text{pH} \leq 1$) self-etch adezivlerdir. Güçlü self etch adezivlerin pH'ları 1 civarındadır. Bu yüzden derin dentin yüzeyinde demineralizasyon meydana getirirler. Derin demineralizasyon ile birlikte minerede, etch and rinse sistemlerde uygulanan fosforik asidin ardından elde edilen görüntüye benzer bir görüntü oluşur (1). Güçlü self etch adezivlerin hafif self-etch adezivlere kıyasla

dentine infiltrasyonları daha derindir. Dentin SEM görüntüleri incelendiğinde, etch and rinse adezivlerdeki ile aynı ara yüz ve hibridizasyon özelliklerini gösterdiği gözlemlenmiştir (134, 153).

Self-etch adeziv sistemlerde mikromekanik adezyona ek olarak bazı fonksiyonel monomerler (4- MET, fenil fosfat ve 10-MDP (Metakriloksidetil dihidrojen fosfat)) ile hidroksiapatit kristallerindeki kalsiyumun etkileşimi sonucunda kimyasal bağlanma reaksiyonları da meydana gelmektedir (162).

- **Üniversal Adeziv Sistemler**

Son zamanlarda, geleneksel adeziv sistemlerin olumsuz özelliklerini ortadan kaldırmak, uygulama basamaklarını basitleştirmek ve adezivi tüm adeziv uygulama şekilleri ile kullanabilmek amacıyla multi-mode veya universal sistemler olarak da adlandırılan yeni tek aşamalı self-etch adeziv sistemler piyasaya çıkarılmıştır. Bu adeziv sistemler “All-in-one” olarak üretilen tek aşamalı self-etch adezivlerdir (32, 33). Hekimin isteğine göre etch and rinse, self-etch veya selektif etch olarak farklı şekillerde uygulanabilmektedir (155). Üniversal adezivlerin farklı şekilde uygulanabilmesiyle minede etch&rinse tekniğinin avantajlarından faydalanılırken dentinde ise self-etch tekniğini sayesinde apatit kristallerindeki ek kimyasal bağlanma gerçekleşmektedir (32, 33). Bir diğer üniversal adeziv sistem ise, iki komponentli, tek aşamalı, kendi polimerizasyon başlatıcısını içeren, ışıkla polimerizasyon gerektirmeyen self-cure adeziv sistemidir (34). Bu adezivin içeriğinde bulunan 3D-SR (three dimensional selfreinforcing) monomerinin tek başına organize olabileceği ve barındırdığı fosfat grubunun kalsiyum ile etkileşime girerek iyonik bağlar oluşturabileceği belirtilmiştir (35). Çalışmamızda kullandığımız Üniversal Bond, self-cured iki bileşenli tek aşamalı üniversal adezivdir.

Üniversal adezivler, önceki jenerasyonlarının adeziv içeriklerinin bir araya getirilmesiyle geliştirilmiş sistemlerdir. Bu içerikler; asidik rezin monomerler, bağlanmayı sağlayan çapraz bağlayıcı rezin monomerler, mono fonksiyonel rezin monomer ko-solventler, yapıya spesifik maddeler, co-solventler, reaksiyon başlatıcılar ve gerekli durumlarda kullanılan modifiye edici nano dolduruculardır (165). Üniversal adezivlerde genellikle birincil fonksiyonel monomer olarak fosfat ester (R- O-PO₃H₂) kullanır. Üniversal adezivlerin önemli bir parçası olan bu monomerler, çözünmeyen Ca⁺² tuzlarının oluşumu sağlayarak metale (166), zirkonyaya (167) ve diş yapısına kimyasal bağlanırlar (168, 169).

2-fenil hidrojen fosfat (Phenyl-P), 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP), metakriloloksidesilpridinium bromid (MDPB), 4-metakriloloksietil trimellitat anhidrat (4-META), 4-metakriloloksietil trimellitik asit (4-MET), 11-metakriloloksi-1,1- 23 andekandikarboksilik asit (MAC-10), 4-akrilooksietil trimellitat anhidrat (4-AETA), metakriloksietil fenil hidrojen (MEP), fosfat metakrilatları, akrilik eter fosforik asit ve diğer fosforik asit esterleri multi-mode adezivlerin içerdiği fonksiyonel monomerlerden bazılarıdır (170).

En çok kullanılan asidik fonksiyonel monomer ise 10- MDP'dir. 10-MDP içerisindeki dihidrojen fosfat gruplarından dolayı asitleyici bir monomerdir. Uzun karbonil zinciri içermesi sebebiyle de oldukça hidrofobik özelliktedir. Hidroksiapatit ile adeziv ara yüzeyinde stabil bir nano tabaka oluşmasını sağlar. Oluşan MDP -Ca (kalsiyum) tuzları bu tabaka boyunca çöker. Bu sayede yüksek ve stabil bir bağlanma dayanımı meydana gelir (162, 171).

Universal adezivler self-etch adezivlere benzer şekilde içeriğinde suya ek olarak aseton ve etanol gibi organik çözücüler de barındırmaktadır. Adezivlerin içeriğindeki monomerler bu çözücüler yardımıyla aktivitelerini gösterirler. Resinin interfibriler aralığa infiltrasyonunu çözücüler sağlar. Aynı zamanda adeziv rezinin viskozitesini azaltırlar. Fakat adeziv uygulamasından sonra çözücüler uzaklaştırılmalıdır. Adeziv resin polimerizasyonundan sonra adeziv tabaka içerisinde çözücünün kalması bağlanma dayanımını negatif etkilemektedir. Bu yüzden adeziv uygulandıktan sonra çözücünün buharlaşması için bir süre beklenmelidir (172, 173). HEMA universal adezivler de dahil olmak üzere neredeyse tüm adeziv sistemlerin içeriğinde bulunan hidrofilik bir monomerdir. HEMA hidrofilik özelliği sayesinde dentin içine monomer difüzyonunu artırır ve daha iyi bir resin infiltrasyonu sağlayarak adezivin rezinin bağlanma dayanımını artırır (1, 154). HEMA içermeyen bir universal adezivde faz ayrılmasının meydana geldiği gösterilmiştir (174).

Adeziv içerisindeki çözücü ve hidrofilik monomer miktarının artması adeziv tabaka içerisinde residual çözücü ve polimerize olmamış monomer kalmasına sebep olur. Bu yüzden polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmez, bağlantı zayıflar ve adeziv tabakanın permabilitesi artar. İlave hidrofobik resin uygulamasıyla bu olumsuzluklar giderilmektedir (175) . İlave hidrofobik resin uygulaması ile adeziv tabakaya çözünmemiş hidrofobik monomer ilave edilir. Bu sayede adeziv tabakadaki hidrofobik monomer yoğunluğu artarken çözücü ve hidrofilik monomer yoğunluğu azalır.

İlave hidroforbik rezin uygulaması, adeziv tabakanın kalınlaşmasını ve daha homojen bir hale gelmesini sağlar. Adeziv tabakanın kalınlığının artması da oksijen inhibisyon tabakasının olumsuz etkilerini azalmaktadır. Adeziv tabaka boyunca oluşabilecek sıvı geçişı ve sıvı hareketi engellenir. Faz ayrılması sebebiyle adeziv tabakada oluşabilecek defektler elimine edilir.

Universal adezivlere ilave hidroforbik rezin uygulaması yapılan araştırmalarda; adeziv mineye etch and rinse modunda dentine ise self-etch modunda uygulandığı zaman bu uygulamanın mikrogerilme bağlanma dayanımını arttırdığı gösterilmiştir (175-177).

2.7. Kompozit Rezinler

Günümüze kadar artan estetik talepleri yerine getirmek amacıyla birçok farklı diş rengine restoratif materyaller diş tedavilerinde kullanılmıştır. Kompozit rezin bu materyaller arasında, en yaygın olarak kullanılanıdır (178). Kompozit kavramı birbiri içinde çözünmeyen ve kimyasal olarak farklı en az iki maddenin karışımı ifade etmektedir (125). Diş hekimliğinde kompozit rezinler 3 ana fazdan oluşmaktadır (organik matriks fazı (polimer matriks), inorganik faz (doldurucu faz) ve ara faz (bağlayıcı faz, silan)) (179).

• Organik Matriks Fazı

Organik matriks fazı yani kompozitin rezin matriksi kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerinin belirlendiği fazdır (180). Organik matriksin yapısı monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, co-monomerler, inhibitörler ve ultraviyole stabilizatörlerinden meydana gelmektedir (181). Organik matriks polimer yapıda olup, monomerlerin bir araya gelip polimer zincirlerini meydana getirmesiyle oluşur. Bis-GMA kompozitlerin yapısında en çok kullanılan çift fonksiyonlu bir monomerdir. Üretan dimetakrilat (UDMA) ise renk değişimine karşı kompozite direnç sağlarken iyi bir adezyon oluşmasına da katkıda bulunur. Organik matriks içeriğine sonradan ilave edilmiştir. Bu monomerlerin viskozitesi çok yüksektir. Visköziteyi azaltmak ve başlatıcıların, inhibitörlerin ve doldurucuların yapıya dahil edilmesi için seyreltici monomerler olan TEG-DMA (triötilen glükol dimetakrilat), EDMA (etilen glükol dimetakrilat), MMA (metilmetakrilat), Bis-EMA-bisfenol A (bisfenol A etoksi dimetakrilat) matriks yapı içerisine eklenmektedir. TEG-DMA viskoziteyi azaltmak amacıyla en çok kullanılan monomerdir (182). TEGDMA, kompozitlerde aşınmaya karşı direnci azaltırken, esnekliğin ve marjinal dayanıklılığın artmasını sağlar (183).

Kompozit dolgu maddesinin istenmeyen şekilde polimerize olmasını önlemek için organik matriks içine fenol türevleri ilave edilmektedir. Hidrokinonlar sıklıkla kullanılan inhibitörlerdir (184).

Polimerizasyon başlatıcıları; monomerin çift bağlarıyla kimyasal veya fiziksel aktivasyon ile reaksiyona giren enerjiden zengin serbest radikallerin ve polimer zincirlerinin oluşmasını sağlar (185, 186). Renklenmeyi engellemek için ise kompozitlerin organik matriksine ultraviyole stabilizatörleri (2-hidroksi-4-metoksibenzofenon) eklenmektedir.

- **İnorganik Faz**

Kompozit rezinlerin ağırlıkça büyük bir kısmı inorganik doldurucu partiküllerden meydana gelmektedir. Organik matrikse ilave edilen inorganik doldurucu partiküller kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin gelişmesinde büyük role sahiptir. Bununla birlikte inorganik doldurucu partiküller termal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltırken, aşınma direnci, radyoopasite, yüzey pürüzlülüğü ve cilalanabilirlik gibi estetik ve uygulama kolaylığı sağlayan özellikleri arttırmaları. Kompozite sağladıkları kıvam sayesinde rezinin uygulanması ve şekillendirilmesi basitleşir (179).

İnorganik faz, matriks içine dağılmış farklı büyüklük ve şekildeki baryum, kuartz, stronsiyum, çinko, yitrium, borosilikat cam, baryum alüminyum silikat ve lityum alüminyum silikat gibi partiküllerden meydana gelir (125). Kompozit rezinlerin aşınmaya dirençli olması ve radyopak radyografik görüntü vermesi amacıyla inorganik doldurucuların yapısına stronsiyum, zirkonyum, baryum, çinko ilave edilmektedir (187). Rezinin mekanik özelliklerini iyileştiren silika partikülleri ise ışığı geçirip yayarak kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non kristalin (silikat cam) olmak üzere formda bulunmaktadır. Kristalin formların sert olması rezin kompozitin bitirme ve polisaj işlemlerini zorlaştırdığından, günümüzde silikanın non kristalin formu kullanılmaktadır (188).

- **Bağlayıcı Ajan (ara faz, silan)**

Kompozit yapısını oluşturan organik ve inorganik matriksin içinde bulunan doldurucu partiküllerin birbirlerine uygun şekilde bağlanması gerekmektedir. Bağlanmayı gerçekleştiren ajan ise silandır. Silanın oluşturduğu bu bağlantının kalitesi kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini direkt etkilemektedir (171). Günümüzde “γ-

metakriloksipropiltrimetoksisilan'' (γ -MPS) kompozit rezinlerde sıklıkla kullanılan bağlayıcı ajandır. Silan, hem silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağ kurup hem de organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar yapmaktadır (125, 189). Silan, organik matriks fazı ve inorganik doldurucu partiküller arasında iyi bir bağlantı meydana getirerek, her iki bileşen arasında stresin dağılımını sağlar. Bu sayede kompozit rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltmaktadır (190).

2.7.1.Kompozit Resin Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin sınıflandırılması; inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğü ve bu partiküllerin ağırlıkça ya da hacimsel olarak yüzdeleri; viskoziteleri veya polimerizasyon yöntemleri göz önünde bulundurularak yapılabilir.

- İnorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelerine göre;
 - Megafil, Makrofil, Midifil, Minifil, Mikrofil, Hibrit, Nanofil kompozitler.
- Viskozitelerine göre;
 - Kondanse olabilen kompozitler (Condansable, Packable)
 - Akışkan kompozit rezinler (Flowable)
- Polimerizasyon yöntemlerine göre;
 - Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler (Chemical-cure, Self-cure)
 - Işık ile polimerize olan kompozitler (Light-cure)
 - Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen kompozitler (Dual-cure)

Kompozit rezinlerde partikül boyutları arttıkça materyalin direnci artarken, materyalin cilalanması ve yüzey pürüzsüzlüğünün korunması zorlaşmaktadır. Zamanla kavite türü, şekli, boyutu, uygulanan bölge, estetik beklentiler gibi farklı kriterlere bağlı olarak restoratif materyal çeşitliliği meydana gelmiştir. Güncel sınıflandırmayla kompozit rezinler aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir;

1. Nanokompozitler
2. Akışkan kompozit rezinler
3. Ormoserler
4. Self-adeziv kompozit rezinler
5. Siloran bazlı kompozit rezinler
6. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler
7. Bulk-fill kompozitler
8. İyon salabilen kompozit rezinler
9. Antibakteriyel kompozit rezinler

- **İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması**

Lutz ve Phillips'in günümüzde halen geçerli olan sınıflandırmasında inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınmıştır (136).

Tablo 1. Kompozitlerin inorganik partikül büyüklüğü

Kompozit Rezinler	İnorganik Partikül Büyüklüğü(μm)
Geleneksel kompozitler	0.1-100
Mikrofil kompozitler	0,01-0,1
Hibrit kompozitler	0.04-1

Bayne ve ark., 1994 yılında nanofil ve megafil kompozitleri de ekleyerek Lutz ve Phillips'in yaptığı sınıflamayı genişletmişlerdir (191).

Tablo 2. Kompozitlerin inorganik partikül büyüklüğü

Kompozit Rezinler	İnorganik Partikül Büyüklüğü(μm)
Megafil kompozitler	50-100
Makrofil kompozitler	10-100
Midifil kompozitler	1-10
Minifil kompozitler	0,1-1
Mikrofil kompozitler	0,01-0,1
Nanofil kompozitler	0,005-0,01

- **Megafil Kompozitler**

Megafil kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikülleri 50-100 μm büyüklüğündedir (187). Çoğunlukla doldurucu içerikleri cam veya silikadan oluşmaktadır. Klinik olarak okluzal stress bölgesinde ya da aşınan alanlarda kullanımları önerilmektedir (192).

- **Makrofil kompozit rezinler**

Bu kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikülleri 10-100 µm büyüklüğündedir. Makrofil kompozitlerde doldurucular kompozit rezin ağırlığının %70- 80'ini oluşturken hacminin ise %60-70'ini meydana getirmektedir. Ağır metal partikülleri veya kuartz inorganik doldurucu içeriğini oluşturmaktadır. Partiküllerin sert ve büyük olması nedeniyle organik matriks inorganik partiküllere göre daha hızlı aşınmaktadır. Bu olay ise yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmeye yol açarak ön diş restorasyonlarında estetiği negatif yönde etkilemektedir. Aşınmaya karşı dirençlerinin düşük olması sebebiyle de arka diş gruplarında kullanılmaları önerilmemektedir. Bu olumsuz özellikleri klinik uygulamalarını diğer dolduruculu kompozit rezin gruplarına göre azaltmaktadır (193-195).

- **Midifil Kompozitler**

Midifil kompozitler inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 1-10 µm arasında olan kompozit rezinlerdir. İnorganik doldurucu tipi makrofil kompozitlerin de içeriğinde yer alan kuartzdır (136). Makrofil kompozitlere oranla polisajlanabilme özellikleri daha iyidir. Makrofil ve midifil kompozitler geleneksel veya büyük partiküllü kompozitler (conventional veya traditional) olarak da isimlendirilmektedir.

- **Minifil Kompozitler**

Small partiküllü kompozit rezinler olarak da isimlendirilmektedir. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm arasındadır. Kompozit rezinin ağırlıkça yüzde %75-85'i inorganik dolduruculu partiküllerden meydana gelmektedir. Doldurucu olarak stronsiyum ve baryum gibi ağır metaller içeren cam partikülleri bulunmaktadır. Partikül boyutu küçük olduğu için cila prosedürleri sonrasında daha düzgün bir yüzey elde edilmektedir (136).

- **Mikrofil Kompozitler**

Bu kompozitlerin inorganik partikül büyüklüğü 0.01-0.1 µm arasındadır. Mikrofil kompozitler inorganik doldurucu olarak 0.04 µm büyüklüğünde koloidal silika partikülleri içermektedir. Kompozit rezinin ağırlıkça yüzde %35-60'ı inorganik doldurucu partiküllerden meydana gelmektedir. Mikrofil kompozit rezinler ile yapılan restorasyonlarda makrofil kompozitler ile yapılan restorasyonlara göre bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir. Mikrofil kompozitler bu sayede ön dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler. Bu kompozitler polisable composites veya fine finishing composites diye de isimlendirilmektedirler

(136, 194). Doldurucu partikül oranının azalıp, organik matriks oranının artmasıyla mikrofil kompozitlerin su emilimi artmış, ısıl genleşme katsayısı yükselmiş ve elastisite modülü azalmıştır. Fakat, doldurucu partiküllerinin ışığı kırma indeksi minenin ışığı kırma indeksine yakındır ve bu sayede restorasyonların daha estetik bir görünüm kazanmalarını sağlarlar (193, 195, 196).

- **Nanofil Kompozitler**

Nanoteknolojinin son yıllarda diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasıyla sadece nanopartiküllerden oluşan “nanofil kompozitler” geliştirilmiştir. İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü 0,005-0,01 μm (2-20 nm) arasındadır. Kompozit rezinin ağırlığının %80-90’nı inorganik doldurucu partiküllerden meydana gelmektedir. Nanofil kompozit rezin içeriğinde yaklaşık olarak 25 nm boyutunda kümeleşmemiş nano partiküller yer almaktadır. (179, 197). Kompozit rezin nano boyuttaki doldurucu partiküller ile beraber, mikrodoldurucu veya prepolimerize doldurucu partikül de içeriyor ise nanohibrit kompozit rezinler olarak isimlendirilmektedir (198).

Kompozit rezin içeriğinde bulunan nanopartiküllerin küçük ve küresel şekilde olması; mekanik kuvvetlerin, keskin açıları bulunan düzensiz şekilli partiküllerden daha iyi bir şekilde dağıtılmasını sağlamaktadır. Aynı zamanda doldurucu içeriği sayesinde partiküller arası mesafe azalmaktadır. Bu da kompozit rezinin aşınmaya karşı direncini artırır, polimerizasyon büzülmesinin azaltır, mekanik ve yüzey özellikleri daha iyi hale gelmesini sağlar (199). Nanofil kompozitlerin partikül hacimlerinin küçük olması restorasyonun iyi polisajlanabilmesini sağlar. Nano doldurucu partiküllerin boyutlarının görünür ışığın dalga boynundan çok daha küçük olması ve ışığı kırma indekslerinin mine dokusuna yakın olması, mine dokusuna benzer bir estetik görünüm ve optik özellik sağladığından dolayı bu kompozit rezinler daha çok anterior restorasyonlarda kullanılırlar. Kompozit materyal seçiminde bu özellikleri sebebiyle nano dolduruculu kompozitler ön plana çıkmaktadır (200).

2.8. Yaşlandırma Yöntemleri

Dişler ve tedavi amaçlı kullanılan materyaller ağız ortamında ısı değişimlerine, pH değişikliklerine ve mekanik streslere maruz kalmaktadırlar. Ağız ortamındaki mekanik kuvvetler, sıcaklık değişimleri, asit ve enzimlerin meydana getirdiği kimyasal ataklar bir süre sonra diş ile restorasyon ara yüzünde önemli sorunların oluşmasına sebep olmaktadır. Kompozit restorasyonlardaki marjinal bütünlüğün bozulması klinik olarak

karşılaşılan ciddi problemlerden biridir. Restorasyonların ömrünü azaltan temel nedeni oluşturmaktadır (201).

Restoratif materyallerin performanslarının değerlendirildiği in vitro araştırmalarda restorasyonların maruz kaldığı streslerin de göz ardı edilmemesi gerekmektedir. Bu stresleri simüle etmek için farklı yöntemler bulunmaktadır. Termal siklus, mekanik yükleme ve suda bekletme bu amaçla kullanılan yöntemlerdir (195).

2.8.1. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Termal siklus yöntemi en çok kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Termal siklus ağız içerisindeki ısı değişimlerini simüle etmek amacıyla diş ve restorasyona in vitro koşullarda uygulanmaktadır (202). Termal siklus ile meydana gelen yapay yaşlandırma iki şekilde etkisini göstermektedir. Birincisi, yaşlandırmada kullanılan sıcak suyun ara yüz bileşenlerinin hidrolizisini takiben su alımını ve yeterli polimerize olmayan rezin oligomerlerinin açığa çıkmasını hızlandırabilmesidir. İkincisi ise kullanılan restoratif materyallerin dişe oranla daha yüksek termal büzülme ve genleşme katsayısına sahip olmasından dolayı diş ile restoratif materyal arasında yinelenen büzülme ve genleşme streslerinin meydana gelmesidir. Bu stresler diş ile restorasyon ara yüzünde bozunmaya ve ağız sıvılarının geçişine sebep olarak kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini zayıflatmaktadır (203). ISO TR 11450 standartlarına göre 5 ve 55 °C suda 500 siklus uygulanması uygun bir yaşlandırma yöntemidir. Gale ve Darvell 10000 siklusun in vivo olarak yaklaşık on iki aylık fonksiyona karşılık geldiğini, ISO standartlarının tavsiye ettiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanmanın simüle edilebilmesi için çok kısa bir süre olduğunu belirtmişlerdir (203, 204).

2.9. Bağlanma Dayanımı Testleri

Dental adeziv sistemlerin her geçen gün gelişmesiyle diş hekimlerine yeni ürünler tanıtılmaktadır. Üretici firmalarına göre geliştirilen yeni adeziv sistemler önceki sistemlere göre daha iyi bir bağlanma dayanımı göstermektedir (205). Klinik çalışmalar, adeziv sistemlerin etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılan en uygun yöntemdir (206). Klinik takiplerin uzun sürmesi, zaman alması ve standardizasyonunun sağlanamaması gibi nedenlerle laboratuvar testleri daha çok kullanılmaktadır (207). Bağlanma dayanımı (bond strength) testleri bu testlerden en sık uygulananıdır (208).

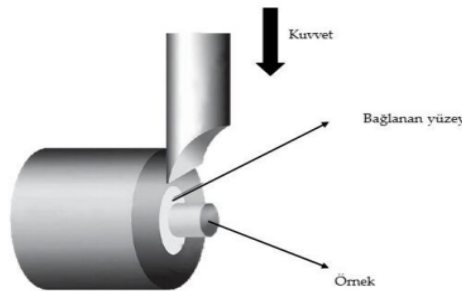
Makaslama (shear), mikro makaslama (microshear), gerilme (tensile) ve mikro gerilme (microtensile) testleri bağlanma dayanımı testi olarak kullanılmaktadır

(209).Optimum bir bağlanma dayanım testinin teknik hassasiyetinin minumum olması, uygulanişının kolay ve hızlı olması gerekmektedir.

In vitro testler, çok sayıda deneysel grubun tek bir araştırmada test edilebilir olması, veri elde etmenin hızlı olması, test prosedürünün nispeten kolay olması, yeni deneysel materyalin ya da yeni bir tekniğin daha öncekiler ile karşılaştırılabilmesi gibi avantajlara sahiptir (210).

2.9.1. Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Shear Bond Strenght Test)

Makaslama bağlanma dayanımı testi örnek hazırlığının basit olması ve ağız içindeki yük dağılımını iyi bir şekilde taklit etmesi sebebiyle çalışmalarda en sık kullanılan in vitro test yöntemidir (211). Bu test yönteminde diş ile restoratif materyalin bağlandığı ara yüzeye paralel yönde sabit artışlarla yükselen bir kuvvet uygulanması ile bağlanmanın kırılması gerçekleşir (212). Makaslama testlerinde kopma kuvveti, test için hazırlanmış örnek yüzeyine paralel şekilde uygulanmalıdır. Makaslama bağlanma dayanımı testinde kullanılacak cihaz, örneğin sabitlenebilmesi için sert bir blok ve buna bağlı 0,5 mm' lik künt bir ayırıcı uca sahip olmalıdır (213). Kuvvet uygulandığında oluşacak dönme hareketinin engellenmesi amacıyla ayırıcı ucun, diş-adeziv bağlanma yüzey alanına en yakın noktadan temas etmesi gerekmektedir. Shear testleri, çekme testerine göre ağız ortamında farklı yöndeki kuvvetleri daha başarılı simüle etmektedir (40).



Şekil 2. 5. Makaslama bağlanma dayanımı testinin şematik düzeneği

2.10. Bağlanma Dayanım Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Test sonucu incelenen örneklerde oluşan kırık tipi, materyallerin gösterdikleri kütleli dirençten etkilenmektedir. Bağlanma dayanımı testi sonrası kopma yüzeyleri, ışık mikroskobu altında veya görsel olarak incelenerek başarısızlık tipleri belirlenmektedir. Meydana gelme şekillerine bağlı olarak kırık tipleri; adeziv, koheziv ve mixed (karışık) olarak adlandırılmaktadır.

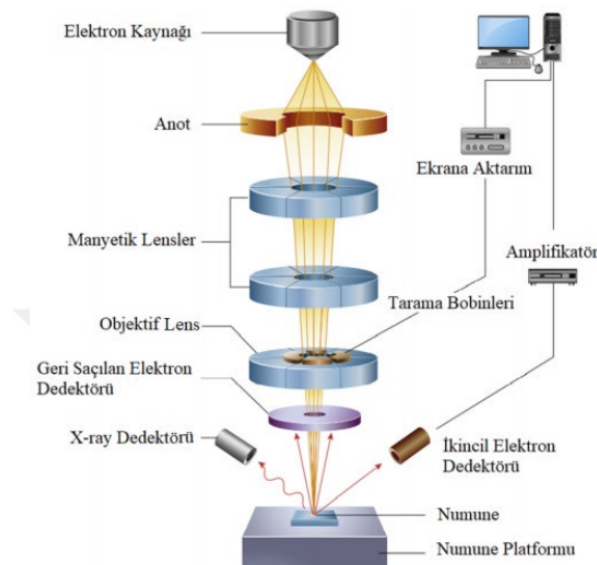
Adeziv kırıklar: İki farklı materyal arasında oluşan kırılmalardır.

Koheziv kırıklar: Materyalin kendi içinde gösterdiği kırılmalardır.

Mixed kırıklar: Adeziv ve koheziv kırık tiplerinin aynı anda görüldüğü kırıklardır (214).

2.11.Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM)

Bağlanma dayanımı testlerinde bağlantı yüzeylerinin incelenmesinde SEM sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (215). Taramalı Elektron Mikroskobunda görüntünün oluşması için örnek üzerine gönderilen elektron demetinin örnekten yansıması ve yansıyan sinyallerinde cihaz tarafından algılanması gerekmektedir. SEM nanometre ve mikrometre boyutunda incelenme yapılmasına olanak sağlamaktadır. Bu yöntemin en önemli avantajlarından biri de çözünürlüğünün yüksek olmasıdır. Bundan dolayı büyük hacimli nesnelerin yapısal incelemeleri yapılabilmekte ve düz yüzeylerin görüntüleri üç boyutlu görüntüye benzer bir şekilde elde edilmektedir (216). Dişler ve dental materyaller iletken olduğundan SEM’ nda incelenecek yüzeylerin elektronları iletecek altın, altın palladyum, platin gibi bir madde ile kaplanması gerekmektedir. Örnekler kaplama işlemi uygulandığından SEM direk yüzey görüntüleme tekniği değildir. SEM analizi yüzeyin yapısal özellikleri hakkında ayrıntılı bilgi verirken, yüzeyin kimyasal yapısı ve adeziv kuvvet hakkında bilgi vermede yetersiz kalmaktadır. SEM, görüntülerin yüksek büyütme ile (50x-10.000x ve üzeri) görselleştirilmesine olanak sağlar (217).



Şekil 2. 6. SEM çalışma prensibi

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda; Fotodinamik Tedavi ve Er: YAG, Nd: YAG, KTP lazer uygulanmış dentin yüzeyine self-cured ve self-etch adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımının araştırılması ve karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çalışmaya Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul'u tarafından 17.11.2021 tarihli ve 2021-11/23 karar no'lu onay alınarak başlanmıştır. Çalışmamızın örnek hazırlama kısmı Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda ve Tokat Gaziosmanpaşa Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı'nda, makaslama bağlanma dayanımı testi Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda, örneklerin yaşlandırma işlemi Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, SEM görüntülerinin analizi Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji ve Uygulama Merkezi (CÜTAM) SEM laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Çalışmamızda hazırlanan örneklerin sayısı Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'na danışılarak belirlenmiştir. Bu çalışmada $(f)=0,50$, $\alpha=0,05$, $P(1-\beta)=0,80$ alındığında her bir ana grup için 20 örnek alınmasına ve toplam örnek sayısının 120 olmasına karar verilmiş ve testin gücü $p= 0,80978$ bulunmuştur.

Çalışmamızda, sırasıyla insan daimi molar dişlerinin toplanması ve örneklerin hazırlanması, hazırlanan örnek yüzeyine dezenfeksiyon uygulanması, adeziv sistemlerin ve kompozitin uygulanması, örneklerin ısı döngü işlemine tabi tutulması, makaslama bağlanma dayanımı testinin yapılması ve sonuçların istatistiksel analizi gerçekleştirildi.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

Materyal	Üretici Firma	İçerik
Universal Bond	Tokuyama Dental Corp, Tsukuba, Japonya	Fosforik asit monomer (Yeni 3D-SR monomer) MTU-6 HEMA Bis-GEMA TEGDMA Asetony-MPTES Borat Peroksit Aseton, İzopropil alkol, Su
Scotchbond Universal Dentin Adeziv Sistem	3M ESPE, St. Paul MN, ABD	Dimetakrilat rezin, MDP fosfat monomer, Vitrebond, HEMA, doldurucular, kopolimer, silan
Filtek Z550 Nanohibrit Kompozit Resin	3M ESPE, St. Paul MN, ABD	Silanize seramik, silanize silika, BIGMA, UDMA, bisfenol polietilen, glikol dieter dimetakrilat, TEGDMA
Metilen Mavisi	Norateks	%0.1'lik metilen mavisi, distile su

3.2. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışmamızda, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda son 6 ay içerisinde ortodontik ve periodontal nedenlerle çekilmiş 120 adet daimi insan molar dişi kullanılmıştır. Örneklerin standardizasyonu açısından çalışmada kullanılacak olan dişler için çalışmaya dâhil edilme kriterleri belirlendi. Çalışmada kullanılacak dişler kriterlere uygun olarak seçildikten sonra dişlerin üzerinde bulunan doku artıkları ve diş taşlarının uzaklaştırılması amacıyla detertraj ve polisaj işlemleri uygulandı. Çalışmaya dahil edilecek dişler 4°C sıcaklıkta, kurummasının engellenmesi ve dezenfeksiyonunun sağlanması amacıyla %0,1 timol kristalleri içeren distile su solüsyonu içerisinde saklandı.

- **Çalışmaya dahil edilme kriterleri**

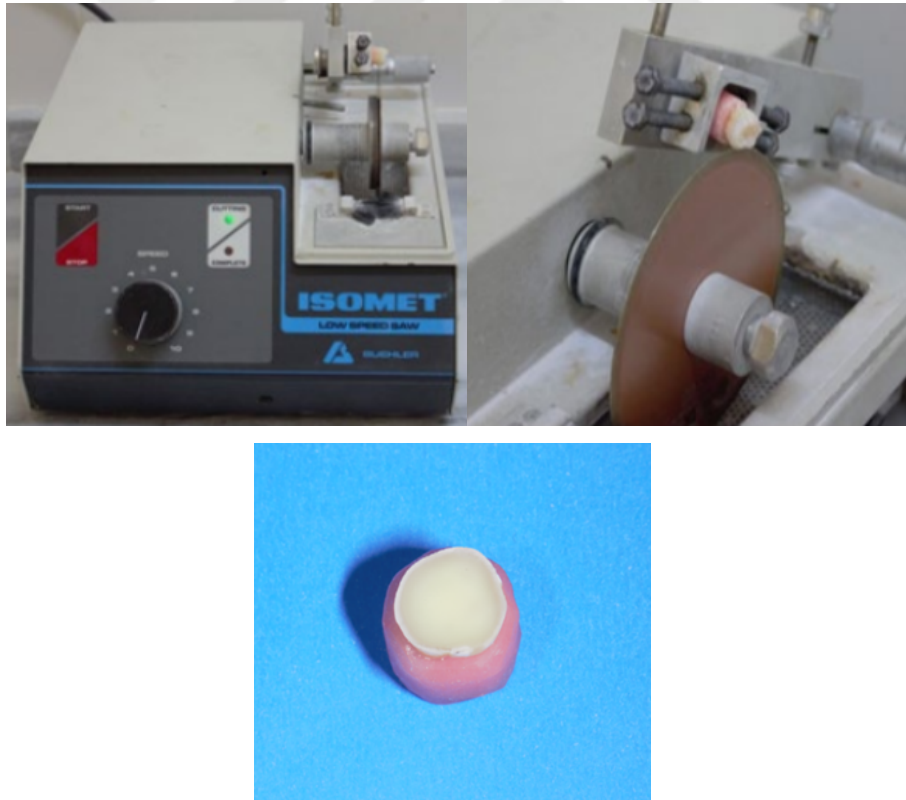
- 1. Azı dişlerin apeksifikasyonunun tamamlanmış olmasına,
- 2. Herhangi bir restorasyonunun bulunmamasına,
- 3. Kron yüzeyinde kırık, derin dentin çürüğü, çatlak olmamasına,
- 4. Periodontal, ortodontik ve cerrahi sebepler ile çekilmiş, büyük azı dişleri

Çalışmaya dahil edilen dişler uzun eksenleri yere dik olacak ve kron kısımları dışarıda kalacak şekilde servikal hat seviyesine kadar akrilik rezin (İntegra Soğuk Tamir Akriliği, Bdg, Türkiye) (Şekil 3.1.) ile silikon kalıpların içine gömüldü (Şekil 3.2.).



Şekil 3. 1. Soğuk akrilik ve akriliğe gömülü çekilmiş diş örneği

Dişlerin oklüzal yüzeylerinde düz bir dentin yüzeyi elde etmek amacıyla mine-sement birleşimine paralel ve mine-dentin sınırının 1 mm altına gelecek şekilde düşük hızlı kesme cihazı (İsomet 1000, Buehler, ABD) (Şekil 3.2.) ile kesildi. Dentin yüzeyinde standart smear tabakası elde etmek için 600-800-1200 gritlik silikon karbit zımpara kağıtlar kullanılarak dişler zımparalandı.



Şekil 3. 2. İso met cihazı ve hazırlanan diş örnekler

3.3.Örneklerin Gruplandırılması

Hazırlanan örnekler, yüzey dezenfeksiyon yöntemlerine göre her grupta 20 diş olacak şekilde rastgele 6 gruba ayrıldı (N=20) (Tablo 5). Toplam örnek sayısı 120'dir

Tablo 4. Örneklerin dezenfeksiyon yöntemlerine göre gruplandırılması

Gruplar	Dezenfeksiyon Yöntemleri
Grup 1	Kontrol
Grup 2	Er: YAG Lazer ile Dezenfeksiyon
Grup 3	Nd: YAG Lazer ile Dezenfeksiyon
Grup 4	KTP Lazer ile Dezenfeksiyon
Grup 5	KTP Lazer aktivasyonlu Fotodinamik tedavi
Grup 6	Diyot Lazer aktivasyonlu Fotodinamik tedavi

- **Grup 1: Kontrol grubu:** Bu gruptaki örneklere herhangi bir dezenfeksiyon işlemi uygulanmamıştır.
- **Grup 2: Er: YAG Lazer ile dezenfeksiyon:** Kavite dezenfeksiyonu amacıyla 2940 dalga boyunda Er: YAG lazer kullanıldı. Lazerin kullanım parametresi; frekansı 15 Hz, enerji yoğunluğu 100 mJ ve toplam 1,5 Watt gücünde olacak şekilde belirlendi. Bu lazer focus modunda su ve hava soğutması altında diş yüzeyine 1 mm mesafeden 30 sn uygulandı.



Şekil 3. 3. Er:YAG Lazer cihazı ve Er:YAG lazer ile dezenfeksiyon işlemi

- **Grup 3: Nd: YAG Lazer ile dezenfeksiyon:** Kavite dezenfeksiyon amacıyla 1064 dalga boyunda Nd:YAG lazer kullanıldı. Lazerin kullanım parametresi; frekansı 15 Hz, enerji yoğunluğu 100 mJ ve toplam 1,5 Watt gücünde tekrarlı

atım dalga (PW) modunda kullanılmıştır. 300 μ m kalınlığındaki fiber optik uç yardımıyla, diş yüzeyine 1 mm mesafeden sirküler tarzda 30 sn uygulandı.



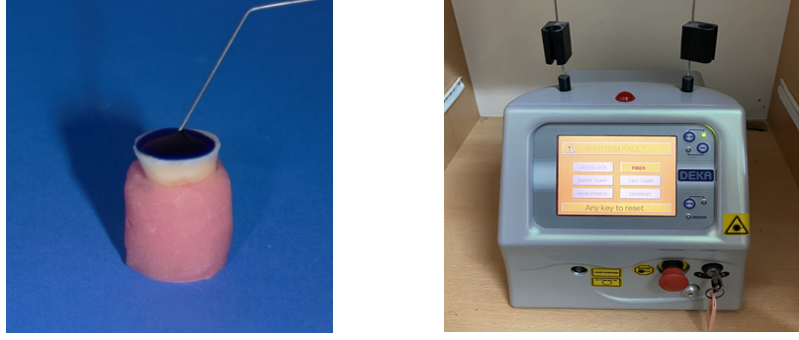
Şekil 3. 4. Nd: YAG Lazer cihazı

- **Grup 4: KTP Lazer ile dezenfeksiyon:** Kavite dezenfeksiyonu amacıyla 532 nm dalga boyunda KTP Lazer kullanıldı. KTP lazer 1,5W gücünde tekrarlı atım dalga (PW) modunda kullanılmıştır. 300 μ m kalınlığındaki fiber optik uç yardımıyla, diş yüzeyine 1 mm mesafeden sirküler tarzda 30 sn uygulandı.



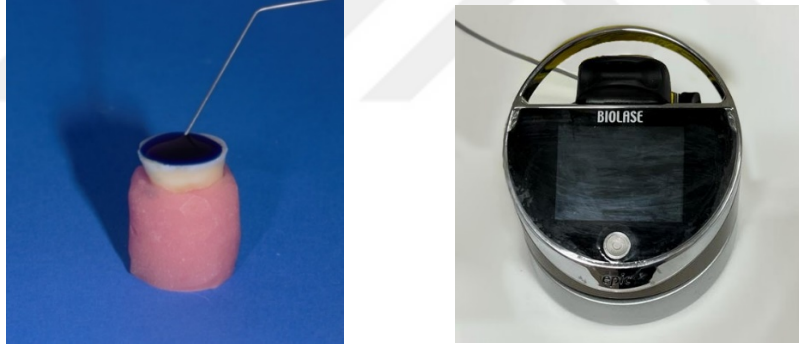
Şekil 3. 5. KTP Lazer cihazı

- **Grup 5: KTP Lazer aktivasyonlu Fotodinamik tedavi:** %0,1'lik metilen mavisi (Norateks) diş yüzeyine uygulandı ve 5 dk boyunca karanlık ortamda bekletildi. 532 nm dalga boyundaki KTP lazer 1,5W gücünde tekrarlı atım dalga (PW) modunda kullanılmıştır. 300 μ m kalınlığındaki fiber optik uç yardımıyla, 1 mm uzaklıktan sirküler tarzda 30 sn uygulandı. Daha sonra distile su ile yıkanan diş yüzeyleri steril pamuk peletler yardımı ile kurutuldu.



Şekil 3. 6. Örneğe metilen mavisi uygulanması ve KTP lazer cihazı

- **Grup 6: Diyot Lazer aktivasyonlu Fotodinamik tedavi:** % 0,1'lik metilen mavisi (Norateks) diş yüzeyine uygulandı ve 5 dk boyunca karanlık ortamda bekletildi. 810 nm dalga boyundaki Diyot lazer (BİOLASE) 1.5 W güçte tekrarlı atım dalga (PW) modunda kullanılmıştır. 400 µm kalınlığındaki fiber optik uç yardımıyla, 1 mm uzaklıktan sirküler tarzda 30 sn uygulandı. Daha sonra distile su ile yıkanan diş yüzeyleri steril pamuk peletler yardımı ile kurutuldu.



Şekil 3. 7. Örneğe metilen mavisi uygulanması ve Diyot lazer cihazı

Kontrol grubu ve dezenfeksiyon işlemleri uygulanmış diş örnekleri her biri kendi içinde adeziv sistemlere göre rastgele 2 ye ayrılarak adeziv sistem uygulamasına geçildi (n=10).

Tablo 5. Dezenfeksiyon işlemi uygulanan örneklerin alt gruba ayrılması

Alt Gruplar	Adeziv Sistemler
Alt Grup 1	Self-cured adeziv sistem
Alt Grup 2	Self-etch adeziv sistem

- **Alt Grup 1; Self -cured adeziv sistem:** Self-cured iki bileşenli bir adeziv sistem kullanıldı. Adeziv A ve B bileşenlerinin her birinden birer damla şeklinde temiz bir karıştırma godesinin içine konuldu. Bu solvent tek kullanımlık aplikatörle karıştırılarak diş yüzeyine hemen uygulandı. Önce zayıf bir havayla bonding ajanın dalgalanması geçene kadar kurutuldu. Daha sonra yine hafif ama öncekine göre güçlü bir havayla kurutuldu. Herhangi bir ışıkla polimerizasyon işlemi uygulanmadı.



Şekil 3. 8. Universal bond

- **Alt Grup 2; Self -etch adeziv sistem:** Self-etch adeziv sistemin kullanıldı. Adeziv tek kullanımlık gode içine damlatıldıktan sonra tek kullanımlık aplikatörle dişlerin yüzeyine uygulanıp, hava ile kurutuladı. Daha sonra 10 sn LED ışık cihazı (Valo) ile polimerize edildi.



Şekil 3. 9. Scotchbond Universal ve Valo Cordless ışık cihazı

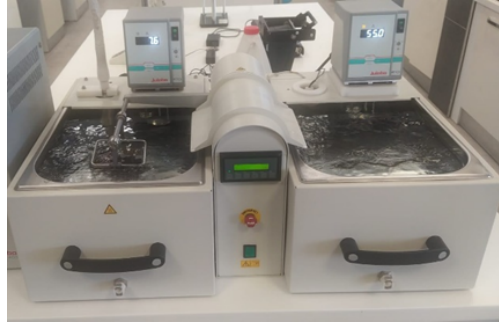
Hazırlanan örneklerin adeziv uygulama aşaması tamamlandıktan sonra, örneklerin üzerine standardizasyonu sağlamak amacı ile 3 mm çapında 2 mm yüksekliğinde şeffaf kalıplar yardımıyla nanohibrit universal kompozit rezin uygulaması (Filtek Z550) yapıp, 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi.



Şekil 3. 10. Filtek Z550 Nanohibrit kompozit ve kompozitin uygulanması

3.4.Termal Siklus Uygulaması

Hazırlanan tüm deney ve kontrol grubu örnekleri 24 saat boyunca 37 °C distile suda bekletildi. Örneklere daha sonra termal siklus cihazında (Gökçeler Makine Tic. Ve San. Ltd. Şti. Sivas/Türkiye) 5°C ve 55°C sıcaklıklara sahip su dolu tanklarda 30 ar saniye bekletme ve 5 er saniye geçiş süresi olacak şekilde 5000 kez ısıl döngü ile yaşlandırma işlemi uygulandı.



Şekil 3. 11. Termal siklus cihazı

3.5.Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama bağlanma dayanımı testi, universal test cihazı LF Plus (LLOYD Instruments, Ametek Inc. England) kullanılarak gerçekleştirildi. Testte kullanılacak hareketli kırma aparatı, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtilen şekilde 1 mm kalınlığında ve küt olacak şekilde tornada hazırlatıldı. Kırma aparatı, örneklerdeki

materyal-dentin arayüzeyi ile 90°'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi ve örnekler 1 mm/dk hızda makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu.



Şekil 3. 12. Universal test cihazı ve makaslama bağlanma dayanımı testi

Universal test cihazının üzerindeki dijital göstergeden alınan ve yazıcı aracılığıyla kaydedilen değerler, Newton (N) ve Megapascal (MPa) cinsindendir. Cihaz yardımıyla birim alana düşen yük miktarı (N değerleri), otomatik olarak yüzey alanına bölünerek MPa cinsinden kaydedildi.

3.6.Kırılma Tiplerinin İncelenmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testinden sonra stereomikroskop (Zeiss Stemi DV4 Stereomikroskop / Almanya) kullanılarak tüm numunelerin kırık yüzeylerinin mikromorfolojisi incelendi.

Kırılma tiplerinin belirlenmesinde:

- Adeziv kırık (hem dentin hem de kompozit rezini içerisine alan kırık),
- Koheziv resin kırığı (sadece kompozit rezini içerisine alan kırık),
- Koheziv dentin kırığı (sadece dentindeki kırık),
- Miks kırık (kısmen adeziv ve kısmen koheziv) sınıflaması kullanıldı

Tüm örneklerin stereomikroskop ile incelenmesi sonrasında kırılma yüzeylerini ayrıntılı olarak değerlendirmek için SEM analizleri yapıldı.



Şekil 3. 13. Stereomikroskop cihazı

3.7.İstatistiksel Yöntem

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS 22.0 paket programıyla değerlendirildi. Normal dağılım varsayımlarını yerine getiren değişkenler için Anova testi kullanıldı. İkili karşılaştırmalar post-hoc testleri ile analiz edildi. Ayrıca normallik varsayımını yerine getiren değişkenler için T testi (iki ortalama arasında farkın önemlilik testi) kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen değişkenler için Kruskal ve Wallis Mann-Whitney U testi kullanıldı. $P < 0.05$ anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Çalışmada kullanılan farklı dezenfeksiyon yöntemleri ile kontrol gruplarının adeziv sistemlere göre elde edilen ortalama bağlanma değeri, standart sapmaları ve istatistiksel anlamlılık düzeyleri Tablo 6 ve Tablo 7 de verilmiştir.

Tablo 6. Çalışmada değerlendirilen farklı dezenfeksiyon yöntemleri ile kontrol gruplarının self-cured adeziv sisteme göre ortalama bağlanma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel değerlendirme

	Gruplar	N	Ortalama	Standart Sapma
Self-cured Adeziv	Kontrol	10	7,64 ^a	1,78
	Er: YAG lazer	10	11,39 ^{a,b,c}	1,69
	Nd: YAG lazer	10	6,27 ^{b,d,e}	1,48
	KTP lazer	10	7,17 ^c	1,51
	KTP lazer aktivasyonlu FDT	10	9,61 ^d	2,53
	Diyot lazer aktivasyonlu FDT	10	9,99 ^e	2,31

F=9,809, P=0,000, p <0,05

^{a,b,c,d,e}

Aynı sütunda; aynı üst indis küçük harfler ile gösterilen gruplar arasında fark olan grupları sembolize etmektedir.

Çalışmamızda self-cured adeziv uygulanan gruplara ilişkin makaslama bağlanma değerleri karşılaştırıldığında, gruplar arası farklılık anlamlı bulunmuştur (p<0,05) Self-cured adeziv uygulanan örneklerden Er: YAG lazerle dezenfeksiyon grubu ile kontrol grubu, Nd:YAG lazer ile dezenfeksiyon grubu ve KTP lazer ile dezenfeksiyon grubu; KTP lazer ile dezenfeksiyon grubu ile KTP lazer aktivasyonlu FDT ve Diyet lazer aktivasyonlu FDT arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli iken (p<0,05), diğer tüm gruplar arasındaki farklar önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

Tablo 7. Çalışmada değerlendirilen farklı dezenfeksiyon yöntemleri ile kontrol gruplarının self-etch adeziv sisteme göre ortalama bağlanma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel farkı

	Gruplar	N	Ortalama	Standart Sapma
Self-etch Adeziv	Kontrol	10	12,84 ^{a,b}	2,58.
	Er: YAG lazer	10	13,94 ^{c,d}	2,33
	Nd: YAG lazer	10	7,48 ^{a,c,e,f}	1,04
	KTP lazer	10	8,93 ^{b,d,g,h}	0,91
	KTP lazer aktivasyonlu FDT	10	13,37 ^{e,g}	2,85
	Diyot lazer aktivasyonlu FDT	10	13,75 ^{f,h}	2,58

F=9,809, P=0,000, p<0,05

a,b,c,d,e,f,g,h

Aynı sütunda; aynı üst indis küçük harfler ile gösterilen gruplar arasında fark olan grupları sembolize etmektedir.

Çalışmamızda self-etch adeziv uygulanan gruplara ilişkin makaslama bağlanma değerleri karşılaştırıldığında, self-etch adeziv uygulanan örneklerden KTP lazer ile dezenfeksiyon grubu ile kontrol grubu, Er:YAG lazer ile dezenfeksiyon grubu, KTP lazer aktivasyonlu FDT grubu ve Diyet lazer aktivasyonlu FDT grubu, Nd:YAG lazer ile dezenfeksiyon grubu ile kontrol grubu, Er:YAG lazer ile dezenfeksiyon grubu, KTP lazer aktivasyonlu FDT grubu ve Diyet lazer aktivasyonlu FDT grubu arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p<0,05$), KTP lazer ile dezenfeksiyon grubu ile Nd:YAG lazer ile dezenfeksiyon grubu arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$).

Tablo 8. Çalışmada dezenfeksiyon sonrası uygulan self-cured adeziv ile self-etch adeziv gruplarının ortalama bağlanma değerleri, standart sapmaları ve istatistiksel değerlendirmeleri

Gruplar	Self-cure adeziv		Self-etch adeziv	
	Ortalama	S. sapma	Ortalama	S. sapma
Kontrol	7,64 ^A	1,78	12,84 ^A	2,58
Er: YAG lazer	11,39	1,69	13,94	2,33
Nd: YAG lazer	6,27	1,48	7,48	1,04
KTP lazer	7,17	1,51	8,93	0,91
KTP lazer aktivasyonlu FDT	9,61 ^B	2,53	13,37 ^B	2,85
Diyot lazer aktivasyonlu FDT	9,99 ^C	2,31	13,75 ^C	2,58

F=9,809 P=0,000 p<0,05

A,B,C

Aynı satırda; aynı üst indis büyük harfler ile gösterilen gruplar arasında fark olan grupları sembolize etmektedir.

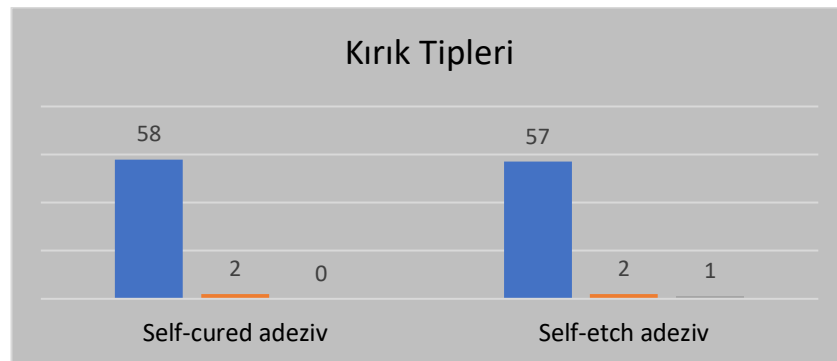
Adeziv sistemler kendi aralarında karşılaştırıldığında; kontrol, KTP lazer aktivasyonlu FDT ve Diyet lazer aktivasyonlu FDT gruplarındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunurken ($p<0,05$), diğer tüm gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$). Self-cured ve self-etch adeziv gruplarında en iyi bağlanma dayanımı değeri Er:YAG lazer ile dezenfeksiyon grubunda görülürken, en düşük bağlanma dayanımı değeri Nd:YAG lazer ile dezenfeksiyon grubunda görülmüştür.

4.1.Kırılma Tipi Bulguları

Çalışmamızda makaslanma bağlanma dayanımı testleri sonrasında 120 adet diş stereomikroskopta incelenerek kompozit restorasyon ve diş dokusu arasındaki kopma şekilleri kaydedildi. Makaslanma bağlanma dayanımını sonrası testi sonrasında elde edilen kopma tiplerinin sayıları tabloda verilmiştir.

Tablo 9. Gruplarda makaslanma bağlanma dayanımı testleri sonrasında oluşan kırılma tipleri

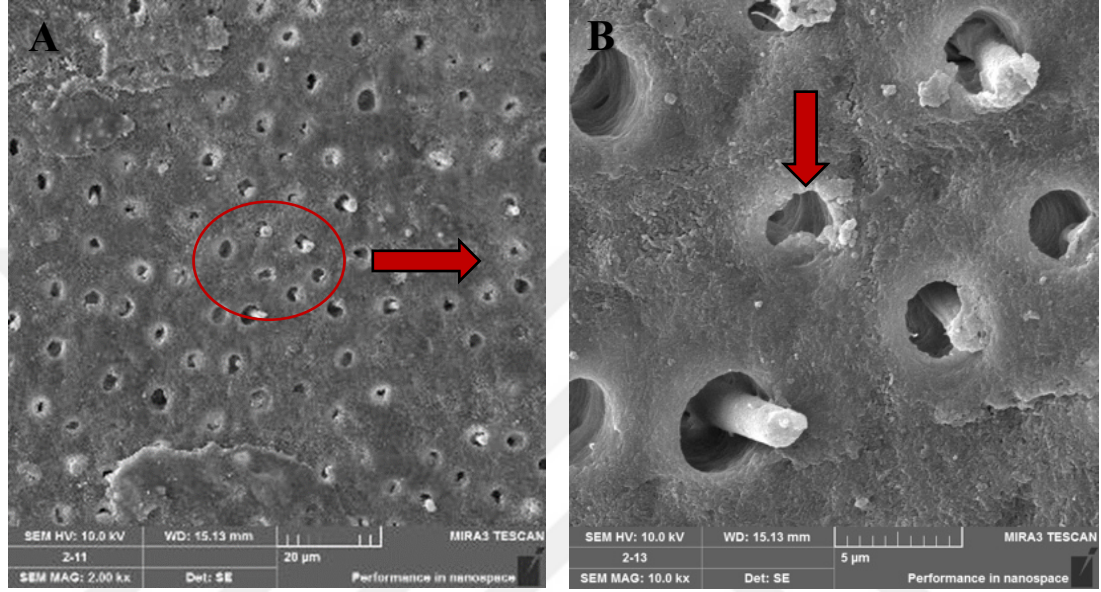
Gruplar	Kırılma Tipleri					
	Self-cured Adeziv			Self-etch Adeziv		
	Adeziv	Koheziv	Mix	Adeziv	Koheziv	Mix
Kontrol	10	0	0	9	0	1
Er: YAG lazer	9	1	0	10	0	0
Nd: YAG lazer	10	0	0	10	0	0
KTP lazer	10	0	0	10	0	0
KTP aktivasyonlu FDT	9	1	0	9	1	0
Diyot aktivasyonlu FDT	10	0	0	9	1	0



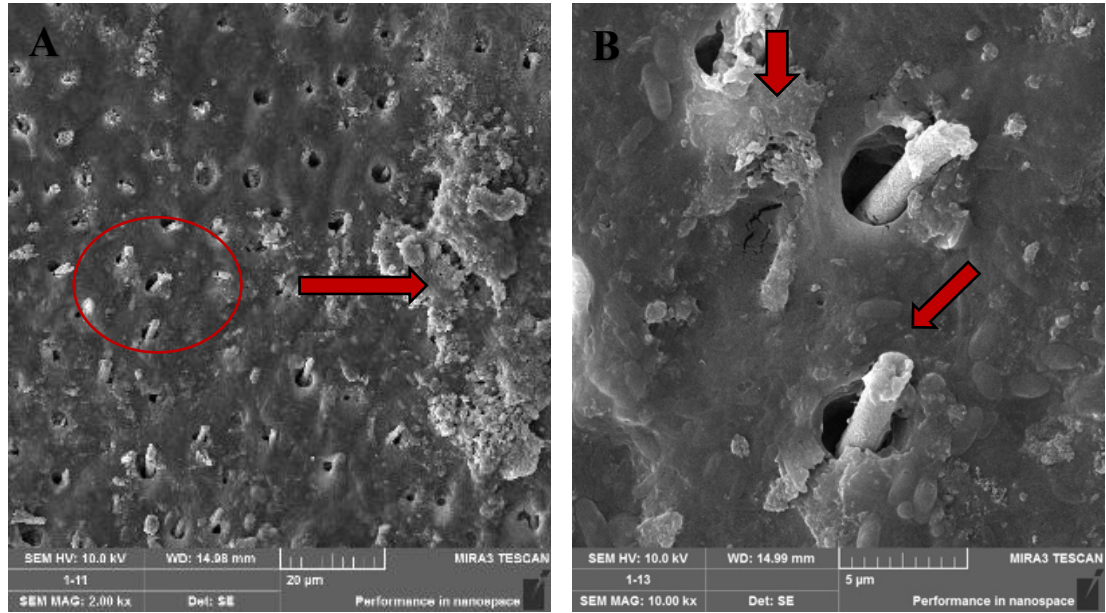
Şekil 4. 1. Self-cured ve Self-etch adeziv gruplarında kırık tiplerinin sayısı

4.2. SEM Analiz Bulguları

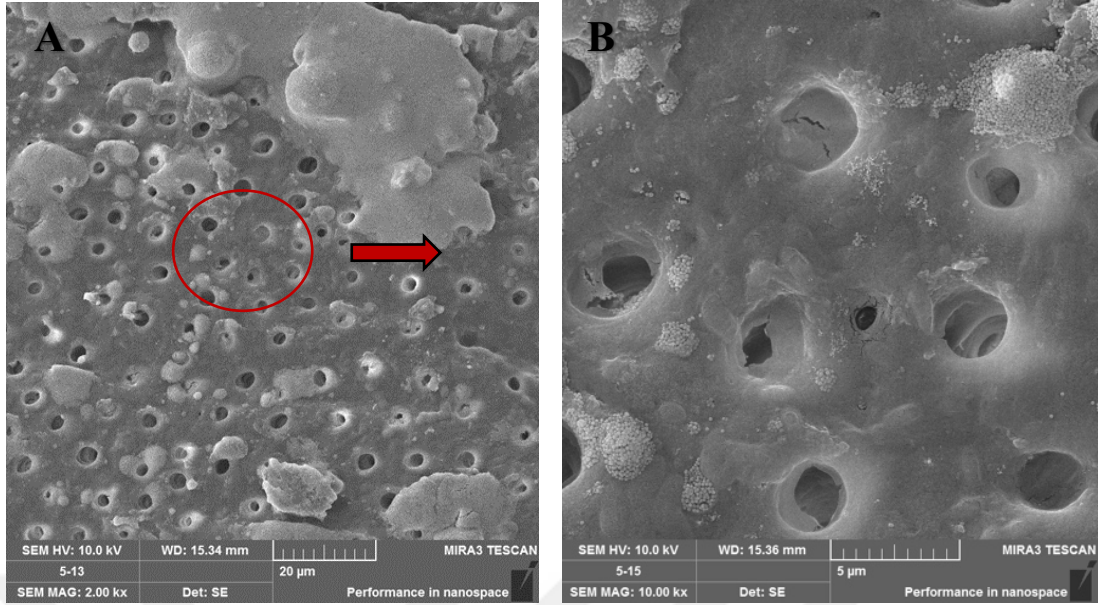
Makaslama bağlanma dayanımı testinin gerçekleştirilmesinin ardından her gruptan rastgele 1 adet örnek seçilmiştir. Kopma yüzeylerinin değerlendirilmesi amacıyla seçilen dişlerden alınan kesitler inceleme yapılabilmesi için altın kaplama cihazında kaplanarak incelemeler yapılmış ve aşağıdaki bulgular elde edilmiştir.



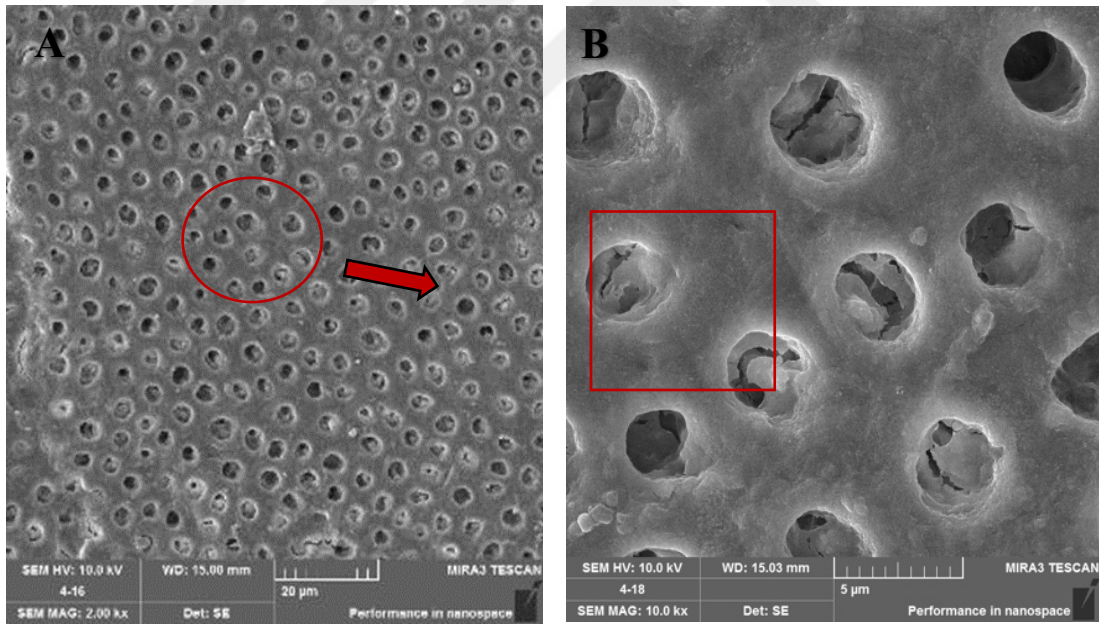
Şekil 4. 2. Self-cured adeziv uygulanan kontrol grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme



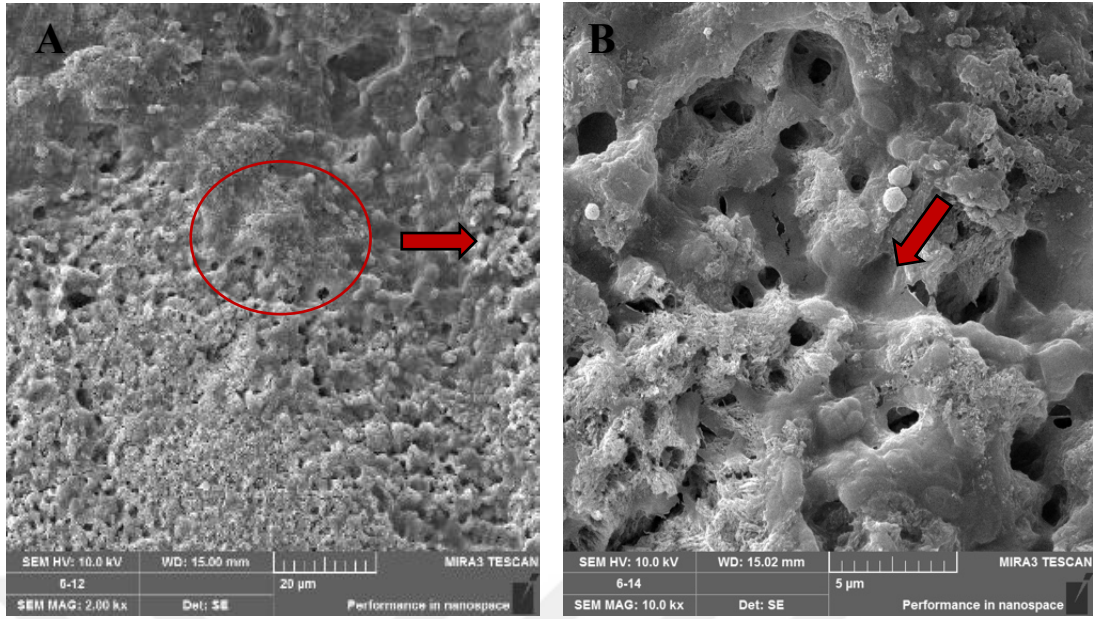
Şekil 4. 3. Self-etch adeziv uygulanan kontrol grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen karma (mix) tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme



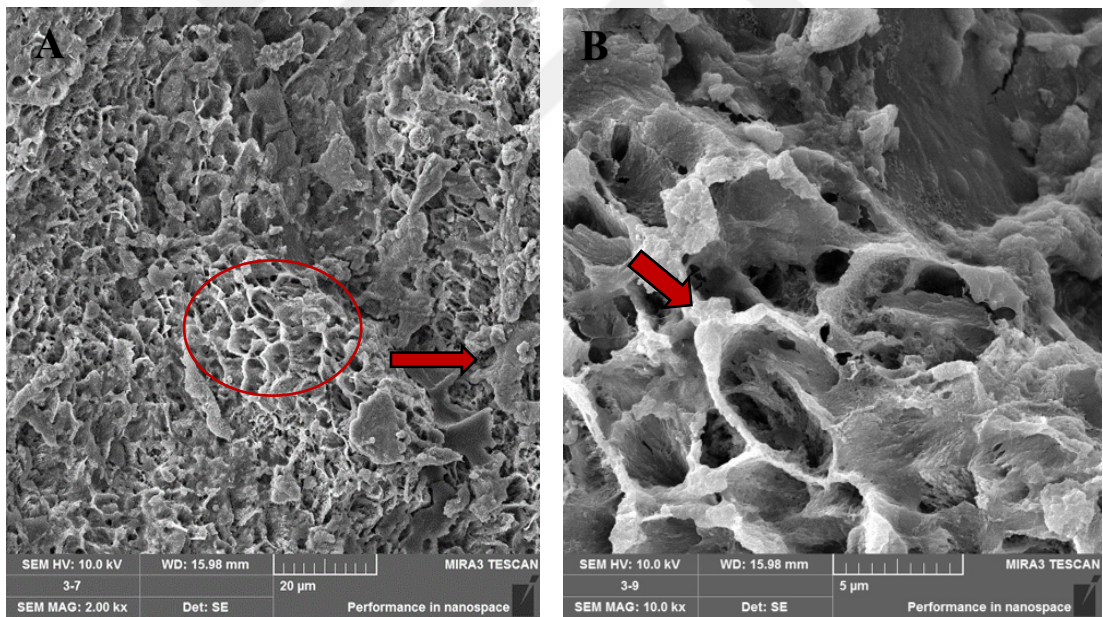
Şekil 4. 4. Self-cured adeziv uygulanan Er:YAG lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme



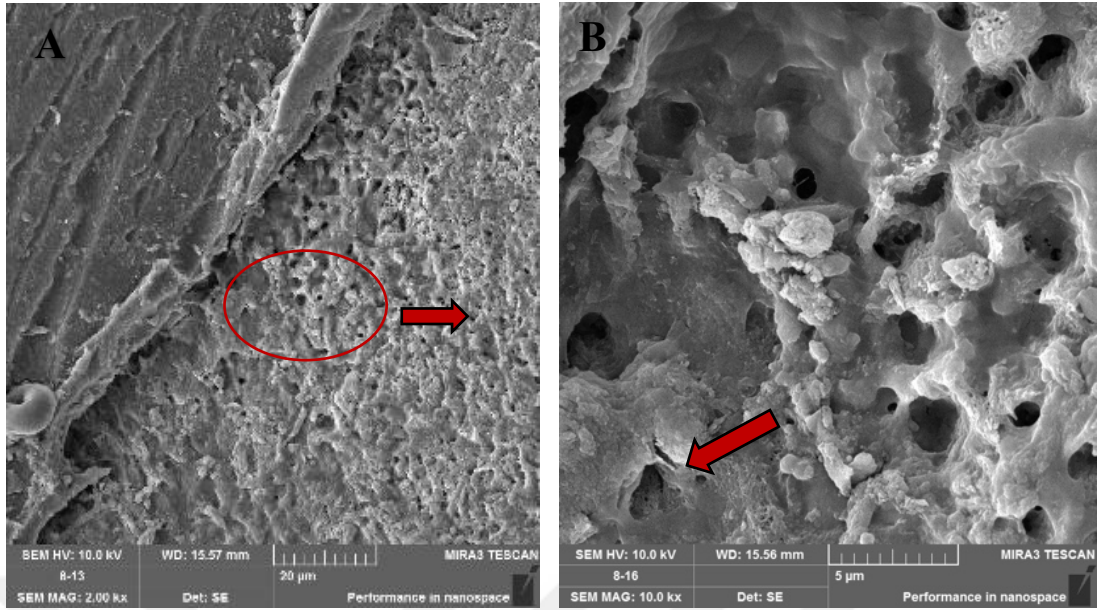
Şekil 4. 5. Self-etch adeziv uygulanan Er:YAG lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görüle adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme



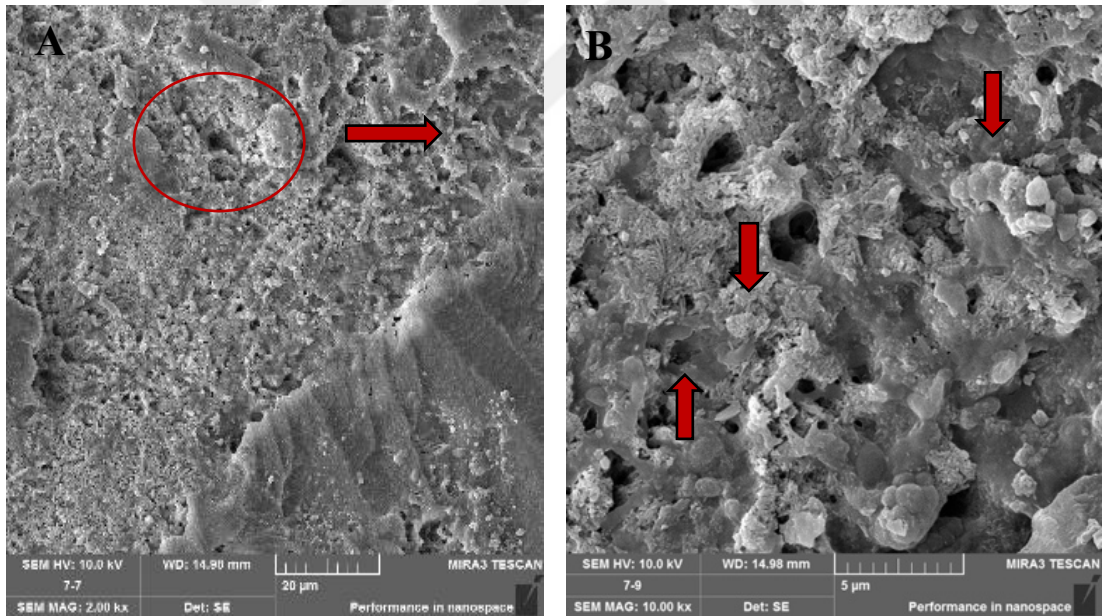
Şekil 4. 6. Self-cured adeziv uygulanan Nd:YAG lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme



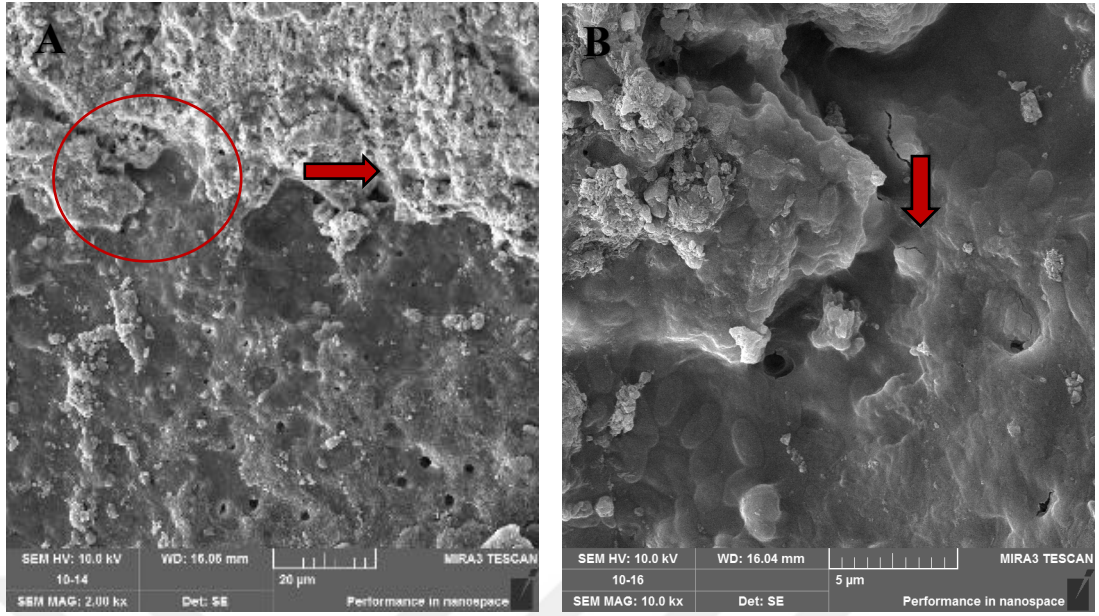
Şekil 4. 7. Self-etch adeziv uygulanan Nd:YAG lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görüle adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme



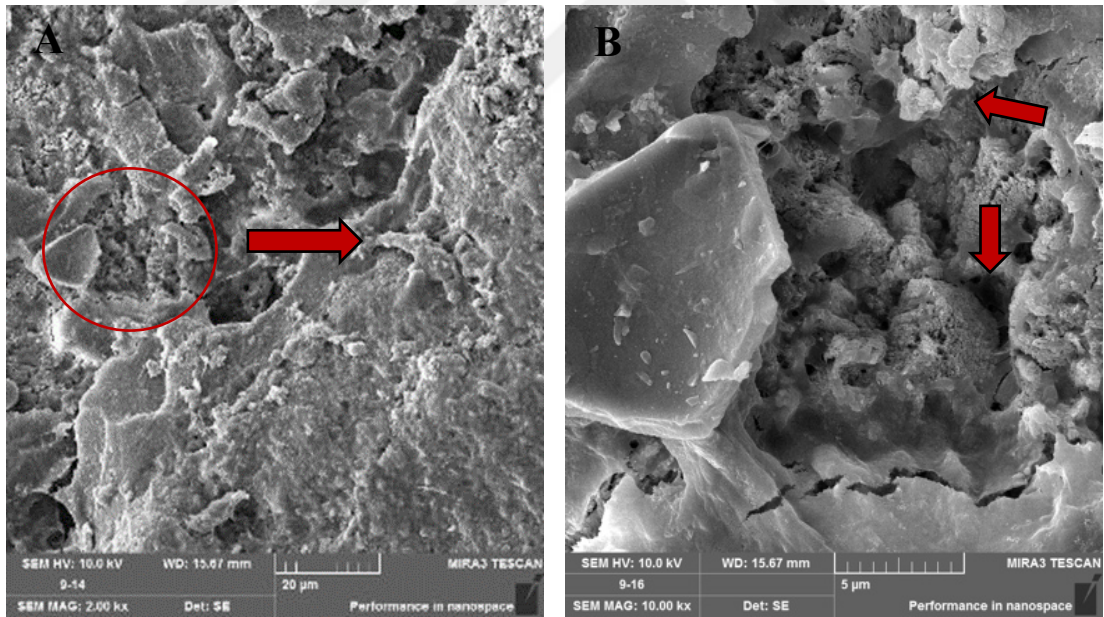
Şekil 4. 8. Self-cured adeziv uygulanan KTP lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme



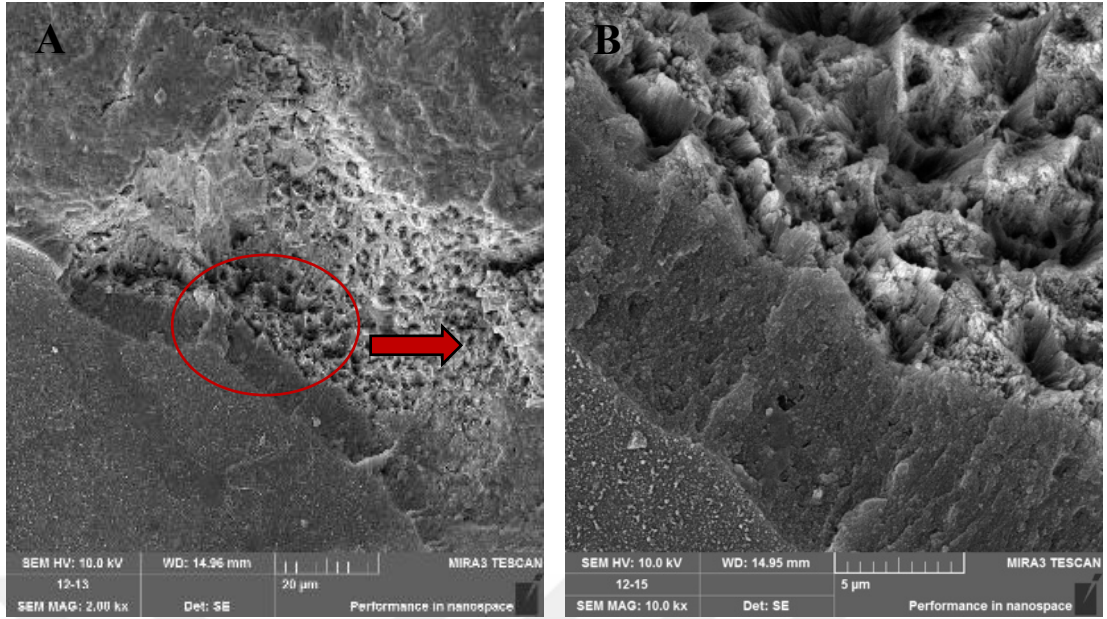
Şekil 4. 9. Self-etch adeziv uygulanan KTP lazer ile dezenfeksiyon grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görüle adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme



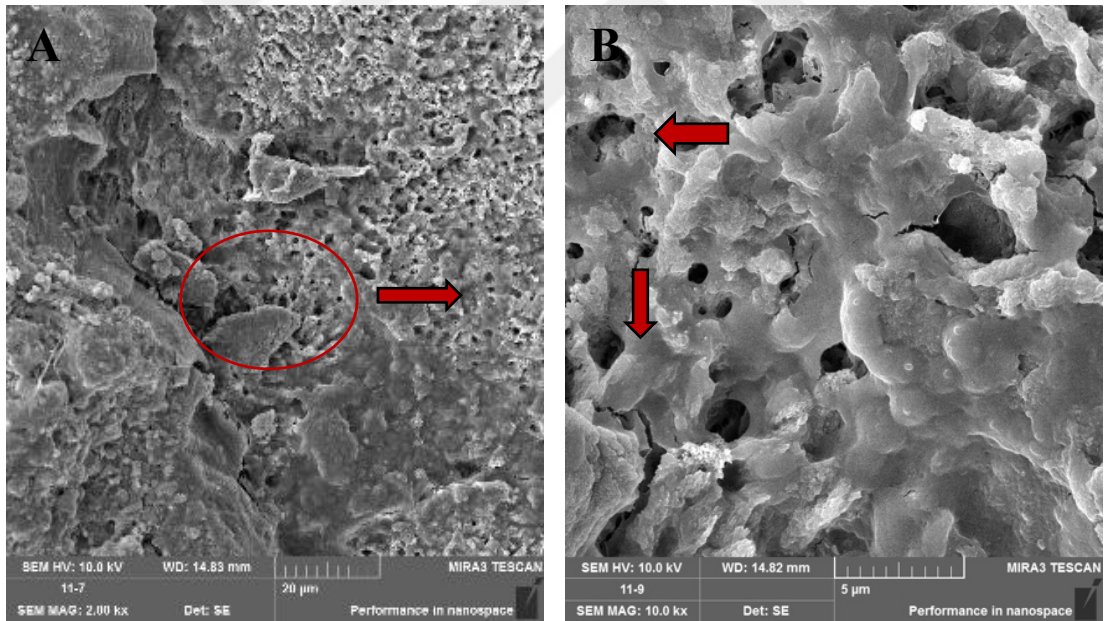
Şekil 4. 10. Self-cured adeziv uygulanan KTP lazer aktivasyonlu FDT grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme



Şekil 4. 11. Self-etch adeziv uygulanan KTP lazer aktivasyonlu FDT grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görüle adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme



Şekil 4. 12. Self-cured adeziv uygulanan Diyet lazer aktivasyonlu FDT grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görülen adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme



Şekil 4. 13. Self-etch adeziv uygulanan Diyet lazer aktivasyonlu FDT grubunda makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası görüle adeziv tip kırılma **A.** 2.000x büyütme, **B.** 10.000x büyütme

Kontrol grubunda, self-etch adezivin SEM görüntüleri incelendiğinde self-cured adeziv grubuna göre daha uzun resin tag oluşumu gözlenmektedir. Self-cured adeziv uygulanan örneklerde intertübüler dentin yüzeyinde adeziv materyalin çoğunlukla yüzeyden koparak girintili çıkıntılı bir yapı oluşturduğu izlenmektedir.

Self-etch adeziv uygulanan örneklerde ise, özellikle intertübüler dentin bölgesinde adezivin doldurucuların yüzeyi yaygın bir şekilde kapladığı görülmektedir (Şekil 4.2, Şekil 4.3).

Er:YAG lazer uygulanan her iki adeziv grubunda da kanal ağzlarının genişlediği ve smear tabakasının tamamen ortadan kaldırıldığı gözlenmektedir. Er:YAG lazer uygulamasının self-etch adeziv grubunda daha çok sayıda dentin kanal ağzını açtığı ve daha derin demineralizasyon yaptığı görülmektedir (Şekil 4.4, Şekil 4.5).

Nd:YAG lazer uygulanan gruplarda, dentin yüzeyinin çok hızlı bir şekilde eriyip donmasına bağlı olarak yüzey morfolojisini değiştirdiği ve dentin kanal ağzlarının büyük oranda tıkalı olduğundan kanal ağzlarına rastlanmadığı görülmüştür. Self-etch adeziv grubunda dentin ile adezivin iç içe geçmiş bal peteği tarzında homojen kopma yüzeylerine rastlanmıştır. Self-cured adeziv grubunda ise yer yer daha derin homojen olmayan kopmalar görülmektedir (Şekil 4.6, Şekil 4.7).

KTP lazer uygulanan gruplarda, dentin yüzeyinin çok hızlı bir şekilde eriyip donmasına bağlı olarak yüzey morfolojisinin değişmesine rağmen yer yer değişime uğramayan dentin tübüllerine rastlanmaktadır. Self-etch adeziv uygulanan gruplarda kopma yüzeyinde tümsek ve çukurlardan oluşan homojen olmayan bir yapıya ve yoğun miktarda inorganik dolduruculara rastlanmaktadır (Şekil 4.8, Şekil 4.9).

KTP lazer aktivasyonlu FDT grublarında, dentin yüzeyinin çok hızlı bir şekilde eriyip donmasına bağlı olarak yüzey morfolojisinin değiştiği, Self-cured adeziv uygulanan gruplarda dentin kanal ağzlarına rastlanmadığı, yüzeyin tamamen adeziv rezin ile kaplı olmasına rağmen, yüzeyde az sayıda inorganik doldurucuya rastlandı. Self-etch adeziv grubunda ise dentin kanal ağzlarına rastlanmadığı, yüzeyin tamamen adeziv rezin ile kaplı olmasına rağmen, yüzeyde çok sayıda inorganik doldurucuya ve topografik olarak girintili çıkıntılı yüzey yapısına rastlandı (Şekil 4.10, Şekil 4.11).

Self-cured adeziv uygulanan Diyet lazer aktivasyonlu FDT grubunda, dentin kanal ağzlarına rastlanmadığı, yüzeyin tamamen adeziv rezin ile kaplı olduğu, yüzey yapısını topografik olarak girintili çıkıntılı olduğu görüldü. Self-etch adeziv uygulanan Diyet lazer aktivasyonlu FDT grubunda ise yer yer dentin kanal ağzına benzer boşluklara rastlandığı, yüzeyin kısmen adeziv rezin ile kaplı olduğu, yüzey yapısını topografik olarak girintili çıkıntılı ve düzensiz olduğu görüldü (Şekil 4.12, Şekil 4.13).

5. TARTIŞMA

Minimal invaziv diş hekimliğinin gelişmesiyle rezin içerikli restoratif materyaller diğer restoratif materyallere göre daha çok tercih edilmeye başlamış ve bu sayede adeziv sistem teknolojisi de önem kazanmıştır (1). Resin içerikli materyallerin diş bağlanması adeziv sistemlerin gelişmesiyle daha başarılı sonuçlar gösterse de hala birtakım başarısızlıklar mevcuttur. Başarısızlık nedenleri olarak preparasyon sonrası kavitede kalan bakteriler, sekonder çürük oluşumu, pulpal enflamasyonlar ve postoperatif hassasiyet gösterilebilir (2).

Restoratif tedavide çürük dokusu uzaklaştırıldıktan sonra, kavitenin sızdırmaz bir şekilde kapatılması hedeflenir. Yapılan restorasyonlar ağız içi ile direkt ilişkide olup, restorasyonun uzun dönem fonksiyon görebilmesi için rezidüel bakterilerin elimine edilmiş olması ve sızdırmaz bir şekilde kapatılmış olması gerekmektedir (3). Kavite preparasyonu sırasında kavitede kalan rezidüel bakteriler, restorasyonun kavite sınırları ağız ortamından sızdırmaz bir şekilde ayrıldığında bile, smear tabakası içinde çoğalabilmektedir (9). Kavite bakteriyal açıdan incelendiğinde, dişlerin sadece küçük bir kısmının steril olduğu gözlemlenmiştir ve rezidüel bakterilerin bir yıldan uzun süre hayatta kalabileceğini belirtilmiştir (36). Rezidüel bakteriler uzaklaştırılarak; dolgunun bağlanacağı pürüzsüz ve temiz bir alan elde edilir. Bu sayede enfeksiyon kontrolü sağlanarak pulpal iritasyon ve sekonder çürük önlenir. Bakterilerin eliminasyonunu sağlamak ve restorasyon ömrünü uzatmak amacıyla kavite dezenfektanlarının kullanımı önerilmektedir (6).

Kavite dezenfeksiyonu amacıyla klorheksidin diglukonat (CHX), sodyumhipoklorit (NaOCl), hidrojen peroksit, potasyum iyodin (10, 61), benzalkonyum klorür (62), alkol (3, 63), lazerler, propolis ve ozon (11, 63) kullanılmıştır. Ayrıca son yıllarda antibiyotiklere karşı direnç gelişmesiyle yeniden gündeme gelen geniş bir antimikrobiyal etkisi bulunan fotodinamik tedavi (FDT) alternatif bir dezekfeksiyon yöntemi olarak kullanılabilmektedir (12, 13).

FDT hedef hücrelerin, mikroorganizmaların veya moleküllerin zararlı olmayan bir fotosensitif madde ile boyanmasının ardından spesifik dalga boyundaki ışık ile aktive edilmesi prensibine dayanır. FDT yöntemi, derin dentin çürüğüne ışığa hassas ajanlar (fenotiyazin türevleri (toludin blue, methylene blue), azure dyes, crystal violet, hematoporphyrin türevleri, aluminum disulfonated phthacyanine, chlorins) kullanılarak uygulanır (118). Bu fotosensitif ajanların tümü Avrupa'da

kullanılmaktadır fakat sadece hemetoporphyrin ve fenotiyazin türevlerinin FDA onayı bulunmaktadır (218). Takasaki ve ark. (219) yaptığı derlemede, çalışmalarda kullanılan fotosensitif ajanlar araştırılmış ve en çok kullanılan fotosensitif ajanların metilen mavisi ve toludin mavisi olduğu saptanmıştır. Çalışmamızda fotosensitizör ajan olarak FDA onaylı olması ve çalışmalarda en sık kullanılan ajan olması sebebiyle metilen mavisi kullanılmıştır.

FDT’de maksimum etki sağlamak için spesifik dalga boyundaki ışık kaynaklarının kullanılması gerekir. Çoğunlukla ışık kaynağı olarak görünür ışık tercih edilir. Görünür ışığın dalga boyu 400 nm ile 700 nm arasındadır (220). FDT’de ışık kaynağı olarak genellikle lazerler kullanılmaktadır. Lazerlerin yanı sıra LED (Light Emitting Diode), tungsten filament, kuartz halojen, xenon ark, fosfor kaplı sodyum lambalar da kullanılmaktadır (221). Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin elektromanyetik spektrumu geniş bir alana dağılmıştır. Geçmişten günümüze FDT’de kullanılanları argon lazer (488-514nm), helyum-neon lazer (633 nm), diyot lazerdir (655-685-810 ve 980nm) (25).

Türkün ve ark. (13) %2 klorheksidin içeren Corsodyl’in ve 0,75 W ve 1 W gücünde uygulanan Er,Cr:YSGG lazerin kavite dezenfeksiyonunda *S. mutans*’a karşı etkinlikleri değerlendirdiği çalışmalarında, tüm gruplar antibakteriyal etki gösterse de en etkili grup 1W gücünde uygulanan Er,Cr:YSGG grubu olduğu belirtilmiştir.

Bergmans ve ark. (222) yaptığı çalışmada Nd:YAG lazerin kök kanal dezenfeksiyonu üzerindeki antibakteriyal etkisi incelenmiş ve Nd:YAG lazer uygulaması sonrası bakterilerin %99,7’lik kısmının etkisiz hale getirildiği belirtilmiştir.

Cheng ve ark. (223) çalışmasında NaOCI kontrol grubu alınarak Nd:YAG, Er:YAG, Er:YAG ile NaOCI kombinasyonu, Er,Cr:YSGG ve FDT (diyot lazer ile aktive edilmiş metilen mavisi)’nin antibakteriyal etkinlikleri test edilmiştir. Çalışmanın sonucunda test edilen tüm lazer türlerinin yeterli antibakteriyal etkinliğe sahip olduğu bildirilmiştir.

Fekrazad ve ark. (224) çalışmalarında antimikrobiyal fotodinamik tedavinin (LED ile aktive edilmiş toludin blue) şiddetli erken çocukluk çağı çürüğü olan çocuklarda tükürük *S. Mutans* sayılarına olan etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmada 3-6 yaş arası 22 çocuktan tedaviden önce, tedaviden 1 saat sonra ve 7 gün sonra tükürük örnekleri toplanmıştır. Tükürükteki *S. mutans* sayısının tedaviden 1 saat sonra önemli

oranda azalmasına rağmen, 7 gün sonra yapılan ölçümlerde *S.mutans* sayısının tedavi öncesi sayısına geri döndüğü görülmüştür.

Li ve ark. (225) diş protezleri üzerinde oluşan *C. albicans* ve *S. mutans* biyofilmine karşı H₂O₂ ile kombine uygulanan fotodinamik tedavinin etkinliğini araştırmıştır. Fotodinamik tedavi protokolleri (diyet lazer ile aktive edilmiş toludin mavisi) içeren grupların diğer gruplar ile karşılaştırıldığında mikroorganizmaların sayılarını ve metabolik aktivitelerini azalttığını belirtmişlerdir.

Mohan ve ark. (226) çalışmalarında Asidule fosfor florid (APF) jel, propolis, diyet lazer ve %2 CHX'nin kavite dezenfeksiyon etkinliğini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda diyet lazerin kavite dezenfeksiyonunda CHX kadar etkili olduğu belirtilmiştir.

Bal ve ark. (227)'nin fotodinamik tedavinin (diyet lazer ile aktive edilmiş indosyanin yeşili) *S.mutans* biyofilmi üzerindeki antibakteriyal aktivitesinin geleneksel dezenfeksiyon yöntemleri (%2 CHX, %2,5 NaOCI, ozon, Er:YAG lazer ve diyet lazer) ile karşılaştırdığı çalışmalarında, tüm dezenfeksiyon prosedürlerinin *S.mutans* sayısını azalttığı ve FDT 'nin geleneksel dezenfeksiyon yöntemlerine alternatif olabileceğini bildirmişlerdir.

Sancaklı ve ark. (228) antibakteriyal yüzey işlemlerinin enfekte dentin yüzeyinde *S.mutans* karşı etkinliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında Er:YAG lazer, KTP lazer ve ozon uygulamasının antibakteriyal etkinliğinin yeterli olduğu belirtilmiştir.

Gerbi ve ark. (229) çalışmalarında Er:YAG lazer ve FDT (diyet lazer ile aktive edilmiş metilen mavisi)'nin *E. faecalis* ile enfekte kök kanalları üzerindeki antimikrobial etkisini incelemişlerdir. FDT ve FDT ile Er:YAG lazerin beraber kullanılması %2,5 NaOCI dezenfeksiyondan daha etkili bulunmuştur.

Sarda ve ark. (230) yaptıkları çalışmada fotodinamik tedavi, diyet lazer, NaOCI ve kombinasyonlarının endodontik patojenler (*E. faecalis*, *S. mutans*) üzerindeki antimikrobiyal aktivitesi değerlendirilmiştir. NaOCI, diyet lazer ve fotodinamik tedavi ile birlikte kullanıldığında tek başına kullanılmasına oranla daha yüksek antimikrobiyal etkinlik göstermiştir.

Yukarıda bahsedilen birçok çalışmada Er:Cr:YSGG, Er:YAG, Nd:YAG ve diyet lazerlerin (13, 222, 223, 226-230) ve lazer aktivasyonlu fotodinamik tedavilerin (223-225, 227, 229, 230) antibakteriyal etkilerinin olduğu vurgulanmıştır. Biz de bu yüzden çalışmamızda antibakteriel etkinlikleri olan Er:YAG, Nd:YAG ve KTP lazeri

yüzey dezenfeksiyonu amacıyla kullandık. Fotodinamik tedavide fotosensitizör ajanı aktive etmek amacıyla diyot lazer ve diş hekimliğinde ilk kez kullanılacak olan KTP lazer cihazını kullanmayı tercih ettik.

Dentin yapısında meydana gelen değişiklikler bağlanma dayanımı değerlerini etkileyebilmektedir. Bu yüzden çalışmalarda standardizasyonu sağlamak amacıyla çürüksüz, defektsiz ve restorasyonsuz dişler kullanılmalıdır. Çürük dentin dokusunun daha az karbonat ve fosfat içermesi ve daha az sağlam kollagen lif dağılımının olması sebebiyle bağlanma dayanımı sağlam dentine göre daha düşüktür (231). Bu nedenle bu çalışmada örneklerin standardizasyonun sağlanması ve örneklerde yeterli genişlikte bağlanma yüzeylerinin elde edilebilmesi amacıyla periodontal veya protetik sebeplerle çekilmiş, çürüksüz ve restorasyonsuz insan molar dişleri kullanılmıştır. In vitro çalışmalarda dişlerin çekildikten sonra deneyde kullanılmasına kadar geçen sürede dehidrate olmasını önlemek amacıyla solüsyon içerisinde saklanması önerilmektedir (232, 233). Bu amaçla en sık kullanılan solüsyonlar distile su ve serum fizyolojiktir (234). Bu solüsyonlarda bakterilerin çoğalmasını engellemek için glutaraldehit, formalin, timol, kloramin ve sodyum hipoklorit gibi antibakteriyal maddeler ilave edilmektedir (232). International Organization for Standardization (ISO) deneylerde kullanılan dişlerin saklama koşullarının önemli olduğunu, içerisinde bekletildiği kimyasal maddenin diş yapısında değişikliklere sebep olabileceğini, bu yüzden bağlanma testi yapılacak dişlerin distile suda saklanması gerektiğini bildirmiştir (235). Bu nedenle bu çalışmada dişler saklama solüsyonlarının içerdiği herhangi bir maddenin diş yapısıyla etkileşime girerek bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilememesi için distile su içerisinde saklandı. Çalışma sonuçlarını dişlerin çekimden sonra deneye kadar saklandığı süre de etkileyebilmektedir. Outhwaite ve ark. (236) çekim sonrası geçen sürenin dentin geçirgenliğini minimum düzeyde etkilediğini belirtmişlerdir. ISO standartlarına göre, çekim sonrası dentinde oluşan yapısal değişikliklerin bağlanma kuvvetlerini etkilediği ve idealinin bağlanma kuvveti ölçümlerinin diş çekiminin hemen ardından yapılması gerektiği bildirilmiştir. Fakat bu durum pratikte olası değildir. Diş çekiminden 6 ay sonra dentinde protein denatürasyonu başlayacağı için dişlerin en fazla 6 ay içinde kullanılması gerektiği belirtilmiştir (237). Bu yüzden çalışmamızda son 6 ay içinde çekilmiş dişler kullanıldı. Distile suda saklanan dişlerin suları 10 günde bir değiştirildi.

Derin dentinde bağlanma yüzeyel dentine göre daha zayıftır (157) . Adeziv sistemler intertübüler dentine daha iyi bağlanma değerleri göstermektedir. Fakat derin

dentinde tübül sayısının ve genişliğinin artmasına bağlı olarak intertübüler dentin oranı azalmaktadır. Bu yüzden adeziv sistemlerin derin dentindeki bağlanma dayanımları yüzeyel dentine göre daha azdır (125). Bu nedenle bu çalışmada standardizasyonu sağlamak için dişler mine dentin sınırının hemen altındaki yüzey dentin bölgesi kullanılmıştır. In vitro çalışmalarda dentin yüzeyinde kavite preperasyonu sırasında ortaya çıkan smear tabakasına benzer bir yapı oluşturmak için farklı kalınlıktaki zımparalar kullanılmaktadır. ISO tarafından dentine bağlanma dayanımının incelendiği in vitro çalışmalarda dentin yüzey hazırlıklarının 1000 gritlik silikon karbid zımpara ile yapılması  onerilmektedir (238). Çalışmamızda standart bir smear tabakası elde edebilmek için 600, 800 ve 1000 gritlik silikon karbid zımparalar kullanılmıştır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini azaltmak için ışık kaynağı polimerize edilecek yüzeye olabildiğince yakın konumlandırılmalı ve kompozit rezin tabakaları 2 mm'yi aşmamalıdır (239). ISO standartlarına göre kompozit rezinin yerleştirileceği alanın çapının minimum 3 mm olması gerektiği belirtilmiştir (240). Bu yüzden çalışmamızda, dentin yüzeyine kompozit rezini yerleştirmek için 3 mm çapında 2mm yüksekliğinde plastik kalıplar tercih edilmiştir. Kullanılan nanohibrit kompozit rezin üretici firmanın talimatlarına göre 2mm yüksekliğinde olcak şekilde tek aşamada yerleştirilmiştir. Kompozit rezin ile restore edilen dişler in vitro testler uygulanmadan önce kompozit rezinin polimerizasyonunu tamamlaması ve artık monomer miktarının minimum düzeye indirilmesi için örneklerin 24 sa 37 C distile suda bekletilmesi tavsiye edilmiştir. Çalışmamızda da örnekler bu sebeplerden dolayı 24 sa 37 C distile suda bekletilmiştir.

In vitro çalışmalarda ağız içi koşulları simüle etmek amacıyla termal siklus ile yaşlandırma, 37 C suda bekletme ile yaşlandırma, oklüzal yükleme ile yaşlandırma gibi yöntemler tercih edilmektedir (241). Termal siklus ile yaşlandırmada sıcak su, kollajenlerin bozunmasını hızlandırır ve yetersiz polimerize olan rezin oligomerlerini ortamdaki uzaklaştırır (242). Aynı zamanda restoratif materyallerin termal genleşme katsayısının diş dokusuna göre daha yüksek olmasından dolayı diş ile restoratif materyal ara yüzünde tekrarlayan genleşme ve büzülme stresleri meydana gelmektedir (203). Termal siklus uygulamasında banyo sıcaklıkları, devir sayısı ve bekletme süreleri değişkenlik göstermektedir. ISO 'a göre 5 C ve 55 C su sıcaklıkları ağız içi ısı değişimlerini taklit edan en yakın değerlerdir.  zcan ve ark. kompozit rezinin bağlanma dayanımına yaşlandırma koşullarının etkisini araştırdığı çalışmalarında,

diğer yaşlandırma yöntemlerine göre 5.000 devirde uygulanan termal siklusun kompozitin bağlanma değeri üzerinde daha etkili olduğunu belirtmişlerdir (243). Galea ve Darwell ise 10.000 devirlik termal siklus ile yaşlandırmanın 1 yıllık ağız içi fonksiyona karşılık geleceğini belirtmişlerdir (203). Termal siklus uygulamasında sıcak ve soğuk su banyolarında bekletme zamanları da 10, 15, 30, 60 ve 120 sn arasında değişiklik gösterir (244). Çalışmamızda ağız ortamını simüle etmek amacıyla 5°C ve 55°C banyo sıcaklıklarında, her bir banyoda 30'ar saniye bekletme ve 5 saniye transfer süresi olmak üzere 5.000 devir termal siklus işlemi uygulandı.

Ağız içerisinde restorasyon ve kavite duvarı ara yüzünde meydana gelen stresler oldukça karmaşıktır. Fakat oluşan stresler çoğunlukla gerilme ve makaslama şeklindedir. Makaslama bağlanma dayanım testi diş ile restoratif materyalin ara yüzüne paralel yönde ve sabit artan bir kuvvet uygulanması prensibine dayanır (245). Makaslama testleri ağız içerisinde çiğneme esnasında meydana gelen kuvvetleri daha iyi simüle etmesi ve örnek hazırlamasının daha basit olması sebebiyle bağlanma testleri içerisinde en çok kullanılanıdır (246). Cardoso ve ark. (211) yaptıkları çalışmada makaslama testleri ile çekme testlerini karşılaştırmış ve makaslama testlerinin daha yüksek bağlanma değerleri göstererek klinik şartları daha iyi yansıttığını bildirmişlerdir. Bu yüzden çalışmamızda da bağlanma dayanımı testi olarak makaslama testi kullanılmıştır. Bağlanma dayanım testleri kullanılan çalışmalarda materyal ile diş ara yüzünün bağlantısını ölçmek için 0,5-5 mm/dk aralığında değişen kuvvetler uygulanmıştır. ISO standartlarında ise kuvvet uygulayan ucun hızının $0,75 \pm 0,3$ mm/dk olması gerektiği belirtilmiştir (213). Kuvvet uygulayan ucun hızının belirtilen değerlerden fazla olması durumunda restoratif materyalin iç yapısında stres oluşturarak başarısızlık tipinde değişikliğe sebep olacağı ve doğru sonuçlar vermeyeceği bildirilmiştir (247, 248). Çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testi 1 mm/dk hızda uygulanmıştır.

Dezenfeksiyon prosedürlerinin restorasyon- diş ara yüz bağlantısına etkisi ile ilgili farklı çalışmalar bulunmaktadır. Araştırmalardan bazıları dezenfeksiyon yöntemlerinin dentin yüzeyinde girintili çıkıntılı alanlar oluşturarak (249, 250), bazıları ise özellikle solüsyon şeklindeki dezenfektanların ıslanabilirliği artırarak (252, 253) bağlanma dayanımını olumlu etkilediğini bildirmişlerdir (251). Bu çalışmaların tersine bazı araştırmacılar dezenfeksiyon prosedürlerinin bağlanmayı olumsuz etkilediğini belirtmişlerdir. Tülünoğlu ve ark. (63) dezenfektan solüsyonlarının

bağlanmaya olan etkilerinin, kullanılan adeziv sistem ve adeziv sistem ile gerçekleşecek etkileşimlerle direk olarak ilgili olduğunu belirtmişlerdir.

Bu çalışmada literatürde kavite dezenfeksiyon yöntemlerinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi hakkında kesin bir bilgi olmaması nedeniyle, lazerler ve fotodinamik tedavi ile dezenfeksiyon yöntemlerinin iki farklı adeziv sistemin (self-cured, self-etch) makaslama bağlanma dayanımına etkisi incelenmiştir.

Restoratif diş hekimliğinde lazerler, kavite dezenfeksiyonunda, mine ve dentin dokularını pürüzlendirme, çürük dokuyu uzaklaştırmada ve dentin hassasiyet tedavilerinde kullanılabilmektedir. Lazerler etkilerini fotokimyasal, fototermal, fotoablasyon ve fotomekanik şeklinde gösterir (13). Er:YAG lazer sistemleri, lazer enerjisi ile suyun hidrokinetik enerjisinin birleşmesi sonucunda hedef dokudaki sıcaklığı 100°C çıkardığı zaman, doku içerisindeki suyun buharlaşmasıyla birlikte basınç artar ve mikro patlamalar oluşur. Bu dinamik etkiler sonucunda termomekanik ya da fotomekanik ablasyon meydana gelir. Böylelikle komşu yapılara hasar vermeden dokunun eliminasyonunu sağlar (81). Literatüre bakıldığında çoğunlukla sert doku lazerleri olarak, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanan dentin yüzeylerinde debris barındırmadığı, temiz ve pürüzlü yapıda olduğu belirtilmiştir. Ayrıca dentin kanallarının çoğunun görünür ve açık olduğu da bildirilmiştir. Er:YAG lazer uygulaması sonrasında meydana gelen bu değişimlerin adezivin bağlanması için pozitif etki oluşturduğu düşünülmektedir (88).

Nd:YAG lazer, dentin aşırı duyarlılığının azaltılması, başlangıç çürüklerinin remineralizasyonu, kavite ve kök kanallarının dezenfeksiyonu, gingivektomi, gingivoplasti, frenektomi, kron boyu uyatma gibi birçok klinik prosedürde kullanılabilmektedir (254, 255). Nd:YAG lazerin dentin yüzeyinin çok hızlı bir şekilde eriyip donmasını sağlayarak dentin tübüllerinin tıkanmasına ve daralmasına sebep olarak dentinin yüzey morfolojini değiştirdiği gözlemlenmiştir (256). Literatürde dentine adeziv uygulanmadan önce Nd:YAG lazer ile dezenfeksiyon yapılmasının kompozit rezinin bağlanma dayanımı üzerinde olumsuz etkisi olduğu gösteren çalışmalar mevcuttur (257-259). KTP lazer aslında dalga boyu yarıya indirilmiş bir Nd:YAG lazerdir. Nd:YAG lazerin çıkış kısmına bir mercekle konarak dalga boyu yarıya indirilmiştir. KTP lazer hem Nd:YAG lazerin kullanım alanlarında hem de diş beyazlatma uygulamalarında kullanılabilmek imkanı sunmaktadır (99).

Çelik ve ark. (260) kavite dezenfeksiyonu için kullanılan Er,Cr:YSGG [frekans gücü 20Hz, gücü 0,75W; 5 sn (ton), 15sn (toff) 5 kez] lazerin ve %2 CHX bazlı kavite

dezenfeksiyon solüsyonunun (20 sn) etch-and-rinse (Adper Single Bond 2) ve self-etch (Clearfil SE Bond) adeziv sistemlerin mikro-gerilim bağlanma dayanımları üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Self-etch adezivlerde Er,Cr;YSGG lazer bağlanma dayanımı artırırken, %2 CHX bazlı kavite dezenfeksiyon solüsyonunun bağlanma dayanımını azalttığı belirtilmiştir. Etch-and-rinse adezivde ise, her iki dezenfeksiyon prosedürü uygulaması da bağlanma dayanımını anlamlı olacak şekilde artırdığı gözlemlenmiştir.

Binhasan ve ark. (261) çalışmalarında Er,Cr;YSGG lazer (60 sn), metilen mavisi, diyet lazer ile aktive edilmiş metilen mavisi (60 sn), diyet lazer ile aktive edilmiş aktif carbon içeren metilen mavisi (60 sn) ve %2 CHX (20 sn) ile dezenfeksiyon prosedürleri sonrasında çürükten etkilenmiş dentine bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Er,Cr;YSGG lazer ile dezenfeksiyonu en yüksek bağlanma değeri gösterirken, diğer gruplar arasındaki farkların önemsiz olduğunu bildirmişlerdir.

Kaptan ve ark. (262) çalışmalarında Er:YAG (1W, 10 Hz), Er,Cr:YSSG (1,5W, 15 Hz) lazer ile iki farklı adeziv sistemlerin (Single Bond Universal, Adper Easy One) kombine ya da tek başına uygulanmasının self adeziv kompozitin dentine mikrotensile bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Self-adeziv kompozitin tek başına ya da farklı adeziv sistem ile kullanmasının bağlanma dayanımın yetersiz olduğunu, Er:YAG ve Er,Cr:YSSG lazer uygulamaları ile kombine kullanılan her iki adezivde de bağlanma dayanımın artırdığını, lazerlerin kendi aralarındaki farkın ise istatistiksel olarak anlamsız olduğunu belirtmişlerdir.

Yazıcı ve ark. (263) Er:YAG lazerin (12 Hz; 350 mJ) geleneksel ile self-adeziv akışkan kompozitin dentine bağlanma dayanımlarına etkisini inceledikleri çalışmalarında, Er:YAG lazer uygulamasının her iki akışkan kompozitin bağlanma dayanımını değerini artırdığını belirtmişlerdir.

Ceballos ve ark. (88) çalışmalarında asit, Er:YAG lazer (180mj, 2Hz), Er:YAG lazer ile asit kombinasyonunun uygulamasının tek aşamalı total-etch adezivin (Single Bond) dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Er:YAG lazer uygulanan tüm gruplarda makaslama bağlanma dayanımı değerinin asit ile pürüzlendirilen kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Er:YAG lazer uygulanmış dentinde düşük bağlanma kuvvetlerinin gözlenmesi yüzeydeki kollajen fibrillerin tamamının eriyip buharlaşmasına, kollajen fibrillerin denatüre olup birbiri ile kaynaşmasına bağlamışlardır. Kaynaşma sonucu

fibriller arası boşlukların kapanması ile rezinlerin yüzey altına infiltrasyonunun azaldığını belirtmişlerdir.

Ramos ve ark. (264) çalışmalarında Er:YAG (2 Hz, 80 mJ) lazer uygulanmasının, üç farklı adezivin dentine bağlanma kuvvetlerine etkisini incelemişlerdir. Lazer uygulamasının tüm adezivlerin bağlanma dayanımlarında azalmaya neden olduğunu ve olumsuz etkinin dentinde yüzey altı çatlak oluşumuyla ilişkili olabileceği belirtilmiştir.

Dalkılıç ve ark. (257) dezenfeksiyon amacı ile Nd:YAG lazer (20 Hz, 120 mJ, 20 sn), Ozon (60 sn) ve %2 CHX (40 sn) uygulanması sonrası iki aşamalı self-etch adeziv sistemin (Clearfil SE Bond) dentine mikrotensile bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. En yüksek bağlanma dayanımı değerini CHX grubu gösterirken, en düşük bağlanma dayanımı değerini ozon grubunun gösterdiği bildirmişlerdir. CHX grubu ile Nd:YAG lazer arasındaki farkın ise önemsiz olduğunu, yine de bağlanmayı olumsuz etkilediğini ifade etmişlerdir.

Ferreira ve ark. (265) çalışmalarında farklı parametrelerde (0.8 W/10 Hz, 0.8 W/20 Hz, 1.2 W/10 Hz, 1.2 W/20 Hz) Nd:YAG lazer uygulamasının ardından iki farklı adeziv sistemin (Scotchbond Multi Purpose, Clearfil SE Bond) dentine mikrotensile bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Nd:YAG lazer tüm parametrelerde her iki adeziv sistemde de düşük bağlanma dayanımı değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. Nd:YAG lazerin test edilen parametreleri içerisinde dentine en yüksek bağlanma dayanımını değerini 0.8 W/10 Hz parametrelerinde gösterdiğini belirtmişlerdir.

Tarçın ve ark. (258) çalışmalarında Nd:YAG lazer (20 Hz, 2 W, 15 sn), Er,Cr:YSGG (20 Hz, 3 W, 15 sn) lazer ve % 37 ortofosforik asit jel (20 sn) uygulamasının iki farklı adeziv sistemin (Admira Bond, OptiBond Solo Plus) dentine tensile bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Nd:YAG lazer uygulaması istatistiksel olarak en düşük bağlanma dayanımı değerlerini gösterirken, asit jel uygulaması istatistiksel olarak en yüksek bağlanma değerini gösterdiği belirtilmiştir.

Gürkan ve ark. (259) dezenfeksiyon amacıyla Nd:YAG lazer (1.5 W, 15 Hz, 100 mJ, 30 sn) ve ozon (30 sn) uygulaması sonrası self-etch adeziv sistemlerin (Clearfil SE Bond, Clearfil Tri-S Bond) dentininin makaslama bağlanma dayanımları üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Nd:YAG lazer uygulamasın kontrol grubuyla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olmasa da her iki adeziv sisteminde de makaslama bağlanma dayanımı değerini azalttığı belirtilmiştir.

Matos ve ark. (266) çalışmalarında adeziv prosedüründen önce ya da sonra Nd:YAG lazer uygulanmasının (0.6 W, 15 Hz, 40 mJ, 30 sn) dentine tensile bağlanma dayanımına etkisi incelemiştir. Adeziv prosedüründen sonra lazer uygulaması en yüksek bağlanma dayanımını gösterirken, önce uygulanması ise en düşük bağlanma dayanımı değerini göstermiştir.

Nisar ve ark. (267) yaptıkları çalışmada, KTP lazerin (1W, 10 sn ton, 5sn toff, 60 sn), Er:YAG (1,2W, 10 Hz, 150 sn) lazerin, ozonlu su (4ppm, 30 sn), %2 CHX (20 sn) ve Rose Bengal (yeşil ışık ile aktive edilmiş rose bengal, 60 sn) ve süt dişlerinde çürükten etkilenmiş dentine self-etch modda uygulanan adezivin (prime&bond NT) bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlardır. Er:YAG lazerin ve ozonlu suyun diğer dezenfeksiyon yöntemlerine göre dentinde daha iyi makaslama bağlanma dayanımını gösterdiğirirken, KTP lazerin %2 CHX'e göre daha yüksek makaslama bağlanma dayanımını göstermesine karşın, bu farkın istatistiksel olarak önemli olmadığını vurgulamışlardır.

Castro ve ark. (268) farklı parametrelerde Nd:YAG lazer uygulamasının ve (0,75 W, 1 W, 20 sn) iki aşamalı etch and rinse adeziv sistemin (Adper Single Bond, asitli ve asitsiz modlarda uygulama) dentine mikrotensile bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini incelemiştir. Asit uygulanmış dentine 0,75 W güçte Nd:YAG lazer uygulaması mikrotensile bağlanma dayanımı azaltırken, 1 W güçte Nd:YAG lazer uygulaması bağlanma dayanımı değerini değiştirmedigi bildirilmiştir. Öte yandan asit uygulanmamış dentin yüzeyinde Nd:YAG lazer uygulaması her iki güçte de (0,75 W, 1W) bağlanma dayanımı değerini artırdığı belirtilmiştir.

Rolla ve ark. (269) ise çalışmalarında Nd:YAG lazer uygulamasının (0,9 W, 15 Hz, 60 mJ) farklı adeziv sistemlerin (Single Bond, Tyrian SPE/One Step Plus ve Adper Prompt L-Pop) dentine mikrotensile bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini incelemiştir. Nd:YAG lazer uygulamasından sonra Tyrian SPE/One Step Plus ve Adper Prompt L-Pop adezivlerinin bağlanma dayanımı değeri artarken, istatistiksel olarak önemli bir fark olmasa da Single Bond Universal adezivin bağlanma değerinin azaldığı bildirilmiştir. Adezivlerdeki artan bu bağ kuvvetinin nedenini lazer uygulaması sonrasında kalsiyum konsantrasyonundaki artış olması ve artan kalsiyum adeziv içerisinde bulunan asidik monomerlerle kimyasal etkileşimde bulunmasına bağladıklarını belirtmişlerdir.

Kobayashi ve ark. (270) çalışmalarında Nd:YAG lazer'in farklı parametrelerde (1W, 2W, 3W) uygulanmasının dentin yüzeyine yapıştırıcı cam iyonomer simanının

makaslama bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlardır. En yüksek bağlanma dayanımının 3W güçte uygulanan grupta görüldüğünü belirtmişlerdir. Bunun nedeni olarak, lazer uygulanmasının dentinde kalsiyum artışına neden olduğuna ve polialkenoik asidin karboksilik grubunun kalsiyum ile moleküler bağların kuvvetlenmesini desteklemiş olabileceğini ifade etmişlerdir.

Çalışmamızda Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, KTP Lazer ve FDT ile dentin yüzey dezenfeksiyon prosedürleri uygulanmasından sonra self-etch (Scotchbond Universal) ve self-cured (Tokuyama Universal) iki farklı universal adeziv makaslama bağlanma dayanımı karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Her iki adeziv sistem uygulamasında; dezenfeksiyon prosedürleri arasında en yüksek bağlanma dayanımı değerini Er:YAG lazer grubunda, takiben de FDT tedavi ile dezenfeksiyon gruplarında görülürken, aralarındaki farkların önemsiz olduğu bulundu ($p>0,05$). Dezenfeksiyon prosedürleri arasında en düşük bağlanma dayanımı değerleri ise Nd:YAG lazer grubundan, takiben KTP lazer grubunda görülürken, aralarındaki farkın anlamsız olduğu bildirildi ($p>0,05$). Çalışmamızda, Er:YAG lazer uygulamasının dentine bağlanma dayanımını artırması yönünden sert doku lazerlerinin (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer) kullanıldığı, Çelik ve ark. (260), Nisar ve ark. (267), Binhasan ve ark. (261), Kaptan ve ark. (262) ve Yazıcı ve ark. (263) çalışmalarının sonuçları ile paralellik göstermektedir. Bizim çalışma sonuçlarının aksine, Ceballos ve ark. (88) ve Ramos ve ark. (264) Er:YAG lazer uygulamasının dentine bağlanma dayanımını azalttığını bildirmektedir. Bu sonuçların, bizim çalışmadan farklı olmasının nedeni olarak, kullanılan adeziv sistemlerin, lazer cihazının ve uygulanma parametrelerinin farklı olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda Er:YAG lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde smear tabakasının tamamen ortadan kaldırıldığı, dentin tübüllerinin belirgin şekilde açıldığı ve bu açılan tübüllere yüksek oranda adeziv infiltrasyonun gerçekleştiği izlenmektedir (Bknz. Şekil 4.4, Şekil 4.5).

Çalışmamızda, Nd:YAG lazer uygulamasının dentine bağlanma dayanımını azaltması yönünden, Dalkılıç ve ark. (257), Ferreira ve ark. (265), Tarçın ve ark. (258), Gürkan ve ark. (259) ve Matos ve ark. (266) çalışma sonuçlarıyla, KTP lazer uygulamasının dentine bağlanma dayanımını azaltması yönünden ise Nisar ve ark. (267) çalışma sonucuyla paralellik göstermektedir. Bizim çalışma sonuçlarının aksine, Castro ve ark. (268), Rolla ve ark. (269) ve Kobayashi ve ark. (270) Nd:YAG lazer uygulamasının dentine bağlanma dayanımını artırdığını bildirmektedir. Çalışmamızın

Castro ve ark. (268), Rolla ve ark. (269) ve Kobayashi ve ark. (270) çalışmaları ile farklı sonuç göstermesini, kullanılan lazer cihazlarının, parametrelerinin ve uygulama süresinin farklı olması ve bizim aksimize Castro ve ark.'nın (268) çalışmalarında adeziv prosedüründen sonra lazer uygulanması yapılmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda Nd:YAG ve KTP lazer uygulanan örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde, dentin yüzeyinin çok hızlı bir şekilde eriyip donmasına bağlı olarak yüzey özelliklerinin değiştiği ve dentin kanal ağızların büyük oranda tıkalı olduğundan kanal ağızlarına rastlanmadığı görülmüştür (Bknz. Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9). Nd:YAG ve KTP lazer uygulanan örneklerde bağlanma dayanımının azalması nedeniyle lazer uygulamasından sonra dentin tübüllerini tıkanması ya da daralması sonucu adezyon yüzeyinin azalmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Fotodinamik tedavi hedef hücrelerin zararlı olmayan bir fotosensitif madde ile boyanmasının ardından spesifik dalga boyundaki ışık ile aktive edilmesi prensibine dayanır (17). FDT'nin bağlanma dayanımını artırmasına, açık dentin tübülleri, belirgin peritübüler dentin ve mikro tutucu bir tabakanın oluşumu gibi dentinin yüzey morfolojisindeki oluşan değişikliklerin neden olabileceği vurgulanmıştır (271).

Vellappally ve ark. (272) çalışmalarında içerisine hidroksiapatit ilave edilmiş self-etch adezivin Er,Cr:YSGG lazer (0,5 W, 30Hz, 60 sn), FDT (diyot lazer ile aktive edilmiş metilen mavisi, 60 sn), %2 CHX (25 sn) ve %6 NaOCI (60sn) dezenfeksiyonu uygulaması sonrasında çürükten etkilenmiş dentine olan mikrotensile bağlanma dayanımını incelemiştir. Er,Cr:YSGG lazer ve FDT ile dezenfeksiyon yöntemlerinin geleneksel dezenfeksiyon yöntemlerine göre daha yüksek bağlanma değerleri gösterirken, kendi aralarındaki farkın önemsiz olduğunu belirtmişlerdir.

Arslan ve ark. (273) çalışmalarında kavite dezenfeksiyonu amacıyla kullanılan Er,Cr:YSGG lazer (1W; 20 Hz, 5 sn ton, 15 sn toff), diyot lazer (1W, 20 Hz, 5 sn ton, 15 sn toff), FDT (FotoSan, 0,01 toludin mavisi; 100 mW kırmızı ışık, 30 sn), Corsodyl (%1 CHX diglukonat jel, 60 sn), Cervitec Plus (%1 sodyum diasetat ve %1 timol vernik, 120 sn), Cervitec (%0,2 CHX diglukonat ve sodyum florid jel, 120 sn), ve Fluor Protector (%1 diflorasilan vernik, 60 sn) antibakteriyel etkili sistemlerin kompozit ile restore edilen süt dişlerinin bağlanma kuvvetlerine etkilerini incelemiştir. Er,Cr:YSGG lazer istatistiksel olarak en yüksek mikrotensile bağlanma dayanımını gösterirken, FDT ve diyot lazer uygulanan gruplarla arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Alrahlah ve ark. (274) diyot lazer aktive edilen metilen mavisi (1,5 W, 30 sn), LED aktive edilen kurkumin, diyot lazer aktive edilen indosyanin yeşilin (1W, 60 sn) olmak üzere üç farklı FDT yöntemi ile %3 H₂O₂ self etch adezivin (Optibond Solo Plus) çürükten etkilenmiş dentine makaslama bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. LED ile aktive edilen kurkumin en yüksek bağlanma dayanımını gösterirken, H₂O₂ en düşük bağlanma dayanımı değeri gösterdiği bildirilmiştir.

Alrahlah ve ark. (275) çalışmalarında diyot lazer aktive edilen metilen mavisi, LED aktive edilen kurkumin olmak üzere iki farklı FDT, Er,Cr:YSGG lazer (1 W, 20 Hz, 60 sn), %3,8 gümüş diamin florür ve %38 gümüş diamin florür'ün self etch adezivin (Clearfil SE Bond) çürükten etkilenmiş dentine makaslama bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. LED aktive edilen kurkumin en yüksek bağlanma dayanımı değerini gösterirken, %38 gümüş diamin florürün en düşük bağlanma dayanımı değerini gösterdiğini belirtmişlerdir. Diyot lazer ile aktive edilen metilen mavisi ve Er,Cr:YSGG lazer arasında önemli bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Küden ve ark. (276) diyot lazer aktive edilen metilen mavisi, LED aktive edilen kurkumin, diyot lazer aktive edilen toludin mavisi olmak üzere 3 farklı FDT yöntemi ile konvensiyonel dezenfeksiyon yönteminin iki farklı kanal patının radiküler dentine bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlardır. Her iki kanal patın kullanılmasında da diyot lazer aktive edilen metilen mavisi diğer gruplara göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir.

Alonaizan ve ark. (277) diyot lazer ile aktive edilen metilen mavisi, Er,Cr:YSGG lazer (1,5 W, 15 Hz) ve konvensiyonel dezenfeksiyon uygulamasının fiber postun kök dentinine push-out bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Diyot lazer ile aktive edilen metilen mavisi en yüksek bağlanma dayanımını değeri gösterdiğini belirtmişlerdir. Diyot lazer ile aktive edilen metilen mavisi ve Er,Cr:YSGG lazer arasında önemli bir fark olmadığı ifade etmişlerdir.

Keskin ve ark. (278) diyot lazer ile aktive edilen metilen mavisi (FDT, 60 sn), Er,Cr:YSGG lazer (0,5 W, 30 Hz, 60 sn), %2 CHX ve %6 NaOCl dezenfeksiyon yöntemlerinin giomerin çürükten etkilenmiş dentine mikrotensile bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Er,Cr:YSGG lazer FDT'ye göre daha yüksek bağlanma dayanımı değeri göstermesine karşın, aralarındaki farkın anlamlı olmadığı belirtilmiştir.

Qamar ve ark. (279) iki farklı FDT yöntemi (diyot lazer ile aktive edilen metilen mavisi, LED ile aktive edilen kurkumin) ile Er,Cr: YSGG (1 W, 2 Hz) lazerin

farklı siman ile yapıştırılan fiber postların dentine bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. LED ile aktive edilen kurkuminin en yüksek bağlanma dayanımı göstermesine karşın, tüm gruplar ikişerli karşılaştırıldığında farkların önemsiz olduğu ifade edilmiştir.

Metilen mavisi, katyonik doğası yüzünden hidroksiapatitte bulunan fosfat gibi anyonik moleküllere bağlanarak kalsiyum/fosfat oranını etkileyen katyonik bir maddedir. Metilen mavisi ve fosfat arasındaki reaksiyon, bağlantıyı olumsuz etkileyen fiziksel bir bariyer görevi gören çökeltilerle sonuçlanabilir. Metilen mavisi, su emiliminin bağ kuvvetini bozmasına izin veren hidrofilik bir bileşiktir (280). Wainright ve ark. (281) tarafından yapılan bir çalışmada su emilimin miktarının, kullanılan fotosensitizörün konsantrasyonu ile doğrudan ilişkili olduğu belirtilmiştir. Düşük konsantrasyonda kullanılan metilen mavisi mekanik özellikleri desteklemekte ve dentine bağlanma kuvvetine herhangi bir olumsuz etkisi bulunmamaktadır (282). Bu yüzden çalışmada metilen mavisinin düşük konsantrasyonda kullanılmış ve diş yüzeyinde belli bir süre bekletildikten sonra distile su ile tamamen uzaklaştırılmıştır.

Çalışmamızda FDT olarak uygulanan grupların (Diyot lazer ve KTP lazer aktivasyonlu FDT) bağlanma dayanım değerleri ile en yüksek bağlanma dayanımı değerine sahip Er:YAG lazer grubu arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamsız bulundu ($p>0,05$). Çalışmamızın sonuçları itibarıyla, FDT'nin dentine bağlanma dayanımını artırması ve sert doku lazerleri (Er:YAG ve Er,Cr;YSGG) ile arasında fark olmaması yönünden, Vellappally ve ark. (272), Arslan ve ark. (273), Alrahlah ve ark. (275), Alonaizan ve ark. (277), Keskin ve ark. (278), Qamar ve ark. (279) çalışmaları ile benzerlik göstermektedir. Ayrıca, farklı yöntemler ile yapılan FDT'lerin de dentine bağlanma dayanımını artırması yönünden Alrahlah ve ark. (274) ile Küden ve ark. (276) çalışma sonuçları bizim çalışma sonuçlarımızı destekler niteliktedir. Self-etch adeziv uygulanan KTP lazer aktivasyonlu fotodinamik tedavi grubu ile KTP lazer grubu arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulundu ($p<0,05$). Self-cured adeziv uygulanan KTP lazer aktivasyonlu fotodinamik tedavi grubu ile KTP lazer grubu arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamsız bulundu ($p>0,05$). FDT uygulanan örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde, KTP lazer aktivasyonlu FDT gruplarında, dentin yüzeyinin çok hızlı bir şekilde eriyip donmasına bağlı olarak yüzey morfolojisinin değiştiği, Self-cured adeziv uygulanan gruplarda dentin kanal ağzlarına rastlanmadığı, yüzeyin tamamen adeziv rezin ile kaplı olmasına rağmen, yüzeyde az sayıda inorganik doldurucuya rastlandı. Self-etch adeziv grubunda ise

dentin kanal ağızlarına rastlanmadığı, yüzeyin tamamen adeziv rezin ile kaplı olmasına rağmen, yüzeyde çok sayıda inorganik doldurucuya ve topografik olarak girintili çıkıntılı yüzey yapısına rastlandı (Bknz. Şekil 4.10, Şekil 4.11). FDT'nin bağlanma dayanımına etkisi, fotosensitizörün konsantrasyonu, yapısı ve aktivasyonu ile farklılık gösterebilir (227). Ayrıca, fotosensitizörlerin fotokimyasal etki haricinde fototermal etkide gösterdiğinden, dentin tübül çaplarını genişlettiği düşünülmektedir. Belirgin tübüler ve peritübüler dentin paterni oluşturması bağlanma prosedürlerini desteklemektedir (282). Lazer aktivasyonlu fotodinamik tedavilerde, fotosensitizör olarak kullanılan metilen mavisi lazerin etkinliğini artırarak girintili çıkıntılı, düzensiz ve boşluksuz alanların oluşması sonucu dentin ile adeziv arasında mikromekanik kilitlemeyi artırarak bağlanma dayanımı olumlu etkilediği düşünülmektedir.

Son yıllarda “All-in-on” konsepti ile üretilen, etch-and-rinse, self-etch ve selektif etch uygulama modlarında kullanılabilen, universal veya multi-mode sistemler olarak adlandırılan tek aşamalı self-etch adeziv sistemler piyasaya çıkmıştır. Universal adezivlerin teknik hassasiyetinin az olması, bugüne kadar ki geliştirilmiş adezivlerin dezavantajlarını ortadan kaldırması ve klinik kullanımlarının kolay olması gibi avantajları bulunmaktadır. Universal adezivler, Bis-GMA (bisfenol A glisidil metakrilat), HEMA (hidroksietil metakrilat), GPDM (gliserol dimetakrilat ester), MEP-P (metakriloksietil fenil hidrojen fosfat), MMP (metakriloksipropil dihidrojen fosfat), MEP (metakriloloksietil dihidrojen fosfat), PENTA-P (dipentaeritrolpentaakrilol dihidrojen fosfat), 4-META (4- metakriloksietil trimellitat anhidrit), MAC-10 (metakriloloksialkil asit fosfat), 10-MDP (10 metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat) ve silan gibi farklı birçok fonksiyonel monomer içermektedirler. Literatürdeki bazı çalışmalarda universal adezivlerin içerisinde bulunan fonksiyonel monomelerin bağlanma dayanımı değerini artırdığı belirtilmiştir (152, 283). Bununla birlikte üreticiler silan içerikli universal adezivlerin ilave yüzey işlemlerine gerek kalmadan cam seramiklere ve kompozit rezinlere bağlanmayı artırdıklarını iddia etmektedirler (283).

Saito ve ark. (284) farklı modlarda ve sürelerde (kısa süreli, uzatılmış süreli) uygulanan universal adezivlerin (Scotchbond Universal, Tokuyama Universal Bond, Adhese Universal, Clearfil Universal Bond Quick, G-Premio Bond) dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Kısa süreli adeziv uygulamasında en yüksek bağlanma dayanımı değerini Clearfil Universal Bond Quick'ta görülmesine karşın, self-cured adeziv olan Tokuyama Universal Bond ile

arasındaki farkın önemsiz olduğunu ifade etmişlerdir. Uzatılmış süreli adeziv uygulama sonrasında en yüksek bağlanma dayanımı değeri Scotchbond Universal'de görülmesine karşın, tüm adezivler arasındaki farkların anlamsız olduğunu bildirmişlerdir. Adezivler üreticinin önerdiği sürede uygulandıklarında ise, Scotchbond Universal'in en yüksek bağlanma dayanımı değeri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Karadas ve ark. (285) farklı modlarda uygulanan üniversal adezivlerin (Scotchbond Universal, Tokuyama Universal ve All-Bond Universal) 2 yıllık suda bekletmenin ardından mineye mikromakaslam bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. 24 saat suda bekletme sonrasında mineye en yüksek bağlanma dayanımı değerinin self-cured adeziv olan Tokuyama Universal Bond'da görüldüğünü belirtmişlerdir. 2 yıllık suda bekletmenin ardından ise Scotchbond Universal adezivin self-etch modda mineye en yüksek bağlanma dayanımını göstermesine karşın, Tokuyama Universal Bond ile arasındaki farkın anlamsız olduğunu bildirmişlerdir.

Madrigal ve ark. (286) çalışmalarında iki farklı üniversal adeziv (Scotchbond Universal Adhesive, Tokuyama Universal Bond) ile iki yapıştırma simanının (self-cure ve light-cure mod) mineye, dentine ve farklı restoratif materyallere tensile bağlanma kuvvetine etkisini incelemişlerdir. Scotchbond Universal'in dentine bağlanma dayanımının Tokuyama Universal Bond göre daha yüksek olmasına karşın, aralarındaki farkın anlamlı olmadığı ifade edilmiştir. Termal siklusun (5.000) çoğu grupta bağlanma dayanımlarını azalttığını ve simanların dentine light-curing modda kullanılmasının daha faydalı olabileceğini bildirmişlerdir.

Zabeu ve ark. (287) çalışmalarında Er,Cr:YSGG lazer uygulanmasının Scotchbond Universal, Clearfil SE Bond, Scotchbond Multipurpose ve Single Bond 2 adezivlerinin dentine bağlanmasına etkisini incelemişlerdir. Scotchbond Universal en yüksek bağlanma dayanımı değerini gösterdiği bildirilmiştir.

Marchesi ve ark. (32) çalışmalarında, dentinde self-etch ve etch-and-rinse modlarda uygulanan adezivin (Scotchbond Universal) farklı zamanlardaki (24 saat, 6 ay, 1 yıl) bağ stabilitesini araştırmışlardır. Başlangıçta, gruplar arasında fark bulunmazken, 1 yıllık yaşlandırma sonunda self-etch modunda uygulanan Scotchbond Universal ve Prime&Bond NT diğer gruplara göre daha yüksek mikrotensile bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca en düşük nanosızıntıyı ise hem başlangıçta hem de yaşlandırma sonrasında self-etch modunda uygulanan Scotchbond Universal adezivin gösterdiği bildirilmiştir.

Wagner ve ark. (288) iki farklı modda (self-etch veya etch-and-rinse) uygulanan 5 universal adezivin [(Scotchbond Universal, All-Bond Universal ve Futurabond Universal (U, M ve DC)] termal siklus (5.000 siklus) sonrası mikrotensile bağlanma dayanımını karşılaştırmışlardır. Self-etch modda, en yüksek mikromakaslama değerini All-Bond Universal ve takibende Scotchbond Universal adezivde görülürken, en düşük bağlanma dayanımı değeri ise Futurabond Universal M’de görüldüğünü bildirmişlerdir.

Yamuchi ve ark. (289) çalışmalarında 4 farklı universal adezivin (Scotchbond Universal, Adhesive Universal, All Bond Universal, G-Premio Bond) farklı modlarda (self-etch, etch-and-rinse) uygulanmasının dentine bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Her iki modda da, Scotchbond Universal adezivin en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri göstermesine karşın, diğer tüm adezivlerin bağlanma dayanımı değerini arasındaki farkların önemsiz olduğunu belirtmişlerdir.

Takamizawa ve ark. (290) çalışmalarında farklı adeziv sistemlerin (Clearfil Bond SE ONE, Scotchbond Universal, Prime & Bond elect, All Bond Universal) tek farklı uygulama modlarının (self-etch, etch and rinse) dentinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Scotchbond Universal adezivin her iki uygulama modunda da diğer adezivlerden daha yüksek bağlanma değeri gösterdiği belirtilmiştir.

Forgerini ve ark. (291) çalışmalarında farklı adeziv sistemlerin (Scotchbond Universal, Adper Single Bond Plus), farklı uygulama modlarının (self-etch, etch and rinse) sağlam ve eroziv dentinin mikro makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkisinin değerlendirmişlerdir. Scotchbond Universal her iki uygulama modunda da, Adper Single Bond Plus ile benzer mikro makaslama değeri göstermiştir.

Valizadeh ve ark. (292), çalışmalarında farklı adeziv sistemlerinin (Adper Single Bond 2, Clearfil SE Bond ve Scotchbond Universal) dentine mikromakaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Scotchbond Universal en yüksek bağlanma dayanımı değerini göstermesine karşın, Clearfil SE Bond ile arasındaki farkın anlamlı olmadığını ifade etmişler.

Costa ve ark. (293) çalışmalarında Scotchbond Universal, Clearfil SE Bond, All Bond Universal ve One Coat 7 Universal’in termal siklus sonrası dentine bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Scotchbond Universal’in en yüksek bağlanma dayanımı değerini gösterirken, diğer adezivlerle arasında istatistiksel fark olmadığı bildirilmiştir.

Çalışmamızda 5 farklı dezenfeksiyon prosedürlerinden sonra self-etch (Scotchbond Universal) ve self-cured (Tokuyama Universal) iki farklı universal adezivim makaslama bağlanma dayanımı karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Adeziv sistemler kendi aralarında karşılaştırıldığında; Scotchbond Universal adeziv sistem bağlanma dayanımı, Tokuyama Universal adeziv sisteme göre tüm dezenfeksiyon prosedürlerinde daha yüksek çıkmıştır. Dezenfeksiyon uygulanmayan gruplar (kontrol) ile FDT uygulanan tüm gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunurken ($p<0,05$), tüm lazer sistemleri ile dezenfeksiyon uygulanan gruplar arasındaki farklar ise istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$).

Çalışmamız sonuçları itibariyle, Scotchbond Universal adeziv sistemin, diğer self-etch adezivlere sistemler göre dentine bağlanma dayanımını artırması yönünden, Marchesi ve ark. (32), Yamuchi ve ark. (289), Wagner ve ark. (288), Takamizawa ve ark. (290), Forgerini ve ark. (291), Valizadeh ve ark. (292) ve Costa ve ark. (293) çalışma sonuçları ile paralellik göstermektedir. Sert doku lazeri ile dentine dezenfeksiyon sonrası Scotchbond Universal adezivin diğer adezivlere göre bağlanma dayanımını artırması yönünden ise Zabeu ve ark. (287) yaptıkları çalışma sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Ayrıca çalışmamızda yaşlandırma sonrası Scotchbond Universal adeziv sistemin (self-etch) bağlanma dayanımı, self-cured olan Tokuyama Universal adeziv sisteme göre daha yüksek çıkması yönünden ise Saito ve ark. (284), Karadas ve ark. (285) ve Madrigal ve ark. (286) yaptıkları çalışmanın sonuçları ile uyuşmaktadır.

Adeziv sistemin kimyasal bileşimi, adezyon yeteneğini doğrudan etkiler (294). Test edilen adeziv sistemlerden Scotchbond Universal, 10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat monomeri (10-MDP) içerir. 10-MDP monomeri asidik özellik gösterir ve dentin yüzeyinde aşındırıcı etkisi bulunmaktadır. Asidik monomer tarafından teşvik edilen demineralizasyon sırasında, adezivde bulunan diğer monomerler demineralize dentine infiltre olmaktadır (1, 161). 10-MDP ile ilgili bir diğer önemli faktör ise dentindeki hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanma yeteneğine sahip olmasıdır ve diş dokusuna bağlanmayı destekler (161, 168, 295). Self-etch modunda, kollajen fibrillerinin çevresinde kalan rezidüel hidroksiapatit, 10-MDP ile kimyasal etkileşim için bir reseptör görevi görür ve ardından adeziv performansına katkıda bulunur (161). MDP monomerinin sadece hidroksiapatit kristalleri ile kimyasal bağ oluşturmayıp aynı zamanda nanotabakakarı birleştirdiği ve güçlü hidrofobik özelliği sayesinde hibrit tabakanın hidrolitik degregasyonu önlediği

belirtilmiştir (296, 297). Ayrıca Scotchbond Universal, hidroksiapatit içindeki kalsiyuma kimyasal olarak bağlanan bir polialkenoik asit kopolimeri (Vitrebond kopolimeri) içerir (298). Polialkenoik asit kopolimerindeki karboksil gruplarının %50'den fazlası hidroksiapatite bağlanabilir. Karboksilik gruplar, kalsiyum ile iyonik bağlar oluşturarak substrat üzerindeki fosfat iyonlarının yerini alır (299). Polialkenoik asit kopolimerinin mevcudiyetinin, 6 aylık saklama süresi boyunca dentin ve adeziv arasında daha yüksek bağ stabilitesine yol açmaktadır (300). Polialkenoik asit kopolimerinin mevcudiyetinin, Scotchbond Universal'in dentine bağlanmasını desteklemektedir.

Literatür tarandığında yaşlandırma prosedürleri sonrasında uzun dönemde self-cured olan Tokuyama Universal adezivin Scotchbond Universal adezivden daha yüksek bağlanma dayanımı değeri gösteren herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Tokuyama Universal adeziv tüm dezenfeksiyon ve yaşlandırma prosedürleri sonrasında Scotchbond Universal'den daha düşük bağlanma dayanımı değeri göstermiştir. Adeziv ara yüzündeki düzensiz yapı ve rezidüel solventler zamanla bağlanma gücünü etkileyebilmektedir (301). Tokuyama Universal Bond'un içeriğindeki yüksek miktarda HEMA (%10-30) ve aseton varlığı (%30-60) adeziv tabakanın ince oluşmasına sebep olmaktadır. Daha yüksek HEMA içeriği artan su emilimine ve dolayısıyla daha düşük bağlanma dayanımına neden olur (302). Scotchbond Universal ise adeziv tabakanın mekanik özelliklerini artırabilen ve su emilimini azaltabilen silane içerikli silika doldurucuları (%5-15) içerir (303). Adezivlerdeki doldurucu partiküller, viskozitesi nedeniyle adeziv tabakanın aşırı incelmesini önler (304). Daha kalın adeziv tabaka, doğal olarak daha yüksek esneklikleri sayesinde kompozit rezinin polimerizasyon stresinin absorpsiyonunu sağlamaktadır (171). Hubbezoğlu ve ark. (305) yaptıkları çalışmada SEM'de Tokuyama Universal adezivin kopma yüzeyi incelendiğinde nadiren dentin tübüllerine rastlandığını ve hibrit tabaka boyunca belirgin 0,5-1 µm boyutunda çizgi şeklinde bir aralığın görüldüğünü bununla bağlanmayı olumsuz etkilediğini belirtmişlerdir. Biz de çalışmamızda dezenfeksiyon prosedürlerinden sonra bağlanma dayanımlarının farklı olmasının nedenini adezivlerin içerikleri ile ilgili olduğunu düşünmekteyiz. Tokuyama Universal adezivin daha yüksek HEMA monomeri içermesi artan su emilimine ve hibrit tabakanın bozulmasına sebebiyet vermektedir. Bu da bağlantıyı olumsuz etkilemektedir. Scotchbond Universalin ise dentine daha yüksek bağlama dayanımı

değeri göstermesinin ve bağ dayanımını uzun süre koruyabilmesinin içerisindeki 10-MDP monomeri, Vitrebond kopolimeri ve silan ile alakalı olduğunu düşünmekteyiz.

Dentine bağlanma dayanımı, kullanılan fotosensitizörlerin türüne, lazer parametrelerine, adezive, adezivlerin kullanım moddlarına bağlı olarak farklılık gösterebilir ve bu farklılıklar çalışmanın sonuçlarını etkileyebilir. Ayrıca çalışmada in-vitro standardizasyon sağlanmış olmasına rağmen klinik koşulları tam olarak yansıtmamaktadır. Bu nedenle, bu konuda daha fazla araştırmaya ve klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.



6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

1. Yüzey dezenfeksiyon amacı ile Er:YAG lazer ve Fotodinamik tedavi uygulamaları dentine bağlanma dayanımını değerini artırırken, Er:YAG lazer en iyi makaslama bağlanma dayanımı değerini göstermiştir.
2. Yüzey dezenfeksiyon amacı ile Nd:YAG ve KTP lazer uygulaması dentine makaslama bağlanma dayanımını olumsuz etkilemiştir.
3. KTP lazer aktivasyonlu Fotodinamik tedavi uygulaması, tek başına KTP lazer uygulamasına göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.
4. Tüm dezenfeksiyon uygulamalarında self-etch adeziv sistem self-cured adeziv sisteme göre daha yüksek bağlanma değeri göstermiştir.
5. Lazerler ile yüzey dezenfeksiyonu uygulamalarında self-cured adeziv sistemlerin kullanılması durumunda Er:YAG lazer ya da lazer aktivasyonlu FDT prosedürlerinin tercih edilmesi önerilmektedir.
6. Dezenfeksiyon prosedürlerinin dentine bağlanma dayanımına etkisinin tam olarak değerlendirmek için klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKÇA

1. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry*. 2003;28(3):215-35.
2. Browne RM, Tobias RS. Microbial microleakage and pulpal inflammation: a review. *Endodontics & Dental Traumatology*. 1986;2(5):177-83.
3. Meiers JC, Kresin JC. Cavity disinfectants and dentin bonding. *Operative Dentistry*. 1996;21(4):153-9.
4. Kidd EA, Joyston-Bechal S, Beighton D. Microbiological validation of assessments of caries activity during cavity preparation. *Caries Research*. 1993;27(5):402-8.
5. Leung RL, Loesche WJ, Charbeneau GT. Effect of Dycal on bacteria in deep carious lesions. *Journal of the American Dental Association*. 1980;100(2):193-7.
6. Aktas A, Giray B. Dis Hekimliginde Klorheksidin: Özellikleri ve Güncel Kullanım Alanlari/Chlorhexidine Rinse in Dentistry: Characteristics and Actual Usage. *Türkiye Klinikleri Dişhekimliği Bilimleri Dergisi*. 2010;16(1):51.
7. Anderson MH, Charbeneau GT. A comparison of digital and optical criteria for detecting carious dentin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985;53(5):643-6.
8. Boston DW, Graver HT. Histobacteriological analysis of acid red dye-stainable dentin found beneath intact amalgam restorations. *Operative Dentistry*. 1994;19(2):65-9.
9. Bin-Shuwaish MS. Effects and Effectiveness of Cavity Disinfectants in Operative Dentistry: A Literature Review. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2016;17(10):867-79.
10. Geraldo-Martins VR, Robles FR, Matos AB. Chlorhexidine's effect on sealing ability of composite restorations following Er:YAG laser cavity preparation. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2007;8(5):26-33.
11. Arslan S, Yazici AR, Görücü J, Pala K, Antonson DE, Antonson SA. Comparison of the effects of Er,Cr:YSGG laser and different cavity disinfection agents on microleakage of current adhesives. *Lasers in Medical Science*. 2012;27(4):805-11.

12. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Nocca G, Lupi A, Giardina B. In vitro evaluation of the cytotoxicity of FotoSan™ light-activated disinfection on human fibroblasts. *Medical Science Monitor*. 2011;17(3):21-5.
13. Türkün M, Türkün LS, Celik EU, Ateş M. Bactericidal effect of Er,Cr:YSGG laser on *Streptococcus mutans*. *Dental Materials Journal*. 2006;25(1):81-6.
14. Uysal D, Güler Ç. Diş hekimliğinde lazer: bir literatür derlemesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;6:44-53.
15. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2000;44(4):753-65.
16. Judy MM, Matthews JL, Aronoff BL, Hults DF. Soft tissue studies with 805 nm diode laser radiation: thermal effects with contact tips and comparison with effects of 1064 nm Nd:YAG laser radiation. *Lasers in Surgery and Medicine*. 1993;13(5):528-36.
17. Raghavendra M, Koregol A, Bhola S. Photodynamic therapy: a targeted therapy in periodontics. *Australian Dental Journal*. 2009;54(1):02-9.
18. Hayata Y, Kato H, Konaka C, Ono J, Matsushima Y, Yoneyama K. Fiberoptic bronchoscopic laser photoradiation for tumor localization in lung cancer. *Chest Journal*. 1982;82(1):10-4.
19. Wilson BD, Mang T. Photodynamic therapy for cutaneous malignancies. *Clinics in Dermatology*. 1995;13(1):91-6.
20. Lou PJ, Jones L, Hopper C. Clinical outcomes of photodynamic therapy for head-and-neck cancer. *Technology in Cancer Research & Treatment*. 2003;2(4):311-7.
21. Wainwright M, Byrne MN, Gattrell MA. Phenothiazinium-based photobactericidal materials. *Journal of Photochemistry and Photobiology Biology*. 2006;84(3):227-30.
22. Lambrechts SA, Demidova TN, Aalders MC, Hasan T, Hamblin MR. Photodynamic therapy for *Staphylococcus aureus* infected burn wounds in mice. *Photochemical & Photobiological Sciences*. 2005;4(7):503-9.
23. Luksiene Z, Peciulyte D, Lugauskas A. Inactivation of fungi in vitro by photosensitization: preliminary results. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine*. 2004;11(2):215-20.

24. Hamblin MR, Viveiros J, Yang C, Ahmadi A, Ganz RA, Tolckoff MJ. *Helicobacter pylori* accumulates photoactive porphyrins and is killed by visible light. *Antimicrobial Agents and Chemotherapy*. 2005;49(7):2822-7.
25. Konopka K, Goslinski T. Photodynamic therapy in dentistry. *Journal Dental Research*. 2007;86(8):694-707.
26. Rios A, He J, Glickman GN, Spears R, Schneiderman ED, Honeyman AL. Evaluation of photodynamic therapy using a light-emitting diode lamp against *Enterococcus faecalis* in extracted human teeth. *Journal of Endodontics*. 2011;37(6):856-9.
27. Silva LA, Novaes AB, Jr., de Oliveira RR, Nelson-Filho P, Santamaria M, Jr., Silva RA. Antimicrobial photodynamic therapy for the treatment of teeth with apical periodontitis: a histopathological evaluation. *Journal of Endodontics*. 2012;38(3):360-6.
28. Vlacic J, Meyers IA, Walsh LJ. Combined CPP-ACP and photoactivated disinfection (PAD) therapy in arresting root surface caries: a case report. *British Dental Journal*. 2007;203(8):457-9.
29. Cunha-Cruz J. Laser therapy for dentine hypersensitivity. *Evidence-based Dentistry*. 2011;12(3):74-5.
30. Longo JP, Leal SC, Simioni AR, de Fátima Menezes Almeida-Santos M, Tedesco AC, Azevedo RB. Photodynamic therapy disinfection of carious tissue mediated by aluminum-chloride-phthalocyanine entrapped in cationic liposomes: an in vitro and clinical study. *Lasers in Medical Science*. 2012;27(3):575-84.
31. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*. 2012;40(6):475-84.
32. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosà M, Cadenaro M. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of Dentistry*. 2014;42(5):603-12.
33. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*. 2015;43(7):765-76.

34. Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dental Materials*. 2016;32(10):1218-25.
35. Nikaido T, Ichikawa C, Li N, Takagaki T, Sadr A, Yoshida Y. Effect of functional monomers in all-in-one adhesive systems on formation of enamel/dentin acid-base resistant zone. *Dental Materials Journal*. 2011;30(5):576-82.
36. Sharma V, Rampal P, Kumar S. Shear bond strength of composite resin to dentin after application of cavity disinfectants - SEM study. *Contemporary Clinical Dentistry*. 2011;2(3):155-9.
37. Sharma V, Nainan MT, Shivanna V. The effect of cavity disinfectants on the sealing ability of dentin bonding system: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*. 2009;12(3):109-13.
38. Mohammed Hassan A, Ali Goda A, Baroudi K. The effect of different disinfecting agents on bond strength of resin composites. *International Journal of Dentistry*. 2014;2014:231235.
39. Packham D. In *Handbook of adhesion* second edition: Wiley Online Library; 2005.
40. Leinfelder KF. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dental Clinics of North America*. 2001;45(1):1-6.
41. Bratthall D, Hänsel-Petersson G, Sundberg H. Reasons for the caries decline: what do the experts believe? *European Journal of Oral Sciences*. 1996;104(4):416-22.
42. Fejerskov O, Nyvad B, Kidd E. Dental caries: the disease and its clinical management: John Wiley & Sons; 3th ed. Chapter: Dental caries: what is it?. 2015;7-9.
43. Roberson TM. Karyoloji: lezyon, etyoloji, önleme ve kontrol. *Art and Acience of Restorative Dentistry*. Beşinci baskı. Ankara, Güneş Kitapevi. 2011:65-131.
44. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *The Lancet Journal*. 2007;369(9555):51-9.
45. Kotsanos N, Darling AI. Influence of post-eruptive age of enamel on its susceptibility to artificial caries. *Caries Research*. 1991;25(4):241-50.

46. Akarslan ZZ, Sadik B, Sadik E, Erten H. Dietary habits and oral health related behaviors in relation to DMFT indexes of a group of young adult patients attending a dental school. *Medicina Oral Patologia Oral Cirugia Bucal*. 2008;13(12):800-7.
47. Llena Puy C, Forner Navarro L. Evidence concerning the medical management of caries. *Medicina Oral Patologia Oral Cirugia Bucal*. 2008;13(5):325-30.
48. Raymond JL, Morrow K. Krause and Mahan's Food & The Nutrition Care Process. 15th ed. Chapter: Nutrition in the life cycle, Elsevier. 2017; 341-62.
49. Bader JD, Shugars DA, Bonito AJ. A systematic review of selected caries prevention and management methods. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*. 2001;29(6):399-411.
50. Bagg J MT, Poxton IR, Smith AJ, Bagg S. *Essentials of Microbiology for Dental Students*. Oxford University Press; 2006.
51. Kidd EAM. *Essentials of dental caries*. 3rd ed. New York: Oxford University Press; 2005.
52. Çakır F, Gürkan S, Attar N. Çürük mikrobiyolojisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;34(3-4):78-91.
53. Huth KC, Neuhaus KW, Gygax M, Bücher K, Crispin A, Paschos E. Clinical performance of a new laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions in permanent molars. *Journal of Dentistry*. 2008;36(12):1033-40.
54. Ritter AV. *Sturdevant's art & science of operative dentistry-e-book*: 7th ed. Chapter: Dental caries: Etiology, Clinical Characteristics, Risk Assessment and Management, Elsevier Health Sciences. 2017; 40-95.
55. Fusayama T. Factors and prevention of pulp irritation by adhesive composite resin restorations. *Quintessence International*. 1987;18(9):633-41.
56. Brännström M. The cause of postrestorative sensitivity and its prevention. *Journal of Endodontics*. 1986;12(10):475-81.
57. Brännström M, Nyborg H. Cavity treatment with a microbicidal fluoride solution: growth of bacteria and effect on the pulp. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1973;30(3):303-10.

58. Besic F. The fate of bacteria sealed in dental cavities. *Journal of Dental Research*. 1943;22(5):349-54.
59. Türkün M, Türkün LS, Kalender A. Effect of cavity disinfectants on the sealing ability of nonrinsing dentin-bonding resins. *Quintessence International*. 2004;35(6):469-76.
60. Karanika-Kouma A, Dionysopoulos P, Koliniotou-Koubia E, Kolokotronis A. Antibacterial properties of dentin bonding systems, polyacid-modified composite resins and composite resins. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2001;28(2):157-60.
61. Gürkan S, Bolay S, Kiremitçi A. Effect of disinfectant application methods on the bond strength of composite to dentin. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1999;26(10):836-40.
62. Chan D, Lo W. Residual antimicrobial action of benzalkonium chloride-containing etchant. *Journal of Dental Research*; 1994.
63. Tulunoglu O, Ayhan H, Olmez A, Bodur H. The effect of cavity disinfectants on microleakage in dentin bonding systems. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 1998;22(4):299-305.
64. Clayman L, Kuo P. *Lasers in maxillofacial surgery, dentistry*. Thieme New York. Soft tissue excision techniques. 1997:63-83.
65. Verma SK, Maheshwari S, Singh RK, Chaudhari PK. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *National Journal of Maxillofacial Surgery*. 2012;3(2):124-32.
66. Sıray B. Lazer Nedir? Fiziği ve Doku ile Etkileşimi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 2012;3(2):1-6.
67. Özcan A, Sevimay M. Diş Hekimliğinde Lazer. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 2016;22(2).
68. Parker S. Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light production. *British Dental Journal*. 2007;202(1):21-31.
69. Boyraz İ, Yıldız A. Lazer Çeşitleri ve yüksek yoğunluklu lazer kullanımı. *Çağdaş Tıp Dergisi*. 2017;6(1):104-9.

70. Pick RM. Using lasers in clinical dental practice. *Journal of the American Dental Association*. 1993;124(2):37-4.
71. Pirnat S. Versatility of an 810 nm diode laser in dentistry: An overview. *Journal of Laser and Health Academy*. 2007;4(2):1-9.
72. Doğan GE, Demir T, Orbak R. Periodontolojide düşük doz lazer uygulamaları. *Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*. 2014;4(1):43-50.
73. Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. *Chemical reviews*. 2003;103(2):577-644.
74. Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(4):771-94.
75. Stern RH, Sognnaes RF. Laser Effect on Dental Hard Tissues. A Preliminary Report. *Journal Southern California State Dental Association*. 1965;33(1):17-9.
76. Paul W, Flint MD. Cummings Otolaryngology -Head and Neck Surgery, 3-Volume Set: Expert Consult: Online and Print, 5th ed., Mosby Elsevier; 2010.
77. Coluzzi D. Lasers in dentistry: From fundamentals to clinical procedures. *American Dental Association Seminar series*; 2009.
78. Walsh JT, Jr., Cummings JP. Effect of the dynamic optical properties of water on midinfrared laser ablation. *Lasers in Surgery and Medicine*. 1994;15(3):295-305.
79. Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. Clinical assessments of the erbium:YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*. 1996;14(2):67-75.
80. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontology 2000*. 2004;36:59-97.
81. Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(5):570-8.
82. Visuri SR, Walsh JT, Jr., Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers in Surgery and Medicine*. 1996;18(3):294-300.

83. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. *Journal of the American Dental Association*. 2004;135(2):204-12.
84. Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I. Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. *Lasers in Surgery and Medicine*. 1996;19(2):190-200.
85. Kreisler M, Kohnen W, Marinello C, Götz H, Duschner H, Jansen B. Bactericidal effect of the Er:YAG laser on dental implant surfaces: an in vitro study. *Journal of Periodontology*. 2002;73(11):1292-8.
86. Folwaczny M, Aggstaller H, Mehl A, Hickel R. Removal of bacterial endotoxin from root surface with Er:YAG laser. *American Journal of Dentistry*. 2003;16(1):3-5.
87. Sasaki KM, Aoki A, Masuno H, Ichinose S, Yamada S, Ishikawa I. Compositional analysis of root cementum and dentin after Er:YAG laser irradiation compared with CO₂ laser and intact roots using Fourier transformed infrared spectroscopy. *Journal of Periodontal Research*. 2002;37(1):50-9.
88. Ceballo L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *Journal of Dental Research*. 2002;81(2):119-22.
89. Aranha AC, De Paula Eduardo C, 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):745-51.
90. Harris DM, White JM, Goodis H, Arcoria CJ, Simon J, Carpenter WM. Selective ablation of surface enamel caries with a pulsed Nd:YAG dental laser. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2002;30(5):342-50.
91. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(4):751-70.
92. Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. *International Endodontic Journal*. 2000;33(3):173-85.
93. Anić I, Tachibana H, Masumoto K, Qi P. Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd: YAG, CO₂ and argon lasers. *International Endodontic Journal*. 1996;29(1):13-22.

94. Li ZZ, Code JE, Van De Merwe WP. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers in Surgery and Medicine*. 1992;12(6):625-30.
95. He H, Yu J, Song Y, Lu S, Liu H, Liu L. Thermal and morphological effects of the pulsed Nd:YAG laser on root canal surfaces. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2009;27(2):235-40.
96. Wen X, Liu L, Nie X, Zhang L, Deng M, Chen Y. Effect of pulse Nd:YAG laser on bond strength and microleakage of resin to human dentine. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2010;28(6):741-6.
97. Acar O, Tuncer D, Yuzugullu B, Celik C. The effect of dentin desensitizers and Nd:YAG laser pre-treatment on microtensile bond strength of self-adhesive resin cement to dentin. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2014;6(2):88-95.
98. Moritz A, Beer F, Goharkhay K, Schoop U, Strassl M, Verheyen. *Oral laser application: Quintessenz Verlags*; 2006.
99. Smith ML. *Laser-assisted nonsurgical periodontal therapy. Principles and Practice of Laser Dentistry: Elsevier*; 2011.
100. Taşkan M. Kronik enflamatuvar dişeti büyümelerinin tedavisinde lazer ile gingivektomi teknikleri; derleme. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2015;18(4):370-9.
101. Coluzzi DJ. Lasers in dentistry. *Journal of the American Dental Association*. 2004;135(6):698.
102. Gutknecht N, Al-Karadaghi TS, Al-Maliky MA, Conrads G, Franzen R. The Bactericidal Effect of 2780 and 940 nm Laser Irradiation on *Enterococcus faecalis* in Bovine Root Dentin Slices of Different Thicknesses. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2016;34(1):11-6.
103. Dinç G. Kavite dezenfektanlarının antibakteriyel özellikleri, bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı üzerine etkileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;6:66-75.
104. Arslan I, Baygin O. Çocuk diş hekimliğinde kullanılan kavite dezenfeksiyon yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2019;29(1):124-32.

105. Kouchi Y, Ninomiya J, Yasuda H, Fukui K, Moriyama T, Okamoto H. Location of *Streptococcus mutans* in the dentinal tubules of open infected root canals. *Journal of Dental Research*. 1980;59(12):2038-46.
106. Schmalz G, Ergücü Z, Hiller KA. Effect of dentin on the antibacterial activity of dentin bonding agents. *Journal of Endodontics*. 2004;30(5):352-8.
107. Lee BS, Lin YW, Chia JS, Hsieh TT, Chen MH, Lin CP. Bactericidal effects of diode laser on *Streptococcus mutans* after irradiation through different thickness of dentin. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2006;38(1):62-9.
108. Pirnat S, Lukac M, Ihan A. Study of the direct bactericidal effect of Nd:YAG and diode laser parameters used in endodontics on pigmented and nonpigmented bacteria. *Lasers in Medical Science*. 2011;26(6):755-61.
109. Maenosono RM, Bim Júnior O, Duarte MA, Palma-Dibb RG, Wang L, Ishikiriyama SK. Diode laser irradiation increases microtensile bond strength of dentin. *Brazilian Oral research*. 2015;29:1-5.
110. Garcia Lda F, Naves LZ, Correr-Sobrinho L, Consani S, Pires-De-Souza Fde C. Bond strength of a self-adhesive resinous cement to root dentin irradiated with a 980-nm diode laser. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2010;68(3):171-9.
111. Alfredo E, Silva SR, Ozório JE, Sousa-Neto MD, Brugniera-Júnior A, Silva-Sousa YT. Bond strength of AH Plus and Epiphany sealers on root dentine irradiated with 980 nm diode laser. *International Endodontic Journal*. 2008;41(9):733-40.
112. Beer F, Buchmair A, Wernisch J, Georgopoulos A, Moritz A. Comparison of two diode lasers on bactericidity in root canals-an in vitro study. *Lasers in Medical Science*. 2012;27(2):361-4.
113. Tuncdemir AR, Yildirim C, Ozcan E, Polat S. The effect of a diode laser and traditional irrigants on the bond strength of self-adhesive cement. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2013;5(4):457-63.
114. Kimura Y, Wilder-Smith P, Yonaga K, Matsumoto K. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. *Journal of Clinical Periodontology*. 2000;27(10):715-21.

115. Ladalardo TC, Pinheiro A, Campos RA, Brugnera Júnior A, Zanin F, Albernaz PL. Laser therapy in the treatment of dentine hypersensitivity. *Brazilian Dental Journal*. 2004;15(2):144-50.
116. Uttamani J, Shaikh I, Kulkarni V. Use of Lasers in Nonsurgical Periodontal Therapy. *International Journal Experiment Dental Sciences*. 2013;2:29-32.
117. Meire M, De Moor R. Lasers in endodontics: laser disinfection, an added value? *Journal of Endodontic Practice Today*. 2007;1(3).
118. Verheyen P BR, Goharkhay K, Walsh LJ. Photoactivated disinfection (PAD). In: A. Moritz. *Oral laser applicationed*. Quintesssenz verlags. 2006;503-16.
119. Jori G. Photodynamic therapy of microbial infections: state of the art and perspectives. *Journal of environmental Pathology, Toxicology and Oncology*. 2006;25(1-2):505-19.
120. Asnaashari M, Mojahedi SM, Asadi Z, Azari-Marhabi S, Maleki A. A comparison of the antibacterial activity of the two methods of photodynamic therapy (using diode laser 810 nm and LED lamp 630 nm) against *Enterococcus faecalis* in extracted human anterior teeth. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2016;13:233-7.
121. Madani L, Sarkisians E, Kiomarsi N, Kharazifard MJ, Chiniforush N. Effect of antimicrobial photodynamic therapy on microleakage of class cavities restored with composite resin. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2018;23:78-82.
122. Carvalho Edos S, Mello I, Albergaria SJ, Habitante SM, Lage-Marques JL, Raldi DP. Effect of chemical substances in removing methylene blue after photodynamic therapy in root canal treatment. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2011;29(8):559-63.
123. Costa LM, Matos Fde S, Correia AM, Carvalho NC, Faria ESAL, Paranhos LR. Tooth color change caused by photosensitizers after photodynamic therapy: An in vitro study. *Journal of Photochemistry and Photobiology*. 2016;160:225-8.
124. Soukos NS, Goodson JM. Photodynamic therapy in the control of oral biofilms. *Periodontology 2000*. 2011;55(1):143-66.
125. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi; 2000.

126. Kiremitçi A, Gökalp S . Dentin ıslanma kritik yüzey gerilimi üzerine dört adeziv sistemin etkisi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1998;22:47-52.
127. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. Sturdevant's art and science of operative dentistry: Elsevier Health Sciences; 2006.
128. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. Journal Dental Research. 1955;34(6):849-53.
129. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. Journal of the American Dental Association. 2000;(131):20-5.
130. Göktolga Akin EG. Er: YAG lazer uygulanmış, yaşlandırılmış dentinde self-etch adezivlerin bağlanma dayanımlarının in-vitro olarak incelenmesi. Doktora Tezi, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi; 2019.
131. Black GV. A work on operative dentistry: in two volumes. The pathology of the hard tissues of the teeth: Medico-Dental Publishing Company; 1908.
132. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. Journal of Dental Research. 1970;49(6):1359-68.
133. Kiremitçi A, Altıncı P. Self-etch Adeziv Sistemlerde Güncel Gelişmeler Bölüm I: Farklı Özelliklerde Diş Sert Dokularına Bağlanma Etkinliği. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2008;32(4):33-48.
134. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J. Bonding to enamel and dentin. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach, Quintessence Publishing. 2006;183-260.
135. Sağ BU. Rezin nano seramik ve indirekt kompozitin farklı rezin siman ve uygulama teknikleriyle yapıştırılmaları sonrasında dentine bağlanma dayanımlarının incelenmesi. Uzmanlık Tezi, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi; 2015.
136. Dayangaç B. Kompozit Restorasyonlar. İstanbul: Quintessence Yayıncılık; 2011.

137. Hilton TJ, Summitt JB. Pulpal considerations In Hilton TJ, Ferracane JL, & Broome JC (Eds.), Summitt's fundamentals of Operative dentistry: A contemporary approach. 4th ed. Quintessence Publishing; 2013.
138. Wei S, Barkmeier WW. Conference report: International symposium on adhesives in dentistry. *Journal of Dental Research*. 1992;71(1):75-7.
139. Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, Suyama Y, Mine A, Peumans M. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dental Materials*. 2013;29(2):221-30.
140. Suyama Y, de Munck J, Cardoso MV, Yamada T, Van Meerbeek B. Bond durability of self-adhesive composite cements to dentine. *Journal of Dentistry*. 2013;41(10):908-17.
141. Brudevold F, Buonocore M, Wileman W. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *Journal of Dental Research*. 1956;35(6):846-51.
142. Swift EJ, Jr. Bonding systems for restorative materials-a comprehensive review. *Pediatric Dentistry*. 1998;20(2):80-4.
143. Swift EJ, Jr., Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence international*. 1995;26(2):95-110.
144. Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*. 1998;42(4):567-77.
145. Tao L, Pashely DH, Boyd L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dental Materials*. 1988;4(4):208-16.
146. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1982;16(3):265-73.
147. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Structural evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vivo. *Journal of Dental Research*. 1994;73(3):629-36.
148. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *American Journal of Dentistry*. 2003;16(5):329-34.

149. Vichi A, Grandini S, Ferrari M, Fabianelli A. Influence of self-etching priming bonding systems on sealing ability of class II restorations: leakage and SEM evaluation. *Atti del Congresso delle Società Europee di Conservativa*; 2000.
150. Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Materials*. 2009;25(11):1459-67.
151. Van Landuyt KL, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dental Materials*. 2006;22(6):533-44.
152. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dental Materials*. 2005;21(10):895-910.
153. Zencirli I. İki Farklı Lazer Sistemi ile Pürüzlendirilen Daimi Diş Dentin Yüzeyine Uygulanan Farklı Bonding Sistemlerin Bağlanma Dayanımının İncelenmesi. *Uzmanlık Tezi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*;2018.
154. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal*. 2005;24(1):1-13.
155. Jayasheel A, Niranjan N, Pamidi H, Suryakanth MB. Comparative Evaluation of shear Bond Strength of universal Dental Adhesives-An in vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2017;9(7):e892-e6.
156. Phrukkanon S, Burrow MF, Hartley PG, Tyas MJ. The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dental Materials*. 2000;16(4):255-65.
157. Swift EJ, Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry*. 2002;24(5):456-61.
158. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry*. 1998;26(1):1-20.
159. Loguercio AD, Luque-Martinez I, Muñoz MA, Szesz AL, Cuadros-Sánchez J, Reis A. A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Operative Dentistry*. 2014;39(6):652-62.

160. Finger WJ, Balkenhol M. Practitioner variability effects on dentin bonding with an acetone-based one-bottle adhesive. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 1999;1(4):311-4.
161. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research*. 2004;83(6):454-8.
162. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*. 2011;27(1):17-28.
163. Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Bond strength and morphologic evidence. *American Journal of Dentistry*. 2004;17(4):271-8.
164. Gökalp S. Self-etch adeziv sistemler. *Türkiye Diş Hekimleri Birliği Dergisi*. 2004;80:57-9.
165. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K. Bonding of universal adhesives to dentine-Old wine in new bottles? *Journal of Dentistry*. 2015;43(5):525-36.
166. Kadoma Y. Surface treatment agent for dental metals using a thiirane monomer and a phosphoric acid monomer. *Dental Materials Journal*. 2002;21(2):156-69.
167. Chen L, Suh BI, Brown D, Chen X. Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *American Journal of Dentistry*. 2012;25(2):103-8.
168. Fukegawa D, Hayakawa S, Yoshida Y, Suzuki K, Osaka A, Van Meerbeek B. Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *Journal of Dental Research*. 2006;85(10):941-4.
169. Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *Journal of Dental Research*. 2008;87(8):757-61.
170. Tunaç AT, Can E. Üniversal Adeziv Sistemler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental*. 2020;26(3).

171. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-85.
172. Reis AF, Oliveira MT, Giannini M, De Goes MF, Rueggeberg FA. The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Operative Dentistry*. 2003;28(6):700-6.
173. Klein-Júnior CA, Zander-Grande C, Amaral R, Stanislawczuk R, Garcia EJ, Baumhardt-Neto R. Evaporating solvents with a warm air-stream: effects on adhesive layer properties and resin-dentin bond strengths. *Journal of Dentistry*. 2008;36(8):618-25.
174. Perdigão J, Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez IV, Staichak R, Reis A. Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal adhesive associated with a hydrophobic resin coat. *Operative Dentistry*. 2014;39(5):489-99.
175. Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, Szesz AL, Reis A, Loguercio AD. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *Journal of Dentistry*. 2014;42(5):595-602.
176. Perdigao J, Swift E, Walter R. Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Operative Dentistry* . 2014:114-40.
177. Sezinando A, Luque-Martinez I, Muñoz MA, Reis A, Loguercio AD, Perdigão J. Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dental Materials*. 2015;31(10):236-46.
178. Ozcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GA, Bottino MA. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental Materials Journal*. 2007;23(10):1276-82.
179. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral Patologia Oral Cirugia Bucal*. 2006;11(2):215-20.
180. Geissberger M. Esthetic dentistry in clinical practice. Chapter: Direct Restorative Materials, John Wiley & Sons. 2013;155-75.
181. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*. 1997;105(2):97-116.

182. Pick B, Pelka M, Belli R, Braga RR, Lohbauer U. Tailoring of physical properties in highly filled experimental nanohybrid resin composites. *Dental Materials*. 2011;27(7):664-9.
183. Parker S, Braden M. Water absorption of methacrylate soft lining materials. *Biomaterials*. 1989;10(2):91-5.
184. Schmidseder J. Color atlas of dental medicine-aesthetic dentistry. 1th ed. Stuttgart, Germany: Thieme. 2000;38.
185. Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Xu R, Hedin NE. Bis-GMA/TEGDMA Dental Composites Reinforced with Electrospun Nylon 6 Nanocomposite Nanofibers Containing Highly Aligned Fibrillar Silicate Single Crystals. *Polymer*. 2007;48(9):2720-8.
186. Çelik Ç, Yonca O. Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. *Ankara Diş Hekimleri Odası Klinik Bilimleri Dergisi*. 2008;2(2):109-15.
187. Altun C. Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler . *Gülhane Tıp Dergisi*. 2005;47(1):77-82
188. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Journal of Progress in Polymer Science*. 2001;26(4):535-76.
189. Ritter AV, Walter R, Boushell LW, Ahmed SN. 7th ed. Chapter: Clinical technique for direct composite resin and glass ionomer restorations. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*: Elsevier. 2018;219-64.
190. Trushkowsky RD. Composite Resin: Fundamentals and Direct Technique Restorations. *Esthetic Dentistry A Clinical Approach to Techniques and Materials*. 2001;2:69-94.
191. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ, Jr. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association*. 1994;125(6):687-701.
192. Yadav R, Kumar M. Dental Restorative Composite Materials: A review. *Journal of Oral Biosciences*. 2019;61(2):78-83.
193. Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric Dentistry*. 2002;24(5):465-79.

194. Ferracane JL. Resin composite-State of the art. *Dental Materials*. 2011;27(1):29-38.
195. Dos Santos PH, Catelan A, Albuquerque Guedes AP, Umeda Suzuki TY, de Lima Godas AG, Fraga Briso AL. Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2015;73(3):176-81.
196. Suzuki S, Leinfelder KF, Kawai K, Tsuchitani Y. Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. *American Journal of Dentistry*. 1995;8(4):173-8.
197. Yanikoğlu N, Duymuş ZY, Yilmaz B. Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dental Materials Journal*. 2009;28(3):344-51.
198. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2007;19(5):265-73.
199. Rodrigues Junior SA, Zanchi CH, Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Brazilian Oral Research*. 2007;21(1):16-21.
200. Saunders SA. Current practicality of nanotechnology in dentistry. Focus on nanocomposite restoratives and biomimetics. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*. 2009;1:47-61.
201. Bedran-de-Castro AK, Cardoso PE, Ambrosano GM, Pimenta LA. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Operative Dentistry*. 2004;29(1):42-8.
202. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry*. 1997;22(4):173-85.
203. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*. 1999;27(2):89-99.
204. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*. 2005;21(11):999-1007.

205. El Mourad AM. Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *The Open Dentistry Journal*. 2018;12:664-78.
206. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dental Materials*. 2000;16(3):180-7.
207. Özyeşil A, Günel Ş, Belli S, Eskitaşcıoğlu G. İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). *Selçuk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2009;18(2):118-21.
208. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2007;9(1):77-106.
209. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*. 1995;11(2):117-25.
210. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*. 2005;84(2):118-32.
211. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*. 1998;14(6):394-8.
212. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials*. 2010;26(2):50-62.
213. ISO TR 11405. Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. International Organization for Standardization. 2003.
214. Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence international*. 1999;30(2):122-34.
215. Sakaguchi RL, Powers J. Craig's restorative dental materials. 13th ed. Chapter: Testing of Dental Materials and Biomechanics, Elsevier. 2012;88-9.

216. Saikaew P, Matsumoto M, Chowdhury A, Carvalho RM, Sano H. Does Shortened Application Time Affect Long-Term Bond Strength of Universal Adhesives to Dentin? *Operative Dentistry*. 2018;43(5):549-58.
217. Paradella TC, Bottino MA. Scanning Electron Microscopy in modern dentistry research. *Brazilian Dental Science*. 2012;15(2):43-8.
218. Schwarz F, Aoki A, Sculean A, Becker J. The impact of laser application on periodontal and peri-implant wound healing. *Periodontology 2000*. 2009;51:79-108.
219. Takasaki AA, Aoki A, Mizutani K, Schwarz F, Sculean A, Wang CY. Application of antimicrobial photodynamic therapy in periodontal and peri-implant diseases. *Periodontol 2000*. 2009;51:109-40.
220. Moan J, Berg K. The photodegradation of porphyrins in cells can be used to estimate the lifetime of singlet oxygen. *Photochemistry and Photobiology*. 1991;53(4):549-53.
221. Cobb CM. Lasers in periodontics: a review of the literature. *Journal of periodontology*. 2006;77(4):545-64.
222. Bergmans L, Moisiadis P, Teughels W, Van Meerbeek B, Quirynen M, Lambrechts P. Bactericidal effect of Nd:YAG laser irradiation on some endodontic pathogens ex vivo. *International Endodontic Journal*. 2006;39(7):547-57.
223. Cheng X, Guan S, Lu H, Zhao C, Chen X, Li N. Evaluation of the bactericidal effect of Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG laser radiation, and antimicrobial photodynamic therapy (aPDT) in experimentally infected root canals. *Laser in Surgery and Medicine*. 2012;44(10):824-31.
224. Fekrazad R, Seraj B, Chiniforush N, Rokouei M, Mousavi N, Ghadimi S. Effect of antimicrobial photodynamic therapy on the counts of salivary *Streptococcus mutans* in children with severe early childhood caries. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2017;18:319-22.
225. Li Y, Du J, Huang S, Wang S, Wang Y, Cai Z. Hydrogen peroxide potentiates antimicrobial photodynamic therapy in eliminating *Candida albicans* and *Streptococcus mutans* dual-species biofilm from denture base. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2022;37:102691.

226. Mohan PV, Uloopi KS, Vinay C, Rao RC. In vivo comparison of cavity disinfection efficacy with APF gel, Propolis, Diode Laser, and 2% chlorhexidine in primary teeth. *Contemporary Clinical Dentistry*. 2016;7(1):45-50.
227. Aytac Bal F, Ozkocak I, Cadirci BH, Sirin Karaarslan E, Cakdinleyen M, Agaccioglu M. Effects of photodynamic therapy with indocyanine green on *Streptococcus mutans* biofilm. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2019;26:229-34.
228. Sancakli HS, Siso SH, Yildiz SO, Gökçe YB. Antibacterial Effect of Surface Pretreatment Techniques against *Streptococcus Mutans*. *Niger Journal Clinical of Practice*. 2018;21(2):170-5.
229. de Martínez Gerbi MEM, Soares IV, Miranda JM, Moreno LMM, de Melo EL, Lyra da Paz ES. Evaluation of the Antimicrobial Effect of Photodynamic Therapy and Er:YAG Laser Irradiation on Root Canals Infected with *Enterococcus faecalis*. *Photobiomodul, Photomedicine and Laser Surgery*. 2022;40(8):559-64.
230. Sarda RA, Shetty RM, Tamrakar A, Shetty SY. Antimicrobial efficacy of photodynamic therapy, diode laser, and sodium hypochlorite and their combinations on endodontic pathogens. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2019;28:265-72.
231. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2010;12(5):343-71.
232. DeWald JP. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dental Materials*. 1997;13(2):74-81.
233. Ziskind D, Gleitman J, Rotstein I, Friedman M. Evaluation of cetylpyridinium chloride for infection control in storage solution. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003;30(5):477-81.
234. Brännström M, Coli P, Blixt M. Effect of tooth storage and cavity cleansing on cervical gap formation in Class II glass-ionomer/composite restorations. *Dental Materials*. 1992;8(5):327-31.
235. ISO TR 11405. Dental materials-guidance on testing of adhesion to tooth structure. International Organization for Standardization. 1994:1-15.

236. Outhwaite WC, Livingston MJ, Pashley DH. Effects of changes in surface area, thickness, temperature and post-extraction time on human dentine permeability. *Archives of Oral Biology*. 1976;21(10):599-603.
237. ISO TR 11405. Dental Materials: Testing of Adhesion to Tooth Structure. 2003.
238. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Jr., Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *Journal of the American Dental Association*. 2007;138(12):1599-603.
239. Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2002;5(1):52-7.
240. Khan TN, Ali Abidi SY, Nawaz Khan KB, Ahmed S, Rehman Qazi FU, Saeed N. Micromechanical Intervention in Sandwich Restoration. *Journal of College of Physicians and Surgeons Pakistan*. 2015;25(11):781-4.
241. Ayaz DF, Tağtekin D, Yanikoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2011;2011(4):49-56.
242. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*. 2000;79(6):1385-91.
243. Fráter M, Forster A, Keresztúri M, Braunitzer G, Nagy K. In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *Journal of Dentistry*. 2014;42(9):1143-50.
244. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *American Journal of Dental*. 1991;4(5):231-6.
245. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2007;8(2):17-24.
246. al-Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence International*. 1997;28(11):717-23.
247. ISO I. TS 11405: Dental materials-testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat; 2003.

248. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL, Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*. 2001;17(2):165-9.
249. Dayem RN. A novel method for removing the collagen network from acid-etched dentin by neodymium:yttrium-aluminum-garnet laser. *Lasers in Medical Science*. 2009;24(1):93-9.
250. Türkmen C, Günday M, Karaçorlu M, Başaran B. Effect of CO₂, Nd:YAG, and ArF excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: an in vitro study. *Journal of Endodontics*. 2000;26(11):644-8.
251. Ruyter IE. The chemistry of adhesive agents. *Operative dentistry*. 1992;5:32-43.
252. Meiers JC, Shook LW. Effect of disinfectants on the bond strength of composite to dentin. *American Journal of Dentistry*. 1996;9(1):11-4.
253. Ariyaratnam MT, Wilson MA, Blinkhorn AS. An analysis of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd:YAG laser. *Dental Materials Journal*. 1999;15(4):223-8.
254. Levy G. Cleaning and shaping the root canal with a Nd:YAG laser beam: a comparative study. *Journal of Endodontics*. 1992;18(3):123-7.
255. Lan WH, Liu HC. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery*. 1996;14(2):89-92.
256. Stabholz A, Sahar-Helft S, Moshonov J. Lasers in endodontics. *Dental Clinical North American*. 2004;48(4):809-32.
257. Dalkilic EE, Arisu HD, Kivanc BH, Uctasli MB, Omurlu H. Effect of different disinfectant methods on the initial microtensile bond strength of a self-etch adhesive to dentin. *Lasers Medical Science*. 2012;27(4):819-25.
258. Tarçın B, Günday M, Oveçoğlu HS, Türkmen C, Oveçoğlu ML, Oksüz M. Tensile bond strength of dentin adhesives on acid- and laser-etched dentin surfaces. *Quintessence International*. 2009;40(10):865-74.
259. Gurgan S, Firat E, Baysan A, Gutknecht N, Imazato S. Effects of ozone and ND:YAG laser pretreatment on bond strength of self-etch adhesives to coronal and root dentin. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2010;28(2):3-9.

260. Celik C, Ozel Y, Bağış B, Erkut S. Effect of laser irradiation and cavity disinfectant application on the microtensile bond strength of different adhesive systems. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2010;28(2):267-72.
261. Binhasan M, Alsunbul H, Aljanakh M, Abduljabbar T, Vohra F. Dentin disinfection and adhesive bond strength using modified photoactivated carbon nanoparticles. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2023;42:103313.
262. Kaptan A, Oznurhan F. Effects of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser irradiation and adhesive systems on microtensile bond strength of a self-adhering composite. *Lasers Medical Sciences*. 2023;38(1):41.
263. Yazici AR, Agarwal I, Campillo-Funollet M, Munoz-Viveros C, Antonson SA, Antonson DE. Effect of laser preparation on bond strength of a self-adhesive flowable resin. *Lasers in Medical Science*. 2013;28(1):343-7.
264. Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nonaka T, Pécora JD, Palma Dibb RG. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *Lasers Surgery Medicine*. 2002;31(3):164-70.
265. Ferreira LS, Ferreira LS, Francci C, Navarro RS, Calheiros FC, Eduardo Cde P. Effects of Nd:YAG laser irradiation on the hybrid layer of different adhesive systems. *Journal Adhesive Dentistry*. 2009;11(2):117-25.
266. Matos AB, Oliveira DC, Kuramoto M, Jr., Eduardo CP, Matson E. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. *Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery*. 1999;17(4):165-9.
267. Nisar SS, Irfan F, Hammad H, Abdulla AM, Kamran MA, Barakat A. Disinfection of caries-affected dentin using potassium titanyl phosphate laser, Rose bengal and Ozonated water on shear bond strength of deciduous teeth. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2022;40:103044.
268. Castro FL, Andrade MF, Hebling J, Lizarelli RF. Nd:YAG laser irradiation of etched/unetched dentin through an uncured two-step etch-and-rinse adhesive and its effect on microtensile bond strength. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2012;14(2):137-45.

269. Rolla JN, Mota EG, Oshima HM, Júnior LH, Spohr AM. Nd:YAG laser influence on microtensile bond strength of different adhesive systems for human dentin. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2006;24(6):730-4.
270. Kobayashi CA, Fujishima A, Miyazaki T, Kimura Y, Matsumoto K, Osada T. Effect of Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of glass-ionomer luting cement to dentin surface. *International Journal Prosthodontics*. 2003;16(5):493-8.
271. Alkhudhairy F, AlKheraif A, Bin-Shuwaish M, Al-Johany S, Naseem M, Vohra F. Effect of Er,Cr:YSGG Laser and Ascorbic Acid on the Bond Strength and Microleakage of Bleached Enamel Surface. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2018;36(8):431-8.
272. Vellappally S, Hashem M, Altinawi A, Fouad H. Nanoparticle incorporated dentin bonding agent to caries effected dentin treated by photodynamic therapy, laser or chlorhexidine. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2021;36:102495.
273. Arslan I, Baygin O, Bayramoglu G, Akyol R, Tuzuner T. Effects of various agents and laser systems on antibacterial activity and microtensile bond strength when used for cavity disinfection. *Journal of Dental lasers*. 2019;13(1):12.
274. Alrahlah A, Niaz MO, Abrar E, Vohra F, Rashid H. Treatment of caries affected dentin with different photosensitizers and its effect on adhesive bond integrity to resin composite. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2020;31:101865.
275. Alrahlah A, Naseem M, Tanveer SA, Abrar E, Charania A, AlRifaiy MQ. Influence of disinfection of caries effected dentin with different concentration of silver diamine fluoride, curcumin and Er, Cr:YSGG on adhesive bond strength to resin composite. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2020;32:102065.
276. Küden C, Karakaş SN. Effect of three different photosensitizers in photodynamic therapy on bond strength of a calcium silicate-based sealer to radicular dentin. *Australian Endodontic Journal*. 2022;00:1-8.
277. Alonaizan FA, AlFawaz YF, Alsahhaf A, Alofi RS, Al-Aali KA, Alrahlah A. Effect of photodynamic therapy and ErCrYSGG laser irradiation on the push-out bond strength between fiber post and root dentin. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2019;27:415-8.

278. Keskin G, Uçar Gündoğar Z, Yaman M. Bonding of an ion-releasing restorative material to caries-affected dentin disinfected with photodynamic therapy, Er,Cr:YSGG laser, and chemical disinfectants. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2021;34:102261.
279. Qamar Z, Niazi FH, Alshalan AM, Almutairi WT, Lingam AS. Radicular canal disinfection by photosensitizers activated by photodynamic therapy and Er, Cr: YSGG laser bonded to glass fiber post using different cement types. An In vitro study. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*. 2022;37:102730.
280. Dahl TA, McGowan WM, Shand MA, Srinivasan VS. Photokilling of bacteria by the natural dye curcumin. *Archives of Microbiol*. 1989;151(2):183-5.
281. Wainwright M, Phoenix DA, Rice L, Burrow SM, Waring J. Increased cytotoxicity and phototoxicity in the methylene blue series via chromophore methylation. *Journal of Photochemistry and Photobiology*. 1997;40(3):233-9.
282. Strazzi Sahyon HB, Pereira da Silva P, Silva de Oliveira M, Angelo Cintra LT, Gomes-Filho JE, Henrique Dos Santos P. Effect of photodynamic therapy on the mechanical properties and bond strength of glass-fiber posts to endodontically treated intraradicular dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(2):317.
283. Demirel G, Gür G. Micro-shear Bond Strength of Aged Resin Composite Repaired with Different Universal Adhesives. *Meandros Medical and Dental Journal*. 2019;20(1):7.
284. Saito T, Takamizawa T, Ishii R, Tsujimoto A, Hirokane E, Barkmeier WW. Influence of Application Time on Dentin Bond Performance in Different Etching Modes of Universal Adhesives. *Operative Dentistry*. 2020;45(2):183-95.
285. Karadas M. Influence of reduced application time on bonding durability of universal adhesives to demineralized enamel. *Clinical Oral Investigate*. 2021;25(12):6843-55.
286. Madrigal EL, Tichy A, Hosaka K, Ikeda M, Nakajima M, Tagami J. The effect of curing mode of dual-cure resin cements on bonding performance of universal adhesives to enamel, dentin and various restorative materials. *Dental Materials Journal*. 2021;40(2):446-54.

287. Zabeu GS, Brianezzi LFF, Gonçalves RS, Maenosono RM, Palma-Dibb RG, Wang L. MDP-based universal adhesive system irradiated with Er,Cr:YSGG: Analysis of its performance up to 6 months. *Dental Materials Journal*. 2021;40(1):150-6.
288. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of Dental*. 2014;42(7):800-7.
289. Yamauchi K, Tsujimoto A, Jurado CA, Shimatani Y, Nagura Y, Takamizawa T. Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *Journal of Oral Sciences*. 2019;61(4):549-53.
290. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL. Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dental Materials*. 2016;32(2):9-21.
291. Forgerini TV, Ribeiro JF, Rocha RO, Soares FZ, Lenzi TL. Role of Etching Mode on Bonding Longevity of a Universal Adhesive to Eroded Dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2017;19(1):69-75.
292. Valizadeh S, Moradi A, Mirazei M, Amiri H, Kharazifard MJ. Microshear Bond Strength of Different Adhesive Systems to Dentin. *Frontiers in Dentistry*. 2019;16(4):265-71.
293. Costa DM, Somacal DC, Borges GA, Spohr AM. Bond Capability of Universal Adhesive Systems to Dentin in Self-etch Mode after Short-term Storage and Cyclic Loading. *Open Dentistry Journal*. 2017;11:276-83.
294. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Effect of substrate age and adhesive composition on dentin bonding. *Operative Dentistry*. 2013;38(3):267-74.
295. Muñoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Operative Dentistry*. 2015;40(3):282-92.
296. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Fukegawa D, Hayakawa S, Mine A. Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater*. 2010;6(9):3573-82.

297. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T. Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. *Journal of Dental Research*. 2012;91(4):376-81.
298. Mitra SB, Lee CY, Bui HT, Tantbirojn D, Rusin RP. Long-term adhesion and mechanism of bonding of a paste-liquid resin-modified glass-ionomer. *Dental Materials Journal*. 2009;25(4):459-66.
299. Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *Journal of Dental Research*. 1992;71(11):1836-41.
300. Manfroï FB, Marcondes ML, Somacal DC, Borges GA, Júnior LH, Spohr AM. Bond Strength of a Novel One Bottle Multi-mode Adhesive to Human Dentin After Six Months of Storage. *Open Dentistry Journal*. 2016;10:268-77.
301. Paul SJ, Leach M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. *Journal of Dentistry*. 1999;27(3):209-14.
302. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*. 2005;26(33):6449-59.
303. Miyazaki M, Ando S, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Influence of filler addition to bonding agents on shear bond strength to bovine dentin. *Dental Materials Journal*. 1995;11(4):234-8.
304. 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.
305. Hubbezoğlu I, Kutlu S, Karaarslan A. Effect of Self-cured Universal Adhesive System on Shear Bond Strengths of Conventional and Bulk-fill Composites. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2022;25(3):271-7.