

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI**

**İKİ FARKLI LAZER SİSTEMİ İLE PÜRÜZLENDİRİLEN
DENTİN YÜZEYİNE UYGULANAN FARKLI ADEZİV
SİSTEMLERİN BAĞLANMA DAYANIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. İlkay ZENCİRLİ

**Pedodonti Ana Bilim Dalı
UZMANLIK TEZİ**

**Ankara
2018**

Dt. İlkay ZENCİRLİ

PEDODONTİ

UZMANLIK TEZİ

2018

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI**

**İKİ FARKLI LAZER SİSTEMİ İLE PÜRÜZLENDİRİLEN
DENTİN YÜZEYİNE UYGULANAN FARKLI ADEZİV
SİSTEMLERİN BAĞLANMA DAYANIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. İlkay ZENCİRLİ

**Pedodonti Ana Bilim Dalı
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. S. Atilla ATAÇ**

**Ankara
2018**

05/04/2018

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. İlkey ZENCİRLİ'nin 05/04/2018 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "İki Farklı Lazer Sistemi İle Pürüzlendirilen Daimi Diş Dentin Yüzeyine Uygulanan Farklı Bonding Sistemlerinin Bağlanma Dayanımının İncelenmesi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Seval ÖLMEZ

Tez Danışmanı : Prof. Dr. S. Atilla ATEÇ

Üye : Doç. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. A. Rüya YAZICI
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Fakültemiz tarafından onaylanan uzmanlık tezimin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

⊗ Tezimin tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etseniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

o Tezimin tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

o Tezimin tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

...../...../.....

İlkay ZENCİRLİ

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Prof. Dr. Atilla S. ATAÇ danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığımı beyan ederim.

Dt. İlkey ZENCİRLİ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimi tamamlamama yardımcı olan, sabrını ve zamanını esirgmeden her zaman desteğini hissettiren ve değerli bilgileriyle yol gösteren değerli danışmanım Prof. Dr. Atilla S. Ataç'a,

Tez izleme komitesindeki değerli hocalarım Prof. Dr. M. Seval Ölmez ve Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Mesut Enes Odabaş'a,

Sonsuz bilgi birikimlerini paylaşan çok değerli hocalarım Prof. Dr. Zafer C. Çehreli, Prof. Dr. Meryem Tekçiçek, Prof. Dr. Melek D. Turgut, Prof. Dr. Cem H. Güngör ve Yrd. Doç. Dr. Tülin İleri Keçeli, Yrd.Doç. Dr. Beste Özgür ve Yrd. Doç. Dr. Gizem Erbaş Ünverdi'ye,

Bulduğum kısa süre boyunca dostluklarını her zaman hissettiğim çok sevgili asistan arkadaşlarım Dr. Pınar Serdar Eymirli, Uzm. Dt. Cansu Özşin Özler, Uzm. Dt. Elif Ballıkaya, Uzm. Dt. Aybike Şahlanan, Dt. Gülce Esentürk, Dt. Aylar Yıldız, Dt. Tayyibe Aslıhan İşcan, Dt. Hayrunnisa Şimşek, Dt. Nermin Özgür, Dt. Özge Bektaş , Dt. Seren Tuğçe Kargın, Dt. Fatma Dilara Tutar'a,

Pedodonti ailesinin değerli üyeleri Aysun Usta, Ezel Aslıhak, Demet Taştekin, Meltem Küçükşantürk, Özlem Kale, Güzide Semerci, Aysel Delikaya, Tuba Özcan ve Alime Öztürk'e,

Uzmanlık eğitimime başladığım Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı ailesine ve eğitimime devam ettiğim Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı ailesine,

Uzmanlığa beraber başladığım ve desteğini her zaman hissettiğim Banu Gülcan'a,

Her zaman yanımda olduklarını hissettiğim, sonsuz emek ve sevgileri ile beni bugünlere getiren annem Habibe Yazıcı, babam Sebattin Yazıcı'ya, kardeşim Gülay Dönmez ve eşine, biricik yeğenime,

Her koşulda sınırsız destek, sabır ve anlayışıyla yanımda olan sevgili eşim, oğlumun babası Ömer Zencirli ve ailesine; ve bu süreçte beni en çok motive eden canım oğlum Kaan Zencirli'ye

Sonsuz teşekkürlerimle...

ÖZET

Zencirli, İ. İki Farklı Lazer Sistemi ile Pürüzlendirilen Daimi Diş Dentin Yüzeyine Uygulanan Farklı Bonding Sistemlerin Bağlanma Dayanımının İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Pedodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2018. Asitle pürüzlendirmenin rezin esaslı dental materyallerin bağlanma dayanımını artırdığı bilinmektedir. Bu çalışmanın amacı, asitle pürüzlendirmeye alternatif olabilecek femtosaniye lazer uygulaması ve Er:YAG lazer uygulamasının total-etch ve self-etch adezivlerle kullanımı sonrasında dentine bağlanma kuvvetine etkisini karşılaştırmaktır. Bu çalışmada 72 adet çürüksüz, gömülülük nedeniyle çekilmiş 3. molar diş kullanılmıştır. Örnekler dişlerin okluzal yüzeyi açıkta kalacak şekilde akrilik bloklar içerisine yerleştirilmiş ve mikrotomla kesilerek dentin yüzeyi açığa çıkarılmıştır. Elde edilen dentin örnekleri farklı pürüzlendirme yöntemleri(Er:YAG lazer, femtosaniye lazer ve kontrol) ve farklı adeziv sistemlerin(total-etch ve self-etch) makaslama bağlanma dayanımına etkisini incelemek için 6 farklı gruba ayrılmıştır. Örneklere pürüzlendirme işleminden sonra adeziv sistemler aracılığıyla kompozit rezin bağlanarak makaslama bağlanma dayanım testi uygulanarak, bu testte elde edilen değerler incelenmiştir. Daha sonrasında oluşan kırık yüzeyleri, stereo mikroskopta incelenerek oluşan kırık tipleri tespit edilmiştir. Çalışmanın sonucunda makaslama bağlanma kuvveti testi sonuçları ve incelenen kırık yüzeylerinin birbirlerini destekler nitelikte olduğu gözlenmiştir. Dentin yüzeyinin Er:YAG lazer pürüzlendirildiği ve total-etch adeziv kullanılan grupta makaslama bağlanma dayanımı diğer gruplara göre daha yüksek bulunmuştur. Uygulanan pürüzlendirme yönteminden bağımsız olarak, self-etch ve total-etch adeziv uygulaması arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür ($p>0,05$). Bu çalışmanın sınırları dahilinde elde ettiğimiz bulgularının ışığında, Er:YAG lazer uygulanmasından sonra dentin yüzeyinde istenilen bağlantı dayanımının sağlanabilmesi için lazer ve asitle kombine pürüzlendirme gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Femtosaniye Lazer, Er:YAG Lazer, Adeziv Sistem, Dentin Pürüzlendirme, Makaslama Bağlanma Dayanımı

Destekleyen Kurumlar: A.İ.B.Ü. B.A.P. (Proje No: 2015.06.04.971)

ABSTRACT

Zencirli, İ. Evaluation of bonding strength of different bonding systems applied to permanent tooth dentin surface conditioned by two different laser systems, Hacettepe University Pedodontics Department, Specialty Thesis, Ankara, 2018.

Acid etch is known to increase the bond strength of resin-based dental materials. The aim of this work is to compare the effect of femtosecond laser application, which may be an alternative to acid etch, and Er: YAG laser application after use with total-etch and self-etch adhesives on shear bond strength . In this study, 72 extracted by reason of impacted and caries free teeth were used. The teeth were each fixed in a acrylic resin block and cut with microtom from the occlusal surface in order to expose dentin. The dentin samples obtained were divided into 6 different groups to investigate the effect of different conditioning methods (Er:YAG laser, femtosecond laser and control) and different adhesive systems (total-etch and self-etch) on shear bond strength. After conditioning dentin samples, composite resins were bonded to surface via adhesive system and evaluated the shear bond strength. Later fracture surfaces were observed on stereomicroscope and fracture types were detected. It was found that, the results of the shear bond strength test and the investigated fracture surfaces were in accordance with each other at the end of the study. The shear bond strength of the dentin surface was found to be higher than the other groups in the Er: YAG laser roughened and total-etch adhesive used group. Regardless of the applied roughening method, there was no statistically significant difference in shear bond strength between self-etch and total-etch adhesive application ($p > 0.05$). In the light of the findings obtained within the limits of this work, after Er:YAG laser application, a combination of laser and acid roughening is required in order to achieve the desired bond strength on the dentin surface.

Keywords: Femtosecond Laser, Er: YAG Laser, Adhesive System, Dentin Roughening, Shear Bond Strength

Supporting Institutions: A.I.B.U. B.A.P. (Project No: 2015.06.04.971)

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYETLER BEYANI	iv
ETİK BEYAN SAYFASI	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Adeziv Diş Hekimliği	3
2.2. Adezyon(Bağlanma)	3
2.3. Dentinin Yapısı ve Dentine Bağlanma	5
2.4. Adeziv Sistemler	6
2.4.1. Total-Etch (Etch-and-Rinse) Adeziv Sistemler	7
2.4.2. Self-Etch Adeziv Sistemler	9
2.4.3. Cam İyonomer Esaslı Adeziv Sistemler	11
2.5. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi	11
2.6. Kompozit Rezinler	12
2.6.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	12
2.7. Lazer	15
2.7.1. Işık	16
2.7.2. Lazer-Doku Etkileşimi	17
2.7.3. Lazer Parametreleri	19
2.7.4. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması	23
2.7.5. Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerler	24
2.7.6. Lazerin Pedodontide Kullanım Alanları	31
2.8. Bağlanma Dayanım Testleri	35
2.8.1. Çekme (tensile) testleri	36
2.8.2. Makaslama (shear) testleri	36

3. GEREÇ-YÖNTEM	38
3.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması	38
3.2. Grupların Oluşturulması	38
3.3. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi	39
3.3.1. Femtosaniye Lazer Uygulaması	40
3.3.2. Ortofosforik Asit Uygulaması	41
3.3.3. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulaması	42
3.3.4. Adper™ Single Bond 2 Adeziv	42
3.3.5. Single Bond Universal	43
3.3.6. Filtek Z250 Universal Restoratif Sistem	44
3.3.7. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması	44
3.4. Dentin Yüzeyi ve Kompozit Blokların Ara Yüzeyinde Meydana Gelen Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi	46
3.5. İstatiksel Değerlendirme	46
4. BULGULAR	47
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları	47
4.2. Kırılma Tipi Bulguları	49
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	52
6. KAYNAKLAR	69
7. EKLER	83
EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzinleri	
8. ÖZGEÇMİŞ	84

SİMGELER VE KISALTMALAR

Ar	Argon
ark.	arkadaşları
Bis-GMA	Bisfenol A glisidilmetakrilat
Ca	Kalsiyum
Cm	Santimetre
cmH₂O	Santimetre su
CO₂	Karbondioksit
DELFL	Dye-enhanced laser fluorescence
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
Er:YAG	Erbium-doped Yttrium-Aluminum-Garnet
Er, Cr:YSGG	Erbium, Chromium-doped Yttrium- Scandium-Galyum-Garnet
FDA	Food and Drug Administration
Fs	Femtosaniye
He-Ne	Helyum-Neon
HEMA	Hidroksietil metakrilat
Ho:YAG	Holmium-doped Yttrium-Aluminum- Garnet
Hz	Hertz
ISO	International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Teşkilâtı)
J	Joule
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LDF	Lazer Doppler Flowmetre
LED	Light Emitting Diode (Işık Yayan Diyot)
MASER	Microwave Amplification of Stimulated Emission of Radiation
mJ	Milijoule
mm	Milimetre
mmHg	Milimetre cıva
MPa	Megapascal
ms	Milisaniye
Nd:YAG	Neodim-doped Yttrium-Aluminum- Garnet

nm	Nanometre
OH⁻	Hidroksil
pH	Power of Hydrogen
QLF	Quantitative Light-Induced Fluorescence (Kantitatif Işık Etkili Floresans)
SBS	Shear Bond Strength(Makaslama Bağlanma Dayanımı)
SEM	Scanning Electron Microskop
sn	Saniye
SSP	Super Short Pulse
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TEM	Transmisyon Elektron Mikroskobu
Ti: safir	Titanyum-safir
UDMA	Urethan Dimetakrilat
UV	Ultraviyole
W	Watt
µm	Mikrometre
µs	Mikrosaniye
10-MDP	10- Metakriloksesil dihidrojen fosfat
≥	Büyük eşittir
~	Yaklaşık olarak
≤	Küçük eşittir
<	Küçüktür
±	Artı-eksi
>	Büyüktür

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
3.1.	Akrilik bloklara yerleştirilmiş, hassas testere ile dentin yüzeyleri açığa çıkarılmış numuneler	39
3.2.	Er:YAG lazer uygulamasında kullanılan lazer parametreleri	39
3.3.	Er:YAG lazer uygulaması sonrası dentin yüzeyinde oluşan görüntü	40
3.4.	Femtosaniye lazer cihazı	40
3.5.	Femtosaniye lazer uygulaması	41
3.6.	Femtosaniye lazer uygulaması sonrası dentin yüzey görüntüsü	41
3.7.	Femtosaniye lazer ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi görüntüsü	41
3.8.	Ortofosforik asit uygulamasında kullanılan materyal	42
3.9.	Total-etch adeziv olarak kullanılan Adper Single Bond 2	43
3.10.	Self-etch adeziv olarak kullanılan Single Bond Universal	43
3.11.	Makaslama bağlanma dayanımı test düzeneği	45
3.12	Makaslama bağlanma dayanımı testi uygulaması	45
4.1.	Tüm Gruplardan Elde Edilen Minimum, Maksimum ve Ortalama Bağlanma Direnci Değerlerini Gösteren Grafik	48
4.2.	Er:YAG lazer ile hazırlanan bir örnekte adeziv kırık	51
4.3.	Er:YAG lazer ile hazırlanan bir örnekte koheziv kırık	51
4.4.	Er:YAG lazer ile hazırlanan bir örnekte karışık kırık	51
4.5.	Femtosaniye lazer ile hazırlanan bir örnekte adeziv kırık	51
4.6.	Femtosaniye lazer ile hazırlanan bir örnekte koheziv kırık	51
4.7.	Femtosaniye lazer ile hazırlanan bir örnekte karışık kırık	51

TABLolar

Tablo		Sayfa
3.1.	Çalışmada kullanılan dentin bonding sistemleri, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri.	44
4.1.	Tüm Gruplardan Elde Edilen Ortalama Bağlanma Direnci Değerlerini, Standart Sapmaları ve Örnek Sayılarını Gösteren Deskriptif (Tanımlayıcı İstatistik) Tablosu	47
4.2.	Deney ve kontrol gruplarında kompozit rezin ve diş yüzeyleri arasında meydana gelen kırılma tipleri ve yüzdeleri	50

1. GİRİŞ

Çocuk diş hekimliğinin amaçlarından biri, koruyucu tedavileri en iyi şekilde uygulamak ve bu uygulamaları fiziksel ve psikolojik olarak stres içermeyen ortamda gerçekleştirmektir. Çürük dişlerin restoratif tedavisinde yaygın olarak geleneksel yöntemler tercih edilmektedir. Geleneksel yöntem; çürük dentin dokusunun frezler ile kaldırılarak, açığa çıkan dentin yüzeylerine bir bağlayıcı ajan uygulaması ve restoratif materyalin kaviteye yerleştirilmesi şeklinde olmaktadır. Bu tedavi işlemi sırasında korku ve anksiyeteden dolayı çocuk ile hekim arasındaki uyum bozulabilmekte ve tedavi imkansız hale gelebilmektedir. Arka dişlerin restorasyonlarında yaşanan en büyük sorunlardan biri uygulanan materyallerin özellikle dişeti kenarında diş dokusuna uyumlarındaki eksikliklerdir. Kenar uyumundaki eksiklik sekonder çürük oluşumuna, restore edilen dişlerde hassasiyetlere, pulpa patolojisinin gelişimine, kenar renklemelerine ve restorasyonda kırılmalara yol açabilmektedir. Bu problemleri elimine etmek için alternatif tedavi yöntemleri klinik diş hekimliği pratiğine sunulmuştur. Bunlar arasında ön plana çıkan lazer uygulamalarıdır. Erbiyum sınıfı lazerler çocuklarda yapılacak dental tedaviler için hasta kooperasyonu açısından kolaylık sağlamaktadır. Er:YAG lazerler geleneksel yöntemlere göre daha yavaş olmalarına rağmen, en büyük avantajları ağrı yaratmaması, vibrasyonu engellemesi, smear tabakası oluşturmaması, asit ataklarına karşı yüksek direnç göstermesi, postoperatif hassasiyeti azaltması ve çoğu olguda lokal anestezi gerektirmeden preparasyon yapılabilmesidir. Ayrıca Er:YAG lazerin diş sert dokularını minimum zararla kaldırdığı, pulpa ve çevre dokulara zarar vermediği gösterilmiştir (1, 2).

Diş Hekimliğinde Er:YAG lazer, mine ve dentinin kaldırılmasında yaygın olarak kullanılmaktadır ancak ablyasyon hızının yavaş olması, işlem sırasında çıkan sesin hasta ve hekimi rahatsız etmesi ve ablyasyon sınırlarının düzensiz oluşu problem yaratmaktadır (3). Bunun aksine kısa atımlı lazerler (ultrashort pulsed, femtosaniye) ağrıya, vibrasyona ve ısı oluşumuna neden olmadıklarından, dentin ve mine yüzeylerinde çürüğe direnci arttırmasından ve kompozit resinin bağlanmasını kolaylaştırmasından dolayı son 10 yıldır diş sert dokularda kullanımı artmaktadır (4).

Bu çalışmanın amacı dentin yüzeylerine Er:YAG lazer, femtosaniye lazer ve asit uygulaması sonrası uygulanan restoratif materyallerin bağlanma dayanımının incelenmesidir.

Hipotezler

1. Kompozit rezinlerin dentin yüzeyine bağlantısında femtosaniye lazerle pürüzlendirme Er:YAG lazer ile pürüzlendirme ve konvansiyonel yöntemle göre daha başarılıdır.
2. Kompozit rezinlerin dentin yüzeyine bağlantısında kullanılan total-etch ve self-etch adezivler arasında bağlanma dayanımı açısından fark yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Adeziv Diş Hekimliği

1955 yılında Buonocore tarafından bulunan, rezin materyalin dişe bağlantısını artıran asitle pürüzlendirme yöntemi, adeziv diş hekimliğinin gelişmesine zemin oluşturmuştur (5). 1962 yılında ise R. Bowen kompozit rezinler ile birlikte mikromekanik retansiyon kavramını tanıtmıştır (6-8). Bu öncü çalışmaların ışığında, adeziv dişhekimliğinde önemli değişiklikler meydana gelmiştir. Bunun sonucunda, 1917'de Black tarafından başlatılan "koruma için genişletme" prensibi (9) yerini yavaş yavaş daha konservatif tekniklere ve daha küçük restorasyonlara bırakmıştır.

Adeziv dişhekimliğinde kullanılan yöntemler, geleneksel (adeziv olmayan) yöntemlerle karşılaştırıldığında birçok avantaja sahip olduğu görülmektedir. Bunlardan ilki; sağlam diş dokularına zarar vermeden daha konservatif kavite preparasyonlarıyla daha iyi retansiyon ve stabilizasyon sağlamasıdır. İkincisi, diş-restorasyon ara yüzeyinde ortaya çıkabilecek mikrosızıntının azaltılması ve buna bağlı olarak meydana gelen kenar renklemesi, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet ve pulpal irritasyonların önlenmesini sağlamaktır. Adeziv restorasyonlar ayrıca zayıflamış diş dokusunu kuvvetlendirme potansiyeline de sahiptir. Bu potansiyel, fonksiyonel streslerin dişe daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını da sağlamaktadır (10, 11). Diş hekimliği uygulamalarında, restorasyonun kalitesi ve devamlılığı etkileyen önemli faktörlerden biri, restoratif materyalle diş dokusu arasındaki bağlantıdır (adezyon) (12).

2.2. Adezyon (Bağlanma)

Birbirinden farklı yüzeyin yüzeyler arası kuvvetler ile birbirine bağlanması olarak tanımlanan, Adezyon kelimesi Latince "adhaerere" ("bağlanmak") sözcüğünden gelmektedir (12). "Adeziv", adezyonu sağlamak için kullanılan materyal, adezivin uygulandığı yüzey ya da materyal ise "aderent" olarak tanımlanmaktadır. Bu tanımlamalara göre bağlayıcı sistemler (bonding ajanları) adeziv iken diş yüzeyleri aderenttir (13, 14).

Ara yüzeyler arasındaki bağlanmalar meydana gelen bağlanma tipine göre, fiziksel, kimyasal ve mekanik olmak üzere üç grupta sınıflandırılmaktadır (13, 15, 16). Fiziksel bağlanma, yapısal olarak aynı olmayan düzgün yüzeyler arasında Van Der Waal's kuvvetleri ile elektrostatik etkileşimler sonucu meydana gelen zayıf ve dayanıksız bir bağlanma şeklidir. Birbirinden farklı yapıdaki materyallerin atomları arasında meydana gelen bağlar ile gerçekleşen bağlanma türüne kimyasal bağlanma adı verilir. Pürüzlü bir yapı ile materyal arasında meydana gelen kilitlemeye dayanan mekanik bağlanma ise güçlü bir bağlanma şeklidir. Restoratif diş hekimliğinde adezyon öncelikle mekanik bağlanma ile sağlanırken, kimyasal adezyon da gerçekleşebilir, ancak kimyasal bağlanma etkisinin oldukça az olduğu bulunmuştur (14, 17).

Adeziv materyalin yüzey gerilim değeri, aderent yüzeyin ıslanabilirlik miktarı ve adeziv materyalin aderent yüzeye yaptığı değim açısı, adeziv-adherent ilişkisini etkileyen üç önemli kavramdır (13). Adezyonun başarılı olabilmesi için, aderentin serbest yüzey enerjisinin, bağlayıcı sisteminin yüzey gerilim değerinden büyük olması gerekmektedir. Adezyonun başarısını etkileyen diğer faktör olan aderentin ıslanabilirliği iyi olmalıdır. Adeziv materyalin aderent yüzeye yaptığı bağlayıcı değim açısının küçük olması, adezyon başarısını artırmaktadır. Katı yüzeyi yeterince ıslatabilmesi ve mikroporozitelere penetre olabilmelerini sağlaması açısından, adevizin viskozitesinin yeterli miktarda düşük olması gerekmektedir (16, 18). Bu faktörlerin adezyonun başarısına etkisi göz önüne alındığında, diş dokularına bağlanmayı güçlendirmek için yüzey pürüzlendirici uygulamalar ve yüzey gerilim değeri düşük adezivler ancak ıslatabilme özelliği yüksek adezivler geliştirilmiştir (13, 16).

Adeziv-aderent ilişkisini etkileyen faktörler dikkate alındığında, dentine bağlanmanın mineye bağlanmaya göre daha zor olduğu belirtilmektedir. Mine ve dentin karşılaştırıldığında, minenin serbest yüzey enerjisi yüksek olan hidroksiapatit içerdiği, dentinin ise hidroksiapatit ve kollajenden oluştuğu ve serbest yüzey enerjisinin mineye göre düşük olduğu görülmektedir. Tükürük pelikülünün diş yüzeyini örtmesi serbest yüzey enerjisinin düşük olmasına neden olur. Kavite hazırlığı sırasında oluşan smear tabakası da benzer şekilde düşük serbest yüzey enerjisine neden olmaktadır. Doğal diş yüzeyinin serbest yüzey enerjisinin düşürerek

adezyonu olumsuz yönde etkileyen tüm bu etkenler, bonding işlemi öncesi diş yüzeyinin temizlenmesi ve pürüzlendirilmesi işlemlerini gerekli kılmaktadır (16).

Adezivlerin bağlanma dayanımını ve ömrünü etkileyen temel faktörlerin başlıcaları, aderent ve adezivin fizikokimyasal özellikleri, aderentin yapısal özellikleri, kavite hazırlığı sırasında yüzeyin kontamine olması, eksternal streslerin gelişimi ve bunların kompensasyon mekanizmaları, bağlanma bölgesine gelen kuvvetlerin iletimi ve dağıtılması olarak belirtilmektedir. Bunların yanı sıra, ağız içi ortamdaki nem, fiziksel stres, ısı ve pH değişimleri, beslenme şekli ve çiğneme alışkanlıkları gibi faktörlerde adezivlerin bağlanma dayanımını ve ömrünü etkileyen faktörler olarak sıralanmaktadır (16).

2.3. Dentinin Yapısı ve Dentine Bağlanma

Pulpa dokusunun etrafında bulunan ve odontoblast hücreleri tarafından oluşturulan organik matriksin mineralizasyonu ile oluşmuş bağ dokusuna dentin dokusu adı verilmektedir. Dişin hacimsel olarak en büyük bölümü dentin dokusundan oluşmaktadır. Koronal kısımda mine dokusu, kökte ise sement dokusu tarafından örtülmektedir (19, 20). Dentin ektomezenşim kökenlidir ve kollajenden zengin bir organik matriksin mineralizasyonu ile oluşur. Mine dokusundan farkı dentinin dış faktörlere karşı savunma mekanizması geliştiren canlı ve dinamik bir doku olmasıdır. Dentin yapısının içeriğine bakıldığında, ağırlıkça %10 su, %20 organik materyal ve %70 inorganik materyal içerirken, hacimce ise, %25 organik materyal, %25 su ve %50 inorganik materyal içermektedir (19, 21, 22).

Dentin, merkezden perifere yani pulpadan mine-dentin ya da dentin-sement sınırına doğru ışınal şekilde uzanan kanallar sisteminden oluşmaktadır. Bu kanallar dentin sıvısı ile doludur. Dentin sıvısı pulpal basınca göre dışarı yada içeri doğru hareketlilik göstermektedir (12, 20). Peritübüler dentin ve intertübüler dentin olmak üzere iki farklı kısımdan oluşmaktadır. Dentin kanallarının hipermineralize dentinle kaplı iç kısmına peritübüler dentin adı verilirken, kanallar arasında kalan daha az mineralize olan kısmı ise intertübüler dentin adı verilir (12, 13, 19, 20, 23, 24). Kanal sayısı ve ortalama kanal çapı dentinin farklı bölgelerinde değişkenlik göstermektedir. Pulpaya yakın olan bölgelerde mm^2 'de 45.000 ve 2.5 μm iken, mine-

dentin sınırında 20.000 ve 0.87 μm 'ye düşmektedir (12, 13, 20, 21, 25). Kanalların sayı ve çapları ayrıca aynı dişin değişik bölgelerinde de farklılık göstermektedir. Peritübüler dentin alanı, pulpa odasına yaklaştıkça artarken, intertübüler dentin alanı azalmaktadır. Adeziv sistemler, intertübüler dentine daha güçlü bağlanmaktadır, ancak intertübüler dentinin derin dentinde daha az bulunması adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılığını düşürmektedir (13, 15, 16, 26).

Dentin kanallarını dolduran dentin sıvısı, odontoblastların sitoplazmik uzantısı olan Tomes fibrilleri ve plazma sıvısı içermektedir. Dentin kanalları içindeki sıvı, pulpadan dışa doğru devamlı ve sabit bir basınca sahiptir. Bu intrapulpal basınç 25-30 mmHg (34-40 cmH₂O) olup, adezivin penetrasyonu açısından dezavantaj oluşturur. Adezivin hidrofobik yapıda olmasından dolayı, bu sıvının varlığından ve intrapulpal basınçtan olumsuz yönde etkilenir (13, 15, 19, 21, 27, 28). Yüzeysel dentinle derin dentin arasında bulunan nemlilik farkının nedeni, dentinin su içeriğinin önemli bir kısmını kanallar içindeki sıvının oluşturmasıdır. Derin dentindeki kanalların yüzeysel dentindeki kanallara göre daha geniş olması, derin dentinin, yüzeysel dentine göre daha nemli bir yapıya sahip olmasının diğer bir nedenidir (25).

Dentine bağlanmayı etkileyebilecek önemli kriterlerden bir diğeri de smear tabakasının varlığıdır. Smear tabaka döner aletler ya da el aletlerinin diş sert dokuları üzerinde yaptığı kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda oluşan ve yapısında inorganik dentin parçacıkları, kollajen parçacıkları, odontoblast uzantıları, kan hücreleri, bakteri ve tükürük bulunduran debris tabakasına verilen isimdir (29, 30).

2.4. Adeziv Sistemler

Rezin ve diş dokuları arasında bağlantının başarısı, adeziv restorasyonların uzun süreli dayanıklılığını etkilemektedir. Uzun yıllardır, hem klinik açıdan pratik hem de iç ve dış strese dayanıklı ve diş dokularına kuvvetli bağlanan adeziv sistemler geliştirilmeye çalışılmaktadır. Günümüze dek, birçok araştırmacı tarafından, adeziv ürünlerin kullanılmaya başlandığı tarihler esas alınarak yapılan "kronolojik sınıflandırma" ve adeziv sistemlerin kimyasal içeriklerine göre yapılan "yapısal sınıflandırma" kullanılmıştır (16, 31). Tüm adeziv materyallerin mine ve

dentine bağlanmasındaki temel mekanizma, sert dokulardan inorganik minerallerin uzaklaştırılması ile oluşturulan mikro boşluk veya pürüzlülüklere rezin monomerlerin dolması ve bunların polimerizasyonu ile gerçekleşen mikromekanik kenetlenme olduğundan (11, 13, 16, 21, 32) adeziv sistemlerin “etki mekanizmaları” göz önüne alınarak yapılan sınıflandırmalar son yıllarda daha objektif bir yaklaşım olarak kabul görmektedir (13, 15). Buna göre, günümüz modern dental adeziv sistemlerini, total-etch, self-etch, ve cam iyonomer esaslı adeziv sistemler olmak üzere üç başlık altında incelenebilmektedir (11, 16).

2.4.1. Total-Etch (Etch-and-Rinse) Adeziv Sistemler

Mine ve dentin dokusunun birlikte asit ile pürüzlendirilmesine, total-etch adı verilmektedir (12). Bu gruba ait adeziv sistemlerde, ilk aşamayı asit uygulama ve yıkama işlemleri oluşturmaktadır. Mine ve dentin dokuları aynı anda, fakat farklı sürelerde pürüzlendirilerek (çoğunlukla %30-40 fosforik asit) smear tabakası ve asit, diş dokusundan yıkanarak uzaklaştırılmaktadır. Bu işlem nedeniyle, bu gruptaki adezivler son yıllarda “pürüzlendirme ve yıkama” anlamına gelen “etch&rinse” adeziv sistemler olarak adlandırılmaktadırlar (13, 16, 29, 32, 33).

Total-etch adeziv sistemler, klinik uygulama aşamaları göz önüne alınarak, üç aşamalı ya da iki aşamalı total-etch adeziv sistemler olmak üzere iki grupta incelenmektedir. Geleneksel ‘3 aşamalı etch&rinse’ sistemlerde, asitleme ve yıkama işlemini takiben primer uygulaması yapıldıktan sonra, adeziv rezin uygulaması işlemlerini içermektedir (29, 32, 34-36). Uygulanan asit, smear tabası ve smear tıkaçlarının tamamen veya kısmen kaldırılmasına ve alttaki dentinin 3-5 µm veya daha fazla derinlikte demineralize olmasına neden olur. Ayrıca asit uygulaması dentin kanallarının ağızlarının açılmasına, kollagen fibrillerin açığa çıkarılmasına, intertübüler dentinin pörözitesinin artmasına neden olur (12, 19, 21). Oluşan demineralizasyonun derinliğini, kullanılan asidin tipi, uygulama süresi konsantrasyonu, pH derecesi etkilemektedir (12, 21). Asit uygulanması sonrasında yüksek protein içeriği açığa çıkmakta ve asitle pürüzlendirilen dentinin serbest yüzey enerjisinde düşme meydana gelmektedir. Meydana gelen bu değişiklikler, dentin yüzeyinin ıslatılamamasına, dolayısıyla optimal bağlanmanın zorlaşmasına neden olmaktadır (12). Sistemin ikinci aşaması, bağlanmayı arttırıcı monomerlerin

(primer) uygulanmasıdır. Üç aşamalı sistemlerde primer ajan, açığa çıkmış kollajen fibrillerin yeterince ıslanmasını ve kalan suyun uzaklaştırılması sağlamklaa görevlidir. Böylece dentin adeziv penetrasyonu için hazır hale gelmektedir. Primer kimyasal olarak organik çözücülerde çözünen hidrofilik özellikteki monomerlerin karışımından oluşmaktadır. Primer solüsyonlarının içeriğinde, çoğunlukla düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik özelliği nedeni ile rezinin kollajen ağına penetrasyonunu ve kollajen ağının genişlemesini sağlayan HEMA adlı monomer bulunmaktadır (24, 29). Çözücü içermeyen, hidrofobik monomerlerden oluşan, doldurucu ya da doldurucusuz bir solüsyon olan adeziv rezinin uygulanması sistemin üçüncü parçasını oluşturmaktadır (24, 29). En temel rolü hibrit tabakasını sabitleştirmek ve dentin tübüleri içerisine rezin tag olarak adlandırılan rezin uzantılarını şekillendirmek olan adeziv rezin, kollajen fibriller arası boşlukları doldurmalı, polimerizasyon reaksiyonunu başlatmalı ve ilerletmeli ve restoratif rezin materyal ile birlikte polimerizasyon için yeterli miktarda metakrilat çift bağlarını sağlamalıdır (12, 37, 38).

Etkili bir teknik olan bu sistem karmaşık uygulama basamakları içermesi sebebiyle, uygularken büyük titizlik ve duyarlılık gerektirmekte ve uzun zaman almaktadır. Kullanım kolaylığı sağlaması açısından basitleştirilmiş, iki aşamalı asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerde, primer ve adeziv tek aşamada uygulanırken, asitleme ve yıkama işlemleri üç aşamalı sistemlerde olduğu gibi bunlardan ayrı olarak uygulanmaktadır. Primer ve adezivin tek aşamada uygulanması nedeniyle bu adezivlere ‘tek-sişe adezivler’ adı da verilmektedir. Bu sistemlerde birinci aşamayı takiben ikinci aşama olarak hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin karışımı olan ve etanol, aseton, su gibi çözücülerden birini içeren kombine tek sise bağlayıcı ajanlar uygulanır (13, 16, 21). Bağlanma mekanizmaları üç aşamalı total-etch sistemler ile aynıdır (29).

Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemlerde yıkama işleminden sonra mine yüzeyi tebeşirimsi bir görüntü elde edilene kadar kurutulur (16). Dentin yüzeyinin aşırı derecede kurutulması, hidroksiapatitini kaybetmiş demineralize kollajen fibrillerin mineralize dentin üzerine yığılmasına neden olarak rezin infiltrasyonunu sınırlandırır (16, 22). Yüksek teknik duyarlılık gerektiren ve asitlenen ve yıkanan adeziv sistemlerinin başarıya ulaşmasında önemli olan nemli bağlanma tekniğinde ise asitle

pürüzlendirme ve yıkama işlemlerinden sonra yüzey tamamen kurutulmaz, hafif nemli bırakılır. Bu durum, kollajen fibrillerin pozisyonlarını koruyarak sünger gibi davranmalarını sağlar. Yüzeye uygulanan adeziv rezin içeriğindeki aseton ya da etanol çözücü, su ile yer değiştirerek kollajen ağ içerisine rezini taşır (16). Nemin fazla olması, primerin sulanarak etkisinin azalmasına ya da hibrit tabakası içindeki rezin polimerizasyonun negatif etkilenmesine neden olmaktadır. Bununla birlikte, demineralize dentinde rezin tarafından doldurulması gereken boşlukları doldurarak bağlanmayı olumsuz yönde etkilediği bulunmuştur (13, 16).

2.4.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

Uygulama basamaklarını kolaylaştırmak ve klinik uygulama süresini azaltacak adeziv sistem geliştirme konusuna yönelik çalışmalar yapılmaktadır (35). Güncel adeziv sistemler sınıflamasında ikinci ana grubu oluşturan 'self-etch' adeziv sistemler ayrı bir asit uygulama basamağı olmayan sistemlere denir. Yıkama gerektirmeyen, asidik monomer içeren, dentini ve mineyi aynı anda asitle pürüzlendirerek primer uygulama işlemini gerçekleştiren sistemlerdir (29, 35, 39). İlk self-etch sistemler, HEMA-su bazlı adezivlerde asidik monomer miktarının artırılması ile üretilmiştir. Su, fonksiyonel monomerlere iyonizasyon ortamı sağlaması nedeni ile günümüz self-etch adezivlerinin içeriği için zorunludur (38). Bu sistem, hem klinik uygulama zamanını azaltmayı sağlamakta, hem de işlem süresince hata yapma ihtimalini düşürmektedir (16, 40). Asitleme sonrası yıkama işlemi gerçekleşmemesinden dolayı, smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdaki uzaklaşmaz, ancak monomer infiltrasyonu ile modifiye olarak, hibrit tabakanın içine katılır ve bağlanma ara yüzeyinin bir parçası haline gelir (16, 38, 40, 41). Bunların yanı sıra, yüzeyin fazla kurutulmasıyla açığa çıkan kollajen yapıda çökme ya da bağlanmayı engelleyecek miktarda ıslak kalma riski de azalmaktadır (12, 16, 21, 37). Asitleme ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan eksik infiltrasyon riski, aynı demineralizasyon derinliğine kadar rezinin kollajen iskelet içine eş zamanlı infiltrasyonu ile elimine edilmiş olur. Buna bağlı olarak post operatif duyarlılığın oluşmaması beklenir (17, 37, 42).

Self-etch adezivler, pH dereceleri göz önünde bulundurularak, hafif ($\text{pH} \geq 2$), orta ($\text{pH} \sim 1,5$) ve kuvvetli ($\text{pH} \leq 1$) self-etch adezivler olmak üzere üç grupta

sınıflandırılmaktadır (12, 16, 37).

Hafif self-etch adezivler ($\text{pH} \geq 2$), dentini yalnızca yüzeyel olarak (1 μm derinliğinde) demineralize ederler. Demineralizasyon ile hidroksiapatit yapının tamamı çözünmez, kollajen yapıya bağlı bir miktar hidroksiapatit çözünmeden kalır. Genellikle smear tıkaçlarını tamamen kaldırmazlar. Buna rağmen, mikromekanik bağlanma için yeterli bir yüzey pürüzlülüğü sağlanmış olur ve submikron boyutlarda yüzeyel bir hibrit tabakası oluşur (12, 19, 29). Mineye bağlanma özelliklerinin zayıf olması, hafif self-etch adezivlerin en zayıf özelliğidir (17).

Kuvvetli self-etch adezivler ($\text{pH} \leq 1$) derin bir demineralizasyon oluşturmaktadır. Bu derin demineralizasyon sonucu minede oluşan görüntü, total-etch sistemlerde fosforik asit uygulanması sonrası elde edilen görüntü ile çok benzerdir (17). Hafif self-etch adezivlere göre dentine infiltrasyonları daha derindir. Dentindeki TEM görüntüleri etch&rinse adezivlerin ara yüz görüntülerine çok benzer ve tüm hibridizasyon özelliklerini gösterir (12, 16). Hidroksiapatitten tamamen arınmış kalın bir hibrit tabakası ve rezin uzantıları gözlenmektedir (16, 17).

Orta kuvvetli self-etch adezivler ($\text{pH} \sim 1.5$), hafif ve kuvvetli self-etch adezivler arasında özellikler gösterirler (17, 29). Bu adezivlerde demineralize dentin 1 μm den derin değildir, dentin yüzeyinin sadece bir kısmını çözerler, böylece hidroksiapatit kristallerinin büyük bir kısmı hibrit tabakasında kalır (38). Fakat mikromekanik kilitleme elde etmede hibridizasyon aracılığıyla yeterli yüzey porözitesi elde edilir (16). Bu nedenle hafif self-etch adezivlere göre mine ve dentin ile daha iyi mikromekanik bağlanma elde edilir. En tipik görüntüsü iki katlı dentinal hibrit tabaka yapısıdır. Bu yapıda en üstte tamamen demineralize olmuş yapı ve tabanda kısmen demineralize olmuş yapı vardır (17, 29, 43). Submikron hibrit tabakası içinde muhafaza edilen artık hidroksiapatitler ilave kimyasal bağlanma için bir reseptör gibi yardım eder (16, 43).

Self-etch adezivler klinik uygulama aşamalarına göre iki aşamalı ve tek aşamalı adezivler olmak üzere iki grupta incelenmektedir. İki basamaklı self-etch adezivlerde, asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonu uygulamasını takiben, ikinci basamakta hidrofobik adeziv rezin uygulaması yer alırken (12, 17, 19,

29, 39), tek şişe sistemlerde ise asidik monomerler ilave edilmiş hidrofilik ve hidrofobik komponentlerin karışımı primer ile adeziv aynı aşamada uygulanır (12, 17, 19, 29, 38).

2.4.3. Cam İyonomer Esaslı Adeziv Sistemler

Cam iyonomerler, diş yüzeyinde herhangi bir işlem uygulamadan diş dokusuna kendi kendine tutunabilme özelliğine sahip materyallerdir. Yapılarında bulunan polialkenoik asit smear tabakasını uzaklaştırmakta ve 0,5-1 µm derinliğe kadar kollajen fibrillerin açığa çıkmasını sağlamaktadır. Bu şekilde cam iyonomer materyalinin hibridizasyon prensipleri çerçevesinde diş yüzeyine mikromekanik olarak bağlantısı gerçekleşmektedir. Mikromekanik bağlantıya ek olarak polialkenoik asit içerisindeki karboksil grupları ile hidroksiapatit yapıdaki kalsiyum iyonlarının iyonik olarak bağlanması sonucu kimyasal bağlanma da oluşmaktadır. Cam iyonomerler içerisinde yüksek moleküler ağırlıklı polimer gruplarının kullanılması nedeni ile infiltrasyon kapasiteleri etkilenmekte ve bu da yüzeyel bir hibrit tabaka oluşumuna neden olmaktadır (16, 19, 32, 40, 44).

2.5. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi

Bağlayıcı ajanlarının uygulanmasından önce, dentin yüzeyinin özel tekniklerle modifiye edilmesi, klinik olarak kabul edilebilir bağlanma kuvvetlerine ulaşmak için yapılması zorunlu bir uygulamadır (45). Bağlanma için uygun dentin yüzeyleri oluşturmak amacıyla, kimyasal (asit), mekanik (air abrazyon) (46) veya termal yöntemler (lazer) olmak üzere üç farklı yöntem kullanılabilir (45, 47). Buonocore' un akrilik rezinin bağlanabilmesi için, mineyi 30 sn süresince %85' lik ortofosforik asit kullanması diş sert dokularının asit uygulanarak pürüzlendirilmesi ile ilgili ilk adımların atılmasını sağlamıştır (5). Günümüzde ise, %35 lik fosforik asit diş yüzeyine 15-20 sn boyunca uygulanmakta ve aynı sürede yıkanmaktadır (45).

Mine ve dentin yüzeylerinin pürüzlendirilmesi için, ilk olarak 1945 yılında Black tarafından ortaya çıkarılan, yüksek ivmeli hava basıncı tarafından fırlatılan keskin odağa sahip çok küçük alüminyum oksit (Al_2O_3) partiküllerinin kinetik enerjisinden yararlanan air-abrazyon teknolojisi (kinetik kavite preparasyonu) tavsiye edilmiştir

(48-50). İvme kazanan partiküllerin dış yüzeyine çarpması dental dokuların hızla uzaklaşmasına sebep olmaktadır (51-53).

2.6. Kompozit Rezinler

Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler, 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir. Kompozit kelimesi, terminolojik olarak birbiri içinde tamamen çözünmeyen farklı yapı ve özellikteki iki veya daha fazla maddenin fiziksel bir karışımı anlamına gelmektedir (13).

2.6.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit materyali esas olarak organik bir matriks içerisine belli oranlarda ilave edilen inorganik doldurucular ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan bir yapıdır (54, 55). Kompozit rezinler organik matriks fazı, ara faz ve inorganik faz olmak üzere üç ana bileşenden oluşmaktadır (13, 55).

Organik Matriks Fazı

Kompozitlerin klinik etkinliği ve polimerize olabilme derecesini etkileyen bu faz içinde monomer sistem (monomer ve komonomerler), polimerizasyon başlatıcılar (initiatör/akseleratör), inhibitörler ve ultraviyole stabilizatörler bulunmaktadır (13, 56). Monomerler polimerize olmamış kompozit rezinin akışkan özelliğini sağlar. Polimerizasyon sırasında katı hale dönüşürler (55, 57).

Monomer ve Komonomerler

Kompozit rezin sisteminin yapıtaşı olan monomerler birbirine bağlanarak polimer zincirleri oluştururlar. Monomerler polimerize olmamış kompozit rezinin akışkan özelliğini sağlar. Polimerizasyon işlemi ile katı hale dönüşürler (55, 57). Monomerlerin tarihi gelişim sürecine bakıldığında ilk olarak metil metakrilatlar kullanılmıştır (55). Ancak yüksek polimerizasyon büzülmesi, termal genleşme katsayısının büyük olması gibi dezavantajları nedeniyle Bis-GMA (bisfenol A glisidil metakrilat), monomerleri geliştirilmiştir (58). Kompozit materyaller içinde en

sık kullanılan ve organik matriksin büyük bir kısmını oluşturan monomer metil metakrilat yapılı Bis-GMA'dır. Bis-GMA, bisfenol-A ile glisidil metakrilat reaksiyonunun ürünü olarak oluşur. Yüksek viskoziteli, hemen hemen renksiz, çift fonksiyonlu bir monomer olup düşük polimerizasyon büzülmesi, hızlı polimerizasyon, sert yüzey özellikleri bulunmaktadır. Ancak bu monomerin akışkanlığının az olması ve havanın polimerizasyonunda olumsuz etki yapması nedeniyle bu olumsuzlukları giderecek yeni bir monomer arayışı başlamıştır. Son yıllarda; Bis-GMA'ya göre daha iyi bir adezyon sağladığı ve renk değişimine daha dirençli olduğu için UDMA monomeri popüler hale gelmiştir (55, 57, 58). Monomerlerin molekül ağırlığı yüksek olunca hem rezin kompozitin klinik kullanımı zorlaşır hem de akışkanlığı azalır. Bis-GMA da bu özelliklere sahip bir molekül olduğundan dilue etmek amacıyla daha akışkan di ve ya trimetakrilat komonomerler kullanılır. Bunlar arasında alifatik monomer TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat) ve EGDMA (etilen glikol dimetakrilat) bulunmaktadır (55).

Polimerizasyon Başlatıcılar (İnitiyatör/Akseleratör)

Kompozitlerde başlatıcı faz olarak ışık veya kimyasal maddeler kullanılır (13). Görünür ışıkla aktive olan kompozit rezinler 410-500 nm dalga boyuna sahip ışık cihazları ile polimerize edilir. Bu alandaki ışık en çok kamforokinon (α -diketone photoinitiator) tarafından absorbe edilir. Bu nedenle en sık kullanılan inisiyatör kamforokinondur (59). Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde ise inisiyatör olarak dibenzol peroksit, akseleratör olarak aromatik bir tersiyer amin n,n-dihidroksietil-p-toluidin ile birlikte kullanılır (57, 58).

Kompozit rezinlerin ısı, ışık ve diğer yollarla kendi kendine polimerize olmasını engellemek ve raf ömrünü uzatabilmek için organik matriks içerisine fenol türevi inhibitörler eklenir (60).

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde polimerizasyonun ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak amin renklenmesi denilen kahverengi renklenmeye neden olabilir. Bu renklenmelerin önüne geçebilmek, kompozitin renk stabilitesini sağlamak ve UV (ultraviyole) ışığın

amin bileşikler üzerindeki olumsuz etkilerini engelleyebilmek için kompozitlerin organik matriksi içine 350 nm altında dalga boyuna sahip UV ışığını absorbe eden ultraviyole stabilizatörler ilave edilir (61).

Ara Faz

Ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur (59). Kompozit rezinlerde organik polimer matris fazı ile inorganik faz arasındaki bağlanmayı sağlamaktadır (62). Modern kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlama ajanları ile önceden kaplanmış ve silika partikülleri yüzeyinde tek molekül ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları ile diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanmıştır. Matris ve doldurucular arasındaki bağın güçlü olması materyalin özelliklerini özellikle de aşınma direncini etkiler. İnorganik doldurucunun silanizasyonu materyalin dayanıklılığı için önemlidir (59, 63). Silan bağlama ajanları hem rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirir hem de rezin-partikül ara yüzeyinden suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (57, 60, 61).

İnorganik Faz

İnorganik faz, organik matris içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, koloidal silika, borosilikat cam, lityum aluminyum silikat, stronsiyum, baryum, zirkonyum, çinko ve yitrium cam, baryum aluminyum silikat, stronsiyum aluminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur (61). Stronsiyum, baryum, çinko ve itrium rezine, radyoopazite kazandırır. Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirir. Böylece; kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Kristalin formlarının sert olması kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle, kompozit rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir (64). Doldurucu partiküller esas olarak kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirler. Rezinin termal genişleme katsayısını düşürür, rezine kıvam kazandırır, organik matris hacminin azalmasına neden olarak polimerizasyon büzülmesinde azalmayı sağlar (60, 65).

Kompozit rezinler;

a) *Polimerizasyon yöntemlerine göre:*

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler (Chemical-cured)
- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler (Light-cured)
- Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler (Dual-cured)

b) *Viskozitelerine göre:*

- Kondanse olabilen kompozit rezinler (Packable-condensable)
- Akışkan kompozit rezinler (Flowable)

c) *İnorganik partiküllerin büyüklüklerine göre:*

- Megafil (Megafill) 50-100 μm
- Makrofil (Macrofill) 10-100 μm
- Midifil (Midifill) 1-10 μm
- Minifil (Minifill) 0.1-1 μm
- Mikrofil (Microfill) 0.01-0.1 μm
- Hibrit (Hybrid) 0.04-1 μm
- Nanofil (Nanofill) 0.005-0.01 μm olarak sınıflandırılır (13).

2.7. Lazer

“LASER” kelimesi, ingilizce “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinden türetilmiş bir kısaltmadır. Dilimizde “radyasyon salınımının (emisyonunun) uyarılması ile ışık şiddetinin artırılması” anlamına gelmektedir (66-69).

Lazer ışını teorisi, 1916’da Albert Einstein (70) tarafından ortaya konulan “Kuantum Teorisi”ne dayanır. Bu teori, radyasyonun kendiliğinden ve uyarılmış salınımı teorisinin gelişiminin temelini oluşturmuştur. 1951 yılında, uyarılmış

salınım teorisine dayanan ilk cihaz olan “MASER”ı (Microwave Amplification of Stimulated Emission of Radiation) keşfeden Amerikalı fizikçi Charles Hard Townes, 1958 yılında “maser prensibi”nin; içinde ışığın da bulunduğu herhangi bir dalga boyundaki bütün elektromanyetik dalgalara uygulanabileceğini belirtmiştir (71).

İlk lazer cihazı 1960 yılında Theodore Harold Maiman tarafından sentetik yakut bir çubuk kullanılarak geliştirilmiştir (66, 67, 72-75). Lazerlerin literatürdeki ilk yerini, 1961 yılında Bennet ve Harriott tarafından neon atomunun iki uyarılmış düzeyi arasındaki geçişle, 1.15 nm dalga boyunda elde edilmiş olan neodmiyum lazerin bulunmasıyla almıştır (40, 69, 76, 77). Myers ve Myers’ in tıp dünyasına kazandırdığı Nd:YAG lazerin ağız içi yumuşak doku cerrahisinde kullanımı, 1989 yılında FDA’nın (Food and Drug Administration) onayı ile başlamıştır (69, 74, 77, 78). 1990’larda geliştirilmeye başlanan ilk sert doku lazerlerinin, 1992’de diş hekimliği piyasasına girişi Er:YAG Lazerle (Kavo Key Laser, Kaltenbach and Voigt GmbH & Co., Biberach/Riss, Germany) Almanya da gerçekleşmiştir. Er:YAG lazerin FDA onayını alışı 1997 yılını bulmuştur. Sert doku lazeri olarak 1990’ların sonunda iki etkili dalga boyunda lazer ön plana çıkmıştır. Bunlardan birincisi Er:YAG (2.96 μm) lazer ve ikincisi Er, Cr:YSGG (2.78 μm) lazerdir (77).

2.7.1. Işık

Temel taşı foton olan ışık, bir partikül ve bir dalga olarak davranan elektromagnetik enerjinin bir formudur. Lazer ışığı ise, görünür spektrumdaki bir çok rengin birleşiminden oluşan (mavi, kırmızı, sarı, yeşil, turuncu, mor) normal ışıktan farklı özelliklere sahip bir ışıktır.

Lazer ışığının özellikleri:

1. Monokromatik (Tek renkli): Lazer ışığı, görünür ya da görünmez spektruma ait tek bir renkten meydana gelen ve tek bir dalga boyuna sahip olan ışıktır. Lazer ışığının tek dalga boyuna sahip olması, lazerin cinsine göre çeşitli renkte ışınlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır (69, 74, 79). Lazerlerin tek renkli (dalga boyu) olması, tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmasına olanak sağlamıştır. Lazer ışıklarının tek renkli olması, hedeflenen dokulara

etki edilirken, çevre dokulara verilecek hasarın önlenmesine olanak sağlamaktadır. Buna lazerin “doku seçici (selektif) özelliği” denilmektedir (80).

2. Kollime (Paralel): Fotonlar birbirine paralel ve dağılmadan hareket eder ve doğrusaldır. Lazer ışığının dar olması, çok ufak noktalara odaklanması kolaylaştırmaktadır. Işığın dar olması, başka aletlerle ulaşılamayan bölgelere ulaşmasını sağlamaktadır (74, 81-83).
3. Koherent (Eşfazlı): Işık demetini oluşturan ışık dalgaları aynı fazdadır ve birbirleri ile uyumlu şekilde hareket etmektedirler (69, 74, 79, 83).

2.7.2. Lazer-Doku Etkileşimi

Herhangi bir dokuya lazer ışığı uygulandığında, bu lazer enerjisi dokuların optik özelliklerine göre dokular tarafından soğurulabilir (absorption), yansıtılabilir (reflection), dokular içerisinde etrafa saçılabilir (scattering) veya dokuda herhangi bir etki meydana getirmeksizin daha derin dokulara geçebilir (transmission) (40, 69, 84-86).

Soğurulma(Absorpsiyon)

Lazer ışığının etkisi, hedef dokunun lazer ışığını soğurması sonucunda görülmektedir. Hedef doku tarafından soğurulan enerjinin miktarı, pigmentasyon derecesi, su içeriği, doku kalınlığı, yüzey ıslaklığı gibi doku özelliklerinin, lazerin dalga boyu ve salınım moduna, kontakt ya da non-kontakt çalışılmasına, lazer ışığının doku ile yaptığı açıya da bağlı olarak değişmektedir (84).

Soğurma işlemi, enerji dokuda bir miktar dağıldıktan sonra meydana gelmektedir. Soğurulan lazer enerjisi, dokuda çoğunlukla termal enerjiye dönüşür, sonrasında vaporizasyon (buharlaştırma) ya da karbonizasyona (kömürleşme) neden olur. Bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü ile açıklanabilir. Lazerlerin ağız ve diş dokularında meydana getirdiği etkilerin çoğu ısı tarafından başlatılmaktadır. Soğurulan lazer ışığı sadece termal etki göstermeyebilir, bazı durumlarda hücreler arası moleküler bağların kırılmasına neden olabilir (85, 86).

Genellikle kısa dalga boyları (500 nm-1000 nm) pigmente dokular ve kan elemanları tarafından soğurulurken, uzun dalga boyları su ve hidroksiapatit ile daha çok etkileşim halindedirler. Argon (488-514 nm) hemoglobin tarafından soğurulur. Diyod (800-980 nm) ve Nd:YAG (1064 nm) lazerler melanine karşı yüksek bir afinite gösterirken hemoglobin ile daha az etkileşime girerler. Suyun en yüksek absorpsiyon miktarı 3000 nm'nin biraz altındadır ve bu da Er:YAG lazerin dalga boyuna denk düşmektedir. Erbiyum hidroksiapatit tarafından da iyi soğurulur. 10.600 nm'lik CO₂ lazer su tarafından iyi soğurulur ve diş dokularına en büyük afiniteye sahiptir (87). Bir başka deyişle, sert dokularda Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve CO₂ lazer tiplerinin kullanımının tercih edilme sebebi, su ve hidroksiapatitin soğurma tepe noktalarının, bu lazerlerin dalga boyları ile çakışmış olmasıdır. (69, 84).

Geçme (Transmission)

Lazer ışığı doku içerisinde hiçbir etki göstermeden derinlere ilerleyip, dokuyu terk edebilir. 'Geçme' etkisi dalga boyuyla ilgili olarak lazer ışığının doku içerisinde geçerek ulaştığı maksimum penetrasyon derinliği olarak da tanımlanır. Lazer ışığının dalga boyu uygulandığı doku tarafından ne kadar az soğuruluyorsa, ışık doku içerisinde o kadar derine geçebilir (85). Örneğin argon, diyod ve Nd:YAG lazer gibi kısa dalga boyuna sahip lazerler su molekülleri tarafından soğurulmazlar ve doğrudan geçerek daha derinlere penetre olurlar. Erbiyum ve CO₂ lazerler ise dokunun sıvı içeriği tarafından kolaylıkla soğurulduklarından komşu dokulara çok az enerji geçişi gerçekleşir (69, 83).

Yansıma (Reflection)

Lazer ışığı herhangi bir dokuya uygulandığında doku tarafından direkt yansıtılabilmektedir. Yansıma, ışığın doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılmasından dolayı, beklenen miktarda enerjinin dokuya iletilmesini engel olmaktadır (85). Kontakt lazerlerde nonkontakt lazerler karşılaştırıldığında, yansıma nonkontakt lazerlerde daha yüksektir. Dişeti, mine ve dentin karşılaştırıldığında, yansıma en çok minede görülmektedir. Çürük diagnozunda yansıyan ışık kullanılmaktadır (78, 83, 88).

Saçılma (Scattering)

Saçılma, lazer ışık enerjisini doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması ya da sıçramasına denilmektedir. Lazer enerjisinin hedeflenen noktadan farklı yönlere sapan kısmıdır (69). Soğurulma ile saçılma arasında negatif bir ilişki bulunmaktadır. Soğurulma ne kadar az olursa, saçılma o kadar fazla olur. Saçılma, enerjinin dokuda daha geniş bir hacme dağılmasını sağlarken, lazer ışığının güç yoğunluğunu azaltmaktadır. Bu şekilde termal hasar etkisi de en aza indirilmiştir (85), lazer ışınlarının dokuda yayılması beklenenden düşük enerjinin iletimine sebep olmaktadır.

2.7.3. Lazer Parametreleri

Lazer sistemleri için uygulama sonuçlarını etkileyebilecek bazı önemli parametreler vardır. Bunlar; dalga boyu, doz, güç yoğunluğu, enerji yoğunluğu, lazerin çalışma yöntemi, atım süresi, atım frekansı, uygulama süresi, spot alanı ve lazer demet profilidir. Bu faktörlerden herhangi birinde yapılan değişiklik, lazer uygulaması sonrası sonuçların da değişmesine neden olmaktadır (40).

Dalga Boyu (nm)

Lazer ışın demetinde birbirini izleyen dalgaların doruk noktaları arasındaki fiziksel uzaklık dalga boyu olarak isimlendirilmektedir (89). Belirli bir lazer uygulaması için en uygun olan lazerin seçiminde en önemli faktör, gerçekleştirilmek istenen uygulamaya göre, hedef dokudan en fazla geçebilen veya hedef doku tarafından en fazla soğurulan dalga boyunun tespitidir (69). Doku içerisinde lazer enerjisinin azalması, artık biyolojik etki göstermediği nokta “soğurulma derinliği”, farklı dalga boylarının doku tarafından soğurulma miktarı ise “soğurma katsayısı” olarak tanımlanmıştır (40, 90, 91). Doku ışığı ne kadar az soğurursa, ışığın doku içerisindeki penetrasyonu, yani derindeki dokuları etkileme ihtimali de o kadar fazla olur.

Tek bir lazer cihazının ihtiyaç duyulan tüm fonksiyonları yerine getirmesi mümkün değildir. Lazer ışığı dalga boyuna ve uygulanacak cismin rengine göre soğurulur, yansıtılır, geçirilir veya dağıtılır. Lazer tiplerinin kendilerine has

özellikleri ve üzerlerinde özellikle etkili oldukları hedef dokular, farklı işlemler için farklı lazer tiplerini elverişli kılar. Ayrıca bir tek lazer tipinin değişik parametrelerle uygulanabilmesi de, bir lazerin birçok amaçla kullanılabilmesini sağlayabilmektedir. Çeşitli klinik uygulamaları mümkün kılmak için birden fazla dalga boyu üretebilen cihazlar da mevcuttur (Er:YAG ve Nd:YAG gibi) (92).

Çalışma Yöntemi

Bazı lazer sistemleri kesintisiz, sürekli lazer irradyasyonu (continuous laser irradiation) sağlarken bazı cihazlarda kullanılan metal perdeciklerle, ışığın nabızsal (atımlı) akımı sağlanır. Lazer ışığında meydana gelen bu kesinti, gözle fark edilemeyecek kadar kısa zaman aralığında gerçekleşmektedir. Işıқта kesintiler meydana getirmek, ışığı dönen bir pervanenin kanatlarının arkasından göndermeye benzer bir etkiye sahiptir. Bu tip ışığa, kesikli lazer ışığı (chopped laser beam) denilmektedir (85). Bu sistemlerde ışığı bir saniyede yüzlerce kez durdurup yeniden göndermek mümkündür. Bazı sistemlerde ise enerji bir süre biriktirilip, daha kısa bir zaman diliminde salınmaktadır. Bu şekilde çok daha fazla enerji içeren bir atım elde edilebilmektedir. Bu karakterdeki lazer akımına duraksatılmış akım anlamına gelen atımlı lazer irradyasyonu (pulsed laser irradiation) denilmektedir (85). Lazer ışığının kesintili olarak kullanımının amacı, yüksek güçte, kısa süreli atımlar uygulayarak, çevre dokularda termal hasar oluşumuna neden olabilecek sürenin minimumda tutulması olarak açıklanabilir (69). Bazı sistemlerde ise, elektronik olarak sağlanan kontrol ile “süper kısa” ve “ultra kısa” lazer atımları elde edilebilmektedir. Atım süresi kısaldıkça, atımın ulaştığı maksimum gücü yükseldiğinden, bu sistemlerde çok yüksek güce sahip çok kısa süreli atımlar elde ederek, çevre dokularda herhangi bir termal hasar yaratmadan etkili şekilde kesim yapabilmek mümkün olabilir (91, 93, 94).

Dozimetre ve Lazer Parametrelerinin Tanımları

Atımlı veya sürekli lazerlerde lazerin etkinliğini etkileyen bazı önemli özellikler vardır (40). Bunlar:

Enerji (J) ve Enerji Yoğunluğu (J/cm²)

Enerji gerçekleştirilen iş ya da belli bir zaman süresinde uygulanan güçtür. Enerji birimi juldür (J) ve güç ile zamanın çarpımına eşittir. Birçok atımlı lazer, atım başına 1 J den çok daha az enerji verir. Bu nedenle milijul (mJ) birimi kullanılır (82, 89).

Enerji yoğunluğu (fluens) birim alandaki enerji miktarı ile ifade edilmektedir. Bir diğer ifade ile enerji yoğunluğu belirli bir zaman sürecinde uygulanan güç yoğunluğudur. Birçok lazerde enerji yoğunluğu mJ/cm² olarak ifade edilir (82).

Güç (W) ve Güç Yoğunluğu (W/cm²)

Lazer gücü lazer tarafından oluşturulan enerji oranını belirtmektedir. 1 Watt lazer gücü 1 saniyede yayılan 1 Joule enerjiyi ifade etmektedir (82).

Sürekli lazerlerde enerji yoğunluğu yerine güç yoğunluğu kavramı kullanılır. Güç yoğunluğu, birim alanda bulunan güç miktarı veya foton konsantrasyonu olarak tanımlanır (W/cm²).

Güç yoğunluğu ve enerji yoğunluğu terimleri genel olarak akım yoğunluğu (flux density) olarak tanımlanıp, bunların yerine doz terimi de kullanılmaktadır.

Frekans (Hz)

Frekans, bir saniyede belli bir noktadan geçen dalgaların sayısıdır. Bir başka ifade ile lazer ışınının saniyedeki atım sayısıdır. Bir dalganın frekansı ve dalga boyu arasında bir ilişki bulunmaktadır. Dalga boyu arttıkça frekans azalır. Uzun dalgalar düşük bir frekansa, kısa dalgalar ise yüksek bir frekansa sahiptir. Frekansın birimi Hertz (Hz) dir. Saniyedeki atım sayısı “Pulse per second” (Pps) da aynı anlamda kullanılmaktadır. Frekans aralığı geniş olan bir lazer kullanım açısından kolaylık sağlamaktadır (69, 82, 89).

Atım Devam Süresi (μs ya da ms)

Pals aralığı, atım süresi ve atım genişliği, lazer atımının zamansal uzunluğunu (lazerin enerji yayma süresini) belirtmede kullanılan eş anlamlı terimlerdir. Kısaca lazer enerjisinin dokuya ne kadar zaman boyunca iletildiğini belirtmektedirler (82).

Maksimum Atım Gücü ($W/\mu s$)

Tek bir lazer atımının sahip olduğu en yüksek güç olarak tanımlanır (82).

Atım Süresi (Pulse Duration):

Tek bir lazer atımının oluşturulduğu süredir (sn).

Spot Alanı ve Lazer Demet Profili

Lazer sistemlerde lazer ışınının keskin bir şekilde odaklandığı ve enerjinin en yüksek olduğu spesifik bir daire (spot) çapı vardır. Bu dairesel alana ‘odak noktası’ adı verilmektedir. Odak noktasının büyüklüğünü ve odak uzaklığını sistemde kullanılan merceğin boyutu ve şekli belirlemektedir (69, 82).

İdeal şartlarda, bir lazer atımının her yerinde enerji dağılımı yani enerji yoğunluğu aynıdır ve demet çapı kesin olarak sınırlanmıştır. Bu tipteki bir demet matematiksel olarak “top-hat” olarak bilinen demet profili ile tanımlanabilir. Böyle bir demette demet çapı içerisinde enerji sabit, demet dışında ise sıfırdır (95). Ancak gerçekte, bir demetin çapraz kesitinde enerji dağılımı sabit olmadığı gibi, demet çapı da kesin sınırlara sahip değildir. Bir lazer demetinin uzaysal özellikleri, rezonatörde oluşan transvers elektromanyetik mod’un (transversal elektromagnetic mod) (TEM) yapısına ve lazer demetinin Gauss Demet Profilinden (Gaussian Beam Profile) sapma oranına bağlıdır (95). Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan sert doku lazerlerinin hemen hepsi TEM₀₀ modunda çalışmaktadır. TEM₀₀ modunda çalışan lazerlerde ışığın kırılarak dağılımı sınırlandırılmıştır ve en dar spot alanına odaklanabilir (95, 96). Gauss demet profiline göre, spot alanının büyüklüğü, santimetrekareye düşen enerji yoğunluğuyla ters orantılıdır (95, 96). Spot alanı küçüldükçe santimetrekareye düşen enerji yoğunluğu artar.

Fokus ve defokus terimleri lazer ile çalışma sırasında odak noktasının hedef dokudaki konumunu ifade etmektedirler. Odak noktası doku yüzeyinde kalıyor ise fokus mod, doku yüzeyine ulaşmadan üst kısımlarda kalıyor ise defokus mod ve odak noktası dokunun derinliklerine düşüyor ise prefokus mod olarak isimlendirilmektedir. Lazer ile çalışılırken fokus bölgesi dokuya iletilen enerjinin en yüksek olduğu uzaklığı simgeler. Defokus bölgesi ise dokudan daha uzak bir mesafede çalışıldığında oluşur ve daha az soğurulma meydana gelir. Dokuda her zaman fokus ya da defokus modda çalışmak gerekmektedir. Prefokus modda çalışma dokuda istenmeyen ısısal etkilere neden olabilmektedir. Her lazerde fokus defokus mod mesafesi farklıdır (69, 82).

2.7.4. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Lazerler;

1. Lazer aktif maddesine
2. Lazer ışığının hareketine
3. Dalga boyuna
4. Lazer ışığının enerjisine
5. Lazer ışığının uygulanış şekline göre sınıflandırılabilirler.

Lazer Aktif Maddesine Göre

Katı Lazerler:

- o Er:YAG (2940 nm)
- o Er,Cr:YSGG (2780 nm)
- o Ho:YAG (2100 nm)
- o Nd:YAG (1064 nm)
- o Alexandrite (720–780 nm)
- o Ruby (694.3 nm)

Gaz Lazerler:

- o CO₂ (10600 nm)
- o He-Ne (632,8 nm)
- o Ar / Krypton (457-528 nm)
- o Excimer

Sıvı Lazerler:

- o Boya (çeşitli) (VIS)

Yarı iletkenler:

- o Diyod Lazerler (infrared-IR)

Lazer Işığının Hareketine Göre:

- o Sürekli ışık verenler (Continous)
- o Atımlı ışık verenler (Pulsed)
- o Kesikli ışık verenler (Chopped)

Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre

- o Mor ötesi (ultraviolet-UV) spektrum (140-400 nm).
- o Görünür (visual-VIS) spektrum (400-700 nm).
- o Kırmızı ötesi (infrared-IR) spektrum (700 nm ve üstü).

Lazer Işığının Enerjisine Göre

- o Soft lazer (He-Ne, GaAs, GaAlAs)
- o Hard lazer (CO₂, Nd:YAG, Argon, Excimer, Ho:YAG, Er,Cr:YSGG, Er:YAG)

Lazer Işığının Uygulanış Şekline Göre

- o Kontaktlı
- o Kontaktsız

2.7.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler*A) Görülebilir Işık Lazerleri*

- 1) Argon (Ar) Lazerler (488-514 nm)

B) İnfrared (Kızıl Ötesi) Lazer

- 1) Karbondioksit (CO₂) Lazerler (10.600 nm)
- 2) Holmiyumİtriyum-Aliminyum-Garnet (Ho:YAG) Lazerler (2100 nm)
- 3) Neodimiyum:İtriyum-Aliminyum-Garnet (Nd:YAG) Lazerler (1064 nm)
- 4) Erbiyum, Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er,Cr:YSGG) Lazerler (2780 nm)
- 5) Erbiyum:İtriyum-Aliminyum-Garnet (Er:YAG) Lazerler (2940 nm)
- 6) Diyot Lazerler (800-980 nm)

Argon Lazer

Aktif ortamında argon gazı bulunan ve yüksek akımlı bir elektrik sistemi ile çalışan bu lazer sistemi, ışığı görünür spektrumda bulunan tek cerrahi lazerdir. Diş hekimliğinde biri mavi renkte 488 nm dalga boyunda, diğeri mavi yeşil renkte 514 nm dalga boyunda iki salınım modu kullanılmaktadır. 488 nm dalga boyundaki Argon lazer kompozit restoratif materyallerin polimerizasyonunu başlatıcı ajan olan kamforokinonu aktive edici özelliğe sahiptir (69). Lazer ile polimerizasyonda uygulama süresinin halojen ışık kaynaklarına göre %75 oranında azaldığı, polimerizasyonun uygulanan kompozitin tüm bölgelerinde aynı anda başlaması nedeni ile kompozit-restorasyon kenar uyumunun arttığı, kompozitin fiziksel özelliklerinin güçlendiği ve postoperatif hassasiyetin azaldığı bildirilmektedir (97). Argon lazer ayrıca ışıkla aktive olan beyazlatma jelleri ve ölçü materyallerinde de kullanılmaktadır. Argon lazerler ayrıca çürük teşhisine de yardımcıdırlar. 514 nm dalga boyundaki argon lazer hemoglobin, hemosiderin ve melanin içeren dokular tarafından yüksek emilim oranına sahip olduğundan mükemmel bir hemostaz sağlamaktadır. Her iki dalga boyunun da diş sert dokuları ve su tarafından emilimi zayıftır. Mine ve dentin tarafından emiliminin az olması yumuşak doku cerrahisi sırasında diş sert dokularının zarar görmesini engellemesi açısından avantaj sağlamaktadır (69).

Diyod Lazer

Diyod lazer aluminum ya da indium, gallium ve arsenid gibi yarı iletken kristaller içeren katı bir lazerdir (98). Diş hekimliğinde 800 nm (aktif ortamında aluminum bulunan) ve 980 nm (aktif ortamında indium bulunan) olmak üzere iki dalga boyu kullanılmaktadır. Yüksek oranda hemoglobin ve diğer pigmentler tarafından absorbe edilir. Yumuşak doku cerrahisinde kullanımı tercih edilir (99). Lazer enerjisinin iletimi fiberoptik kablolar ile sağlanmakta ve yumuşak doku cerrahisinde değerli, koagülasyonun sağlanmasında ise değimsiz çalışılmaktadır. Diyod lazerlerin diş sert dokuları tarafından emiliminin az olması nedeni ile mine ve dentine zarar vermeden yumuşak dokularda güvenli bir şekilde çalışılabilmektedir. Diyod lazerler dişhekimliğinde kök kanallarının sterilizasyonunda, periodontal ceplerdeki bakterilerin uzaklaştırılmasında ve dentin hassasiyetinin giderilmesinde kullanılmaktadır (69, 100).

Karbondioksit (CO₂) Lazer

Aktif ortamında CO₂, Nitrojen (N₂) ve Helyum (He) gaz karışımı bulunan CO₂ lazerin dalga boyu 10600 nm'dir. CO₂ lazerin ışını uzak kızılötesidir (red-infrared). Dokuyla temas etmeden çalışma gerektirmesi nedeni ile kullanıcının dokunma hissini ortadan kaldırmaktadır. Dezavantaj olarak kabul edilen temassız çalışma dil ve ağız tabanı gibi hareketli ağız dokularının tedavisinde ise avantaj sağlamaktadır (69, 78, 101).

İnce fiber optik kablolardan geçememesi, dokuyla temas etmeden çalışılması ve sert, parlak yüzeylerden yansıyıp hedeflenmeyen dokularda zararlara neden olmasından dolayı CO₂ lazerin ağız içi uygulanımı sınırlı kalmaktadır. Bu lazerin en önemli özelliği su molekülleri tarafından erbiyum lazerlerden sonra en iyi absorbe edilen dalga boyuna sahip olmalarıdır. Dokunun pigmente ya da farklı renkte olması soğurulmada etkili değildir. Yumuşak dokudaki penetrasyon derinliği 0,2-0,3 mm'dir. Bu nedenle oral mukozadan yansımaz, dağılmaz ve derin dokulara kadar ilerleyemez. CO₂ lazer diş hekimliğinde kullanılan tüm lazerler içinde hidroksiapatit tarafından emilimi en yüksek olan dalga boyuna sahiptir. Bu nedenle diş dokusuna komşu yumuşak doku alanlarında çalışırken diş dokularına zarar vermemek için bu alanların metal koruyucular ile örtülmesi gerekmektedir (69, 78, 85, 101).

CO₂ lazer ile dokuya ortalama 1-3 cm uzaklıktan odaklanarak insizyon ve eksizyon yapılabilmektedir. Bu mesafeyi artırınca yani odak noktasından uzaklaştıkça lazerin kesiciliği kaybolarak koagüle etme ve buharlaştırma etkisi başlamaktadır (78).

CO₂ lazerlerin geleneksel yöntemlere göre avantajları ise; operasyon alanında koagülasyonu sağlaması nedeni ile kanamanın olmayışı, kuru ve görülebilir bir ortam sağlaması, dikiş gerektirmemesi, işlem süresinin kısılması, mekanik travmanın olmayışı, postoperatif ağrı, ödem ve skar dokusunun daha az olması, bakteriyemi riskinin azalması ve hasta tarafından daha kabul edilebilir olması olarak sayılabilmektedir (102).

CO₂ lazerin sert dokuda kullanımı pulpada oluşturduğu termal zararlar, dentindeki karbonizasyonlar ve minedeki çatlak ve kırılmalar nedeni ile sınırlı kalmaktadır. CO₂ lazerin atım modlarındaki gelişmelere karşın minede yalnızca pürüzlendirme ve fissür örtücü uygulamalarında kullanılmaktadır (78).

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

Diş hekimliği pratiğine teknik olarak en yatkın olan, gerçek anlamda diş hekimliği için hazırlanmış ilk lazerdir ve yaygın olarak kullanılmaktadır. Nd:YAG lazer neodymium katkılı yttriyum, alüminum, garnet kristallerinden oluşan bir katı hal lazeridir. Dalga boyu 1064 nm'dir. Bu lazerin en önemli özellikleri; ışık iletiminin fiber optik kablo aracılığıyla yapılabilmesi, 'pulse', 'superpulse' ve kontakt tiplerinin olması, pigmentli dokular tarafından yüksek derecede absorbe edilmesidir. Diğer dokularca çok az absorbe edilir ve fiber optik uç dokulara temas ettiği için lazer enerjisinde yansıma minimaldir (68, 69, 78, 85). Lazerin diş dokuları tarafından emiliminin az, penetrasyon derinliğinin fazla olması ve pulpada ısıl zararlar oluşturması nedeni ile diş sert dokularında kullanımı sınırlı kalmıştır (103).

Nd:YAG lazerler diş hekimliğinde diş çürüklerinin önlenmesinde, renklenmiş yüzey çürüklerinin sağlıklı mineye dokunulmadan kaldırılmasında, minenin pürüzlendirilmesinde, dentin tübüllerini tıkayarak dentin hassasiyetinin giderilmesinde, endodontide kök-kanal sterilizasyonunda, periodontolojide granülasyon dokusunun uzaklaştırılmasında ve dişeti cep derinliğinin azaltılmasında kullanılırlar (40, 104). Ayrıca yumuşak doku operasyonları sırasında çok iyi bir hemostaz sağlayarak temiz bir operasyon sahası sağlarlar (104).

Er:YSGG Lazer (Erbium-chromium: Yttrium, Scandium, Gallium and Garnet)

Erbiyum, Chromium:YSGG (2780 nm) lazer aktif ortamında erbiyum ve krom ile kaplanmış yttriyum, scandium, gallium, garnet kristalleri içeren bir katı hal lazeridir. Gücü, 0-6 W arasında ayarlanabilmektedir ve atım sayısı sabit olup 20 Hz'dir. Er,Cr:YSGG lazer cihazlarında enerji, fiber optik sistemle taşınarak, cihazın en ucunda bulunan aeratör formundaki başlık aracılığı ile dokuya iletilir. Başlığın uç kısmında ise özel safir uç bulunmaktadır ve hava-su spreyi cihaza bitişiktir. Işın demeti safir uçtan yayılırken aynı anda hava-su akışı olur (85).

Er,Cr:YSGG lazerde, lazer hidrokineziği olarak nitelendirilen ve enerjisi arttırılan su partiküllerinin dokuyu uzaklaştırdığı bir sistem kullanılmaktadır. Lazer enerjisi mine ve dentindeki hidroksil gruplarını hedef alır ve apatit kristalindeki hidroksil grubu ile etkileşerek dişin kristal yapılarına bağlı olan su tanecikleri

tarafından absorbe edilir. Mineral yapının içerisindeki suyun buharlaşması ile hacim artışı meydana gelir ve mikropatlamalar oluşur. Böylece hedef yüzeyden mekanik ve travmatik şekilde dokunun uzaklaşması sağlanır (78).

Çürük dokunun yüksek su içeriği nedeni ile lazer ışığı bu dokular tarafından yüksek oranda soğurulur, diş dokuları korunabilir. Mine pürüzlendirilmesinde, çürük uzaklaştırılmasında, kavite preparasyonunda, kök kanal hazırlığında ve kemik kesiminde kullanılabilir (85). Er,Cr:YSGG lazerler ile mine ve dentinde çatlak olmaksızın pürüzlü bir alan oluşmaktadır. Smear tabakasına rastlanmayan yüzey, bağlanma için ideal görünmektedir. Ayrıca pulpa için güvenli bir lazer sistemidir. Çürük temizlenmesi sırasında lokal anestezi ihtiyacı azalmıştır (85).

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

Er:YAG lazerler Erbiyum ile kaplanmış İttriyum-Alüminyum-Garnet aktif maddeye sahiptirler. Dalga boyu 2940 nm'dir. Bu lazerlerin su absorpsiyonu tüm lazerler arasında en yüksektir, hidroksiapatit ve organik yapıdaki OH⁻ iyonları tarafından yüksek derecede emilebildiğinden, bu lazerle su ihtiva eden diş sert dokularında hızlı ve etkin kesim yapabilmek mümkündür. Bu sırada pulpada hasar oluşmaz çünkü penetrasyon derinliği oldukça sınırlıdır (85).

Lazer enerjisi apatit kristali içindeki hidroksil grubu ile etkileşerek dişin kristal yapılarına bağlı olan su tanecikleri tarafından soğurulur. Mineral yapının içerisindeki suyun buharlaşması ile hacim artışı meydana gelir ve mikropatlamalar oluşur. Termomekanik ablasyon olarak isimlendirilen bu işlem ile hedef yüzeyden mekanik ve travmatik şekilde dokunun uzaklaşması sağlanır (69, 77).

Günümüzde Er:YAG lazerler restoratif diş hekimliğinde; eski estetik restorasyonların sökülmesinde, çürüğe dayanıklılığın artırılmasında, mine ve dentin dokularının pürüzlendirilmesinde, kavite preparasyonunda, çürük dokuların seçici olarak temizlenmesinde, kavite sterilizasyonunda, dentin hassasiyetinin giderilmesinde, pulpa kaplamalarında, dişeti konturlarının düzeltilmesinde ve kron boyununun uzatılmasında pulpada ısı artışına neden olmadığından dolayı güvenle kullanılmaktadır (77).

Er,Cr:YSGG ve Er:YAG lazerlerin, diş dokularına etkileri incelendiğinde yüzeyde termal hasar belirtisi göstermeyen mikroskopik ve makroskopik alanlar

oluşturdukları görülmüş ve bu pürüzlü yapının rezin esaslı materyallerin ve adeziv restorasyonların bağlantısını arttırabileceği düşünülmüştür . Asitlerden farklı olarak dentinde termomekanik ablasyonla etkili olan bu lazerler, özellikle hidroksiapatitin hidrate kısmını etkileyip, apatitin serbest kalmasını ve yüzeyde mikrokraterlerin oluşmasını sağlarlar. Erbiyum lazerlerin ayrıca dentin yüzeyinde smear tabakası oluşturmaması ve dentin tübüllerini açması adezyonun olumlu yönde etkileneceğini düşündürmektedir (105). Er:YAG lazer ile kavite hazırlanmasından sonra mine ve dentine asit uygulamasının, rezin esaslı materyallerin diş dokularına bağlanmasını arttırdığı saptanmıştır (106).

Femtosaniye (Ultrashort Pulse) Lazer

Femtosaniye lazerleri, uzunluğu femtosaniye(1 femtosaniye=10-15 saniye, bir başka deyişle saniyenin katrilyonda veya 1000 trilyonda birine karşı gelen zaman aralığı) mertebesinde olan optik darbe üretiminde kullanılır. Femtosaniye darbe üretmek için katı, sıvı veya gazdan oluşmuş optik kazanç ortamları kullanmak mümkündür. Ancak, pratik uygulamalarda kullanılacak lazer sistemlerinin kimyasal kararlılık, uzun çalışma ömrü, mekanik dayanıklılık gibi özelliklere de sahip olması tercih edilir. Bu şartları sağlayabilen sistemlerin başında yarıiletken, fiber ve katı hal lazerleri gelmektedir (107).

Femtosaniye (Fs) lazerler ultra kısa lazer atımları yaparlar. Bu ultra kısa atımlar sayesinde kullanılan lazer enerjisi azalırken çevre dokularda oluşan termal ve mekanik hasar minimum düzeye inmiş olur. Lubatschowski ve ark., yaptığı bir çalışmada femtosaniye lazer atım alanının çevresinde 1µm'ye eşit veya daha küçük bir alanda minimal mekanik ve termal hasar tespit edildiğini göstermiştir (108).

Minimal yan hasarla birlikte daha doğru diş preparasyonu yapmak için yeni yöntemler arayışında, femtosaniye lazer (fs lazer) ablasyon, invaziv olmayan submikrometre boyutlu modelleri gerçekleştirmek için yararlı bir araç olarak ortaya çıkmaktadır (109). Bu lazer tipinin klinik uygulamaları, oküler, kulak-burun-boğaz veya dentaldir (109-111). Yakut ya da CO₂ lazerler kullanılan dişlerin konvansiyonel lazer ablasyon çalışmaları, ikincil diş hasarına yol açan önemli termal birikimler bildirmiştir. Er:YAG gibi diğer lazerler termal etkileri en aza indirgemekle birlikte, etching prosedürleriyle birlikte frezler gibi klasik hazırlama teknikleriyle rekabet

edemezler (112). Ultra kısa lazer darbelerinin temel bir avantajı, dokuyu önemsiz derecede ısı hasarına maruz bırakarak ablasyon yapmaktır; böylece daha iyi SBS sağlayarak çevresindeki dokuya en az hasar veren yapılar yaratmaktadır (113, 114).

Onlarca ve yüzlerce femtosaniye aralığında lazer atımları ürebilen ana kaynak titanyum katkılı safir kristalidir. Ti: safir lazerler, 650 ila 1100 nanometre aralığında kırmızı ve yakın kızılötesi ışık yayabilen ayarlanabilir lazerlerdir. Bu lazerler, ayarlanabilirlikleri ve ultra kısa süreli darbeler üretebilme yetenekleri nedeniyle ağırlıklı olarak bilimsel araştırmalarda kullanılırlar. Ti: safir bazlı lazerler 1982'de kuruldu. Titanyum-safir, titanyum iyonlarıyla güçlendirilmiş safir kristalinden (Al_2O_3) oluşan lazerleme ortamını belirtir. Ti: safir lazerler, 800 nm civarındaki dalga boylarında en verimli şekilde çalışırlar. Enerjisi milijoule düzeyine yükseltilebilir ve materyal yüzeyine uygun olarak odaklanan lazer atımları komşu dokulara daha az istenmeyen hasara neden olur ve olağanüstü hassasiyetiyle ince tabakaların uzaklaştırılmasına izin verir.

Ayrıca lazer ablasyonunun neden olduğu basınç geçişlerine bağlı olarak ağız dokusundaki oluşan mekanik stres, nanosaniyelik darbeler yerine ultra-kısa lazer darbeleri uygulayarak azaltılır ve ağrıyı ve çevre dokulardaki istenmeyen hasarı en aza indirir (111). Femtosaniye lazerler dentini, mineyi, diş taşını ve mine ve dentinin birincil mineral bileşenleri olan hidroksiapatiti başarıyla ablas eder. Femtosaniye lazer çok daha sessizdir ve geleneksel dirillere göre daha az ağrıya neden olur veya hiç ağrı görülmez. Taramalı elektron mikroskobu ve diğer testler işlemlerin mikroçatlaklara neden olmadığını ve dolgular için ideal olan ve diğer lazerler tarafından yapılan işlemlerden çok daha hassas olan 10 mm'nin altında bir çözünürlüğe sahip olduğunu teyit eder. Son olarak hava soğutması altında diş kütlesinin sıcaklık artışı 5 derecenin altındadır (109).

Femtosaniye lazer ablasmanı dentin dokularının kimyasal kompozisyonunu etkilememektedir ve bu da femtosaniye lazer ablasyonundan etkilenmeden kalan yapı ve kimyasal bileşenler için faydalıdır (115).

Ablasyonun çapı ve derinliği sırasıyla lazer akıcılık ve lazer darbe sayısı ile kontrol edilebilir. Femtosaniye lazerle ablasmanın öncesi ve sonrası dentinin kimyasal bileşimi etkilenmez. Bu etki dentin işleme için femtosaniye lazerlerin kullanımı için yararlı olacaktır (115).

Femtosaniye lazer ablasyonu uygularken gözünde bulundurulması gereken bazı noktalar vardır. İlk olarak, hedef yapılar kütle halinde bulunuyorsa, örnek, lazer dalga boyunda şeffaf olmalı ve hedef hacim mikroskop objektifinin çalışma mesafesi içinde olmalıdır. Lazer ışını boyunca emilim ve kollateral hasarında önemli bir doğrusal emilim meydana gelmez. İkincisi, femtosaniye lazer sistemlerinin büyük bir dezavantajı maliyetleridir. Femtosaniye darbeleri üreten osilatörler, başka bir lazer ile pompalanır ve maliyet artar. Ameliyat için sıklıkla kullanılan yükseltilmiş sistemler ticari osilatör sisteminin yaklaşık iki katına mal olurlar. Üçüncü olarak, femtosaniye lazer sistemlerine zaman, enerji ve kaynak yatırımı önemli olabilir. Lazer şirketlerinin eksiksiz sistem kurduklarını iddia etmesine rağmen, her bir lazer sisteminin spesifik güvenilirliği ancak laboratuardaki gerçek tecrübelerle gerçekten bilinir. Bazı sistemler haftalık bakım ve ayarlama gerektirirken bazıları ise sadece yılda bir kez bunu gerektirir. Dördüncüsü, femtosaniye lazerli laboratuvarlar hem başlangıçta sistem kurulumu üzerine, hem de her yeni lazer operatörü için kademeli olarak, güvenlik eğitimine zaman ayırmalıdır. Femtosaniye lazer atımlarıyla ilişkili bir takım birincil tehlikeler (örneğin, göz güvenliği ve malzeme yanıcılığı) ve ikincil tehlikeler (örneğin, parçacık ve X-ışını emisyonları) vardır (109).

2.7.6. Lazerin Pedodontide Kullanım Alanları

Lazer ile dental tedaviler, özellikle çocuklarda tedavi sırasında ve sonrasında yaşanabilecek sıkıntıları en aza indirdiğinden dolayı ideal sistemlerdir. Lazerin restoratif işlemlerde geleneksel yöntemlere göre daha az zaman gerektirmesi; döner aletler ile oluşan titreşim, koku ve korku unsurlarının elimine edilmesi; lokal anestezi, dikiş, işlem sonrası ağrı kesici ve antibiyotik gereksiniminin azalması ya da ortadan kalkması olarak belirtilmektedir (116-118). Lazer pedodontide çürük ve diş vitalitesinin teşhisinde, çürük oluşumunun önlenmesinde, kavite hazırlığında, pit ve fissür örtücü uygulamalarında, pürüzlendirmede, antibakteriyel etki sağlamada, vitalite testlerinde, endodontide ve yumuşak doku cerrahisinde kullanılmaktadır (119).

Çürük ve Diş Vitalitesinin Teşhisi

Lazer sistemleri günümüzde geleneksel radyografilere alternatif olarak çürük teşhisinde kullanılmaktadır. Argon lazer 488 nm dalga boyunda okluzal ve proksimal çürükleri teşhis edebilmektedir (QLF ve DELF). Günümüzde kliniklerde kullanılan geleneksel çürük teşhis yöntemlerinin hassasiyeti yeterli değildir ve yerini floresan sistemlere bırakmaktadır. Kavo markasının ürettiği DiagnoDENT bu sistemlerden biridir. Dalga boyu 655 nm olan diode lazer dokuya uygulandığında geri yansıyan ışın yoğunluğunun miktarına göre demineralizasyon miktarı ölçülmektedir (116, 117).

Lazer Doppler Flowmetry (LDF) hareket halindeki bir nesneden yansıyan radyasyonun frekansında meydana gelen doppler kaymasının ölçülmesi temeline dayanan bir tekniktir. Diş sert dokularına uygulanan lazer ışınının mine prizmalarını ve dentin tübüllerini geçerek pulpal damarlara iletilmesi, sabit ve hareketli hücreler (kırmızı kan hücreleri) tarafından tekrar yansıtılması prensibine dayanmaktadır. Vitalite test cihazı sabit dokulardan yansıyan ışınlar ile hareketli dokulardan kayarak yansıyan ışınların farkını ayırt edilebilmekte ve dişin canlılığı hakkında yorum yapılabilmektedir (120).

Çürük Önleme

Lazerin, asit ataklarına karşı direnci arttırdığı, 1960' lardan günümüze kadar yapılan çalışmalarla desteklenmektedir. Bu amaçla Nd:YAG, CO₂, Er,Cr:YSGG, Er:YAG, Argon, Ruby ve Ho:YAG lazer gibi farklı dalga boyunda lazerler kullanılmış ve bunların minenin yüzeyaltı demineralizasyon oranını azalttıkları gözlenmiştir (121). Lazerin çürük önleyici etkisi birkaç mekanizma ile açıklanmaktadır. Bunlardan birincisi mine yüzeyinin mikroyapısal elemanlarının fiziksel olarak birleşmesi ile minenin kimyasal ajanlara karşı geçirgenliğinin azalması olarak belirtilmektedir (122). Bir diğer teoride ise çürük oluşumuna karşı direncin artması, lazer ışınlarının yüksek absorpsiyonuna ve çevre dokulara zarar vermeden ısıya dönüştürülmesine bağlanmaktadır. Doku ısısının artması ile erime, füzyon ve tekrar kristal oluşumu gerçekleşmektedir (88, 123, 124). Daha sonraki çalışmalarda ise su ve karbonat içeriğinin azalması, hidroksil iyon içeriğinin artması, pirofosfat oluşumu ve proteinlerin çözülmesi şeklinde minenin ultramikroskopik

yapısında meydana gelen değişimlerin minenin çözülebilirliğini azalttığı ileri sürülmüştür (125). Ayrıca lazer uygulamasının hidroksiapatit kristallerinin yapısı ve şeklinde değişiklik oluşturabileceği ve prizmatik yapının kaybına neden olabileceği belirtilmiştir (124, 126).

Pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme de kompozit rezinlerin diş dokularına tatmin edici şekilde bağlanmasına katkıda bulunmaktadır. Asitle pürüzlendirme sırasında oluşabilecek dezavantajlar: mine dokusunda kayıp oluşması, pürüzlendirme derinliklerindeki farklılıkları, pürüzlendirilmiş yüzeyin kolaylıkla kontamine olması, uygun olmayan yıkama ve kurutmanın bağlanma dayanıklılığını olumsuz etkilemesi olarak sayılabilir (127). Lazer de konvansiyonel yöntem alternatif yüzey hazırlama tekniği olarak kullanılmaktadır. Bu sırada dişin nemden izole edilmesine gerek yoktur (128, 129).

Kavite preparasyonu

Lazer diş sert doku preparasyonlarında, yüksek devirli döner aletlere alternatif olarak kullanılmaktadır (130). Bu alanda en çok kullanılan lazerler, dalga boyları su ve hidroksil grupları ile rezonant olan Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer sistemleridir (130, 131). Ayrıca dalga boyu hidroksiapatitin yapısındaki fosfat radikalleri ile rezonant olan CO₂ lazer ve su molekülleri ile rezonant olan Ho:YAG lazer de kullanılmaktadır (131).

Lazer ile kavite hazırlığı sırasında herhangi bir geometrik şekil oluşturmadan sadece çürük dokular uzaklaştırıldığı için daha konservatif bir kavite preparasyonu sağlanır. Ayrıca temassız çalışabilmesi nedeni ile cihazın ucundan gelen su direkt olarak çalışılan alanını soğutur. Buna karşın frezle yapılan preparasyonda su frezin temas ettiği ve dönerek ısıttığı alanı anında soğutamaz. Erbiyum lazerlerin en büyük avantajlarından biri sert dokuda olduğu gibi yumuşak dokuda da kullanılabilmesidir. Bu şekilde tek seansta dişeti düzeltmeleri yapıp, kanamasız bir ortamda kavite preparasyonu ve restorasyonun bitirilmesi gibi işlemler gerçekleştirilebilir (77, 132).

Lazerlerin kavite hazırlığında sağladığı bir diğer avantaj ise bakterisid etkiye sahip olmasıdır. Bakterisid özelliği ablasyon etkisi ile aynı mekanizmaya sahiptir

(103).

Er:YAG lazer ile kavite hazırlığında ses ve titreşimin geleneksel kavite hazırlığına oranla daha az olduğu, lokal anesteziye ihtiyacın ise çok az olduğu ya da hiç olmadığı belirtilmiş ve tedavi süresinin daha uzun olmasına rağmen yetişkinler ve çocuklar için etkili bir yöntem olduğu bildirilmiştir (133, 134). Dental sert dokularda konvansiyonel yöntem ve Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan kavitelerde, çocukların tedavilere olan cevapları araştırılmış ve preparasyonlarda Er:YAG lazer kullanılmasının çocuğun davranış ve kooperasyonunu artırdığı ve korkan çocuklarda konvansiyonel yöntemlere alternatif bir yöntem olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (134, 135).

Lazer kullanımı ile mikrodüzensiz bir yüzeyin ortaya çıktığı ve smear tabakasının ise oluşmadığı bildirilmektedir. Bu düzensiz yüzey kompozit materyallerin adezyonu açısından avantaj sağlamaktadır. Ayrıca dentin kanallarının açıklığı hibrit tabakasının oluşumuna da yardımcı olmaktadır (119).

Lazer ile geleneksel frez hazırlığının karşılaştırıldığı in vitro bir çalışmada lazer uygulamasının çevre dokulara minimal termal zarar verdiği, diş sert dokularının yapısında ısıya bağlı minimal değişiklikler oluşturduğu ve istenen yüzey özelliklerinin sağlandığı bildirilmiştir (136).

Vital Amputasyon

Vital pulpa amputasyonu tedavisinde başarı için kuron pulpasının atravmatik bir şekilde çıkarılması ve aseptik bir çalışma ortamının sağlanması gerekmektedir. Lazer ile temassız çalışılabilmesi kalan pulpa dokusunda herhangi bir travma oluşumunu engellemektedir (137). Lazerin biostimulasyon etkisi nedeni ile vital amputasyonda kullanımının başarılı olduğu bildirilmiştir. Vital pulpa amputasyonunda en çok kullanılması önerilen lazer tipi CO₂ lazerdir. CO₂ lazerin yanı sıra Nd:YAG, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler de kullanılmaktadır (138, 139).

Direkt Pulpa Kuafajı

Lazer kanama kontrolü ve sterilizasyon sağlamasındaki etkinliği nedeni ile direkt pulpa kuafajı uygulanacak dişlerde başarı ile kullanılabilir. Direkt pulpa kuafajı tedavilerinde Nd:YAG, CO₂, argon, yarı iletken diyod ve erbiyum

lazerler uygulanabilmektedir (140, 141).

CO₂ lazerin günümüz endodontisinde özellikle de direkt pulpa kuafajında önemli bir tedavi aracı olduğu belirtilmektedir. CO₂ lazer termal özelliklerine bağlı olarak uygulandığı alanda sterilizasyon sağlamak ve skar oluşumu ile pulpayı bakteriyel kontaminasyona karşı korumaktadır. Lazer uygulanması sonrası pulpa dokusu ve kuafaj materyali arasında hematoma oluşumu en aza indirgenmekte ve böylece açığa çıkmış pulpa ile kuafaj materyali arasında sıkı bir kontakt oluşmaktadır. Lazer tedavisinin bir diğer etkisi ise doğrudan dentin oluşumunu uyarmasıdır (140, 141).

Yumuşak Doku Cerrahisi

Uygun vakalarda etkili dalga boyu ve enerji ayarları ile CO₂, Nd:YAG, diyoit, argon ve Er:YAG lazerler yumuşak doku kesiminde, koagülasyonunda ve dekontaminasyonunda tercih edilmektedir (88, 117). Lazerle yumuşak doku uygulamalarının, geleneksel cerrahi uygulamalara üstünlüğü: anestezi ihtiyacının olmaması, hemostatik özellikleri, sutur gerektirmemesi, iyileşmeyi hızlandırması, antibakteriyel/antienflematuar olması, operasyon süresinin kısa olması, vibrasyon olmaması ve operasyon sonrasında hasta açısından rahat geçmesi olarak bildirilmiştir (142).

Lazerler pedodontide dişlerin sürmesine engel oluşturan yumuşak doku retansiyonlarının kaldırılmasında, lingual ve maksiller frenum operasyonlarında, dişeti operasyonlarında (kuron boyu uzatma, gingivektomi), aftöz ülser ve herpes labialis lezyonlarının iyileştirilmesinde kullanılmaktadır (116, 119, 132).

2.8. Bağlanma Dayanım Testleri

Klinik çalışmalar adeziv sistemlerin etkinliğinin değerlendirilmesinde kullanılan en etkili yöntemdir; ancak klinik çalışmaların hem uzun zaman alması hem de kullanılan materyallerin yerine sürekli yeni ürünlerin geliştirilmesinden dolayı adeziv sistemlerin başarısını değerlendirebilmek için in vitro testlere de ihtiyaç vardır (143). Bu testlerin başında bağlanma dayanımı (bond strength) testleri gelmektedir (144). Bağlanma dayanım testleri adeziv sistemlerin ya da restoratif

materyallerin diş dokusuna (mine/dentin) bağlanma kapasitesini değerlendiren testlerdir (144).

Adezivlerin mine ve dentine bağlanma kuvvetlerinin etkinliğini ölçmede çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Bağlanma alanının genişliği göre test yöntemleri makro- ve mikro- olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Makro- testlerde 3 mm² ve üzeri alanların değerlendirilmesi yapılmaktadır (36, 145). Uygulanan kuvvetin yönüne göre ise çekme bağlanma kuvveti (tensile bond strength) ve makaslama bağlanma kuvveti (shear bond strength) testleri olarak sınıflandırılmaktadır (36, 146). Son yıllarda daha küçük yüzeylerin kullanılmasına olanak sağlayan mikroçekme bağlanma kuvveti (microtensile bond strength) testi ve dişlerde bölgesel değişimlerin bağlanma kuvvetlerine etkisini değerlendiren mikromakaslama bağlanma kuvveti (microshear bond strength) testi kullanılmaktadır (145).

2.8.1. Çekme (tensile) testleri

ISO 11405 (146) dokümanına göre, çekme deneylerinde kuvvetin diş yüzeyine 90 derece açı ile uygulanması gerekmektedir. Çekme deneyleri çok sık kullanılmamaktadır ve genelde simanların seramik ya da metal döküm gibi sert yüzeylere bağlanmasının değerlendirilmesinde tercih edilmektedir. Ayrıca postların kanal duvarlarına bağlantı kuvvetlerinin değerlendirilmesinde kullanılan ideal tekniktir (36).

2.8.2. Makaslama (shear) testleri

Makaslama testlerinde kopma kuvveti, hazırlanmış diş yüzeyine paralel olarak uygulanmalıdır. ISO 11405 dokümanında, makaslama testinde kullanılacak test cihazı, örneğin sabitlenebilmesi için sert bir blok ve buna bağlı 0,5 mm' lik künt bir uca sahip olan ayırıcı yüzey olarak tanımlanır (146). Dönme momenti oluşumunu engellemek için ayırıcı yüzeyin, diş-adeziv bağlanma yüzeyine en yakın noktadan teması sağlanmalıdır. Çekme kuvvetleri ile karşılaştırıldığında; makaslama testlerinin ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği bildirilmektedir. Bağlanma testleri içinde en kolay ve sık uygulanan makaslama testleridir çünkü yük dağılımı uniformdur (147). Makaslama testleri, uygulama süresi ve kolaylığı

avantajlarından dolayı, bilimsel çalışmalarda en fazla tercih edilen test yöntemi olmuştur (36).

Dentine bağlanma çalışmalarında kullanılan test yöntemlerinin ve değişkenlerinin değerlendirildiği bir çalışmada 50 adet yayın incelenmiştir. Çalışmaların %80'inde makaslama bağlanma testinin kullanıldığı görülmüştür (148). Çekilmiş dişin bir yüzeyi düzleştirilir, adeziv sistem uygulanır ve silindirik rezin esaslı dolgu materyali veya seramik restorasyon bağlanır. Kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulanır ve sonuç kaydedilir (145).

3. GEREÇ-YÖNTEM

3.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması

Çalışmada A.İ.B.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi A.D.'na başvuran hastalardan ortodontik tedavi veya sürme problemi nedeniyle çekilen 72 adet çürüksüz 3. molar dişi kullanılmıştır. Diş çekim işleminin ardından dişler üzerindeki doku artıkları dental el aletleri yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Dişler çalışmanın gerçekleştirileceği zamana kadar (en fazla 6 ay) oda sıcaklığında distile su içerisinde saklanmıştır (1). Distile su on gün aralıklarla periyodik olarak değiştirilmiştir.

3.2. Grupların Oluşturulması

Makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için seçilen dişler öncelikle kullanılacak adeziv sisteme göre rastgele 2 gruba ayrılmıştır. Daha sonra bu gruplar uygulanacak lazer sistemine göre her bir grup kendi içinde 3'e ayrılmıştır.

1.Grup: Total pürüzlendirme sistemi

1a: Er:YAG lazer uygulaması sonrası total etch (Adper Single Bond 2)

1b: Femtosaniye lazer uygulaması sonrası total etch (Adper Single Bond 2)

1c: Total etch (kontrol)

2.Grup: Self-etch pürüzlendirme sistemi

2a: Er:YAG lazer uygulaması sonrası self etch (Sinle Bond Universal)

2b: Femtosaniye Lazer uygulaması sonrası self etch (Sinle Bond Universal)

2c: Self etch (kontrol)

Örneklerin Hazırlanması

Makaslama bağlanma dayanımı değerlendirmesi için test öncesi dişler okluzal yüzeyi açıkta kalacak şekilde 1,6 cm çapında ve 2 cm yüksekliğindeki plastik kalıplar yardımıyla otopolimerizan (kendiliğinden sertleşen) akrilik rezin (Panacryl, İnci Dental,Türkiye) içerisine gömülmüştür. Dişin okluzal tablası dentin tabakası açığa çıkacak (pulpası açığa çıkmayacak) şekilde dişin uzun eksenine dik olarak hassas testere (Buehler İsommet 1000 Low Speed Saw, Buehler Ltd., Lake Iuff, IL, USA) cihazında kesilerek toplam 72 adet dentin yüzeyi elde edilmiştir. Pulpa odasının açığa çıkıp çıkmadığı stereo mikroskop yardımıyla belirlenmiştir. Pulpası açığa çıkan dişler çalışma dışı bırakılmıştır. Hazırlanan dentin yüzeyleri çalışma süresi boyunca distile suda saklanmıştır.



Şekil 3.1. Akrilik bloklara yerleştirilmiş, hassas testere ile dentin yüzeyleri açığa çıkarılmış numuneler

3.3. Dentin Yüzey Koşullarının Değiştirilmesi

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi örneklerin ait olduğu gruplar dikkate alınarak Er:YAG lazer ve femtosaniye lazer ile gerçekleştirilmiştir. Kontrol gruplarında pürüzlendirme yapılmamıştır.

Grup 1a-2a : Er:YAG lazer uygulaması

Grup 1b-2b: Femtosaniye lazer uygulaması

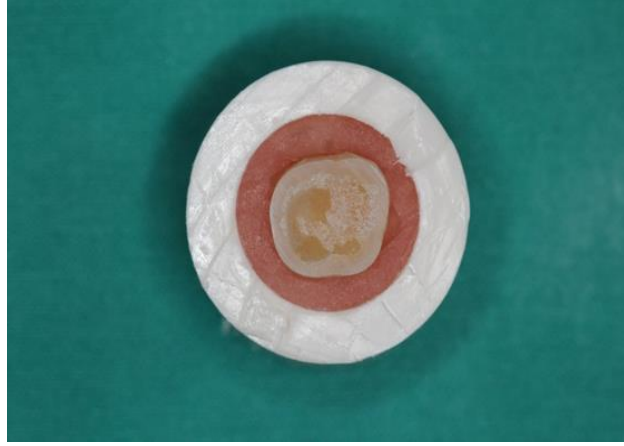
Grup 1c-2c : Kontrol grupları

Er-YAG Lazer Uygulaması

1a ve 2a grup örnekleri için 2,94 μ m dalga boyunda Er-YAG lazer (2940 nm, AT Fidelis, Fotona, Ljubljana, Slovenia) kullanılmıştır. Koruyucu gözlük takılarak, non-kontakt başlık (R02-C) diş yüzeyinden yaklaşık 10 mm uzaklıkta olacak şekilde hava-su soğutması altında çalışılmıştır. 50 μ s atım aralığında (SSP mod) çalışılan cihazda enerji değeri 100 mJ/10 Hz olacak şekilde ayarlanmıştır ve dentin yüzeyi 15 sn. süre ile hava-su soğutması altında taranmıştır.



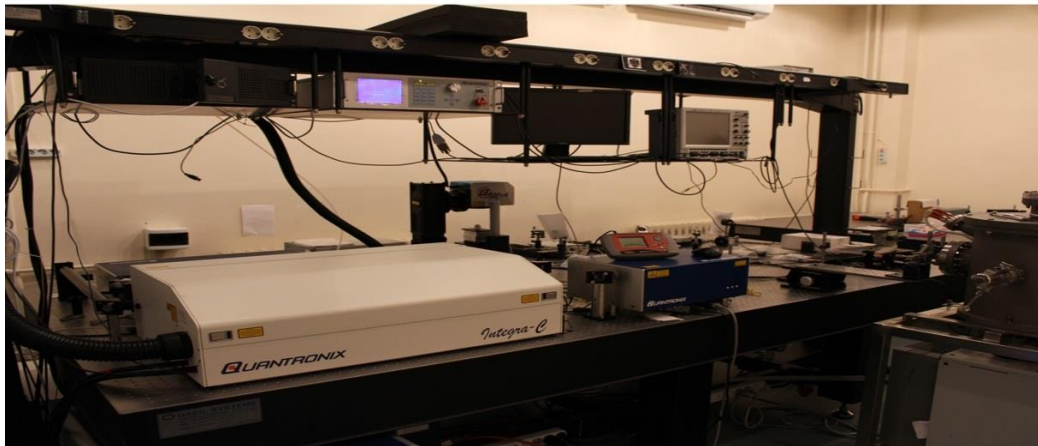
Şekil 3.2. Er:YAG lazer uygulamasında kullanılan lazer parametreleri



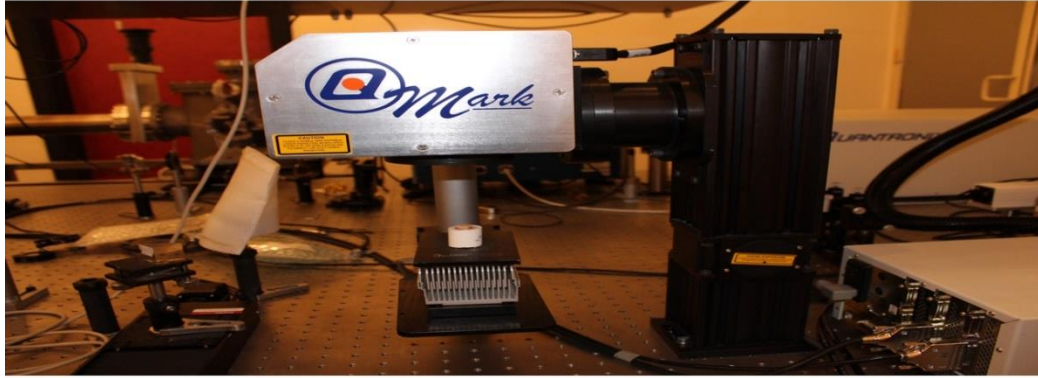
Şekil 3.3. Er:YAG lazer uygulaması sonrası dentin yüzeyinde oluşan görüntü

3.3.1. Femtosaniye Lazer Uygulaması

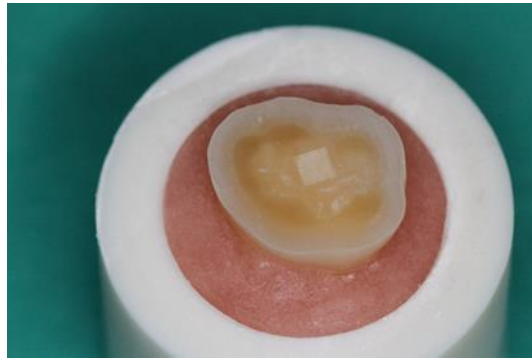
1b ve 2b grubunda bulunan örneklerin hazırlanan dentin yüzeylerinin 2×2 mm²'lik bir alanı femtosaniye lazer ($\lambda=800$ nm, Quantronix Integra -C-3.5, NY, USA) ile pürüzlendirilmiştir. Femtosaniye ışınlama parametreleri 225 mJ, 1 kHz, 0.45 W, 90 femtosaniye şeklindedir. Bu tarama parametreleri 30 mm / saniye işaretleme hızı ve 125 mm / saniye atlama hızı ile numunelere uygulanmış ve tüm geometriye beş kez lazer tarama uygulanmıştır.



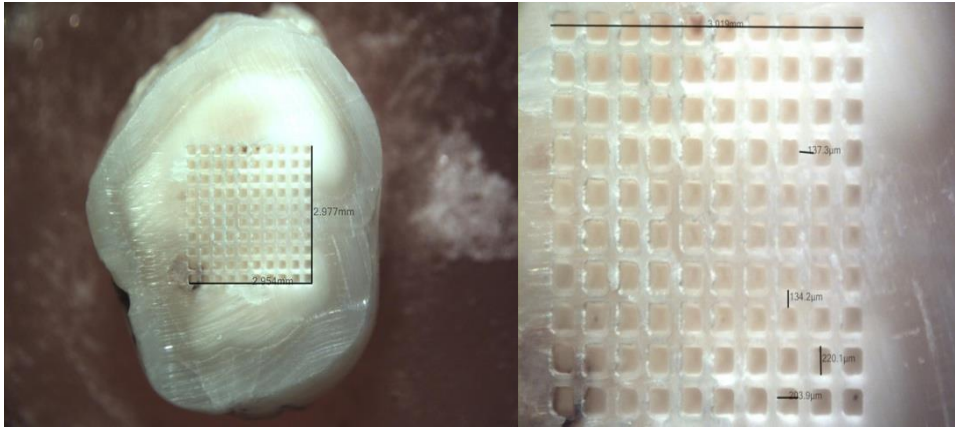
Şekil 3.4. Femtosaniye lazer cihazı



Şekil 3.5. Femtosaniye lazer uygulaması



Şekil 3.6. Femtosaniye lazer uygulaması sonrası dentin yüzey görüntüsü



Şekil 3.7. Femtosaniye Lazer ile Pürüzlendirilmiş Dentin Yüzeyi Görüntüsü

3.3.2. Ortofosforik Asit Uygulaması

1a, 1b ve 1c gruplarında bulunan örneklerin restoratif materyal uygulanacak dentin yüzeylerine üretici firma talimatlarına uygun olacak şekilde %37'lik ortofosforik asit (3M™ ESPE™ Scotchbond™, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) 15 sn. süre ile uygulandıktan sonra, 10 saniye süre ile su spreyi ile yıkanmıştır. Dentin

dokusunda nemli bağlantıyı sağlamak için yüzeydeki fazla su pamuk peletle alınmıştır.



Şekil 3.8. Ortofosforik asit uygulamasında kullanılan materyal

3.3.3. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulaması

Bu çalışmada 1 adet tek aşamalı kendinden asitli (self-etch) adeziv sistem olan Single Bond Universal (3M ESPE, St Paul, MN, USA) ve 1 adet total-etch adeziv sistem olan Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmıştır. Adeziv sistemler ve kompozit rezinler LED ışık kaynağı Woodpecker LED-G (Guilin Woodpecker MedicalInstrument Co., Ltd, Guangxi, China) ile polimerize edilmiştir. Kullanılan adeziv sistemlerin materyal içerikleri Tablo 3.1.'de belirtilmiştir.

3.3.4. Adper™ Single Bond 2 Adeziv

1a,1b ve 1c gruplarında bulunan örneklere Adper™ Single Bond 2 Adeziv (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD) uygulanmıştır. Adeziv uygulamasından önce kompozit uygulanacak dentin yüzeylerine 15 saniye süre ile %37'lik ortofosforik asit uygulanmıştır, 10 saniye su ile yıkanmıştır ve yüzeydeki fazla su pamuk peletle alınmıştır. Hazırlanan dentin yüzeylerine 2 kat Adper™ Single Bond 2 Adeziv (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD) 15 saniye süre ile uygulanmıştır ve 5 saniye boyunca düşük basınçlı hava ile inceltirilmiştir. LED ışık kaynağı Woodpecker LED-G (Guilin Woodpecker MedicalInstrument Co., Ltd, Guangxi, China) ile 10 saniye boyunca ışık verilerek polimerizasyon sağlanmıştır.



Şekil 3.9. Total-etch adeziv olarak kullanılan Adper Single Bond 2

3.3.5. Single Bond Universal

2a, 2b ve 2c gruplarında bulunan örneklere Single Bond Universal Adeziv (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) uygulanmıştır. Adeziv hazırlanan dentin yüzeylerine aplikatör yardımıyla 20 saniye boyunca uygulanmış ve 5 saniye düşük basınçlı hava ile inceltilmiştir. LED ışık kaynağı Woodpecker LED-G (Guilin Woodpecker MedicalInstrument Co., Ltd, Guangxi, China) ile 10 saniye boyunca ışık verilerek polimerizasyon sağlanmıştır.



Şekil 3.10. Self-etch adeziv olarak kullanılan Single Bond Universal

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan dentin bonding sistemleri, üretici firmalar ve materyallerin içerikleri.

Materyal	Firma	İçerik
Adper™ Single Bond 2	3M Espe	Etil alkol , bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat, silanlanmış silika, HEMA, gliserol 1,3-dimetakrilat, akrilik ve itakonik asit kopolimerleri, diüretan dimetakrilat, su
Single Bond Universal	3M Espe	10-MDP fosfat monomer, bis-GMA, HEMA, Dimetakrilat, metakrilat-modifiye polialkenoik asit kopolimeri, doldurucu, etanol, su, inisiyatorler, silan

3.3.6. Filtek Z250 Universal Restoratif Sistem

Adezivler uygulandıktan sonra iç çapı 2,48 mm, yüksekliği 2 mm olan teflon kalıplar dentin yüzeyi üzerine yerleştirilmiş ve kompozit restorasyonlar el aleti yardımıyla uygulanmıştır. 20 saniye boyunca ışık uygulanarak polimerizasyon sağlanmıştır. Daha sonra kompozit restorasyon etrafındaki teflon kalıp dikkatlice çıkarılmıştır. Restorasyonu tamamlanan örnekler 24 saat distile suda bekledikten sonra makaslama bağlanma dayanımı test düzeneğine yerleştirilmiştir.

3.3.7. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması

Hazırlanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımı ölçümü Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan Instron Universal Cihazında (Shimadzu AGS-X, Shimadzu Corporations, Tokyo, Japan) gerçekleştirilmiştir. Cihaza bağlı bıçak sırtı şeklindeki ayırıcı yüzey dişe paralel,

bağlantı yüzeyine dik ve mümkün olan en yakın seviyede konumlanacak şekilde sabitlenmiştir. Ayırıcı uç, restorasyon-diş birleşim bölgesine kompozit dişten ayrılincaya kadar 0.5 mm/dk hızla uygulanmıştır. Kompozit blokların kopma değerleri Instron cihazının kendi yazılım programı (Trapezium 2, Shimadzu Corp., Kyoto, Japonya) ile Newton olarak hesaplanmıştır ve MPa'ya dönüştürülmüştür.



Şekil 3.11. Makaslama bağlanma dayanımı test düzeneği



Şekil 3.12. Makaslama bağlanma dayanımı testi uygulaması

3.4. Dentin Yüzeyi ve Kompozit Blokların Ara Yüzeyinde Meydana Gelen Kırılma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Dentin yüzeyleri ile kompozit bloklar arasındaki bağlantıların, makaslama kuvvetlerine tabi tutularak kopmaları sonucunda açığa çıkan kırılma tipleri; Abant İzzet Baysal Üniversitesi Deney Hayvanları Laboratuvarı'nda bulunan X20 büyütme bir stereomikroskop (Olympus SZ 61Woerd Avenue Waltham, MA, USA) ile değerlendirilmiştir.

Kırılma tiplerinin belirlenmesinde (149, 150):

- Adeziv kırık (hem dentin hem de kompozit rezini içerisine alan kırık),
- Koheziv kırık (sadece dentindeki veya sadece kompozit rezini içerisinde yer alan kırık),
- Miks kırık (kısmen adeziv ve kısmen koheziv) sınıflaması kullanıldı.

3.5. İstatiksel Değerlendirme

Farklı pürüzlendirme yöntemleri ile hazırlanan dentin yüzeylerine 2 farklı adeziv sistemin uygulanması sonucu tüm gruplardan elde edilen makaslama bağlanma dayanım bulguları MPa cinsinden hesaplanmıştır. Toplam 72 örneklem 6 farklı grupta incelenmiştir. Tüm gruplardaki dentin yüzeyine bağlanma kuvveti değerlerinin istatistiksel analizi SPSS 20.0 istatistik analiz programında varyans analiz testi ile yapılmıştır. Test gruplarında normallik testi değerlendirilerek dağılımın normal olduğu belirlenmiştir. Farklı yöntemlerin bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelemek için Tek Yönlü Varyans Analizi - ANOVA testi uygulanmıştır. Levene testi sonucuna göre varyansların homojen dağıldığı gözlemlenmiştir. Grupların karşılaştırılmasında Tukey HSD testi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları

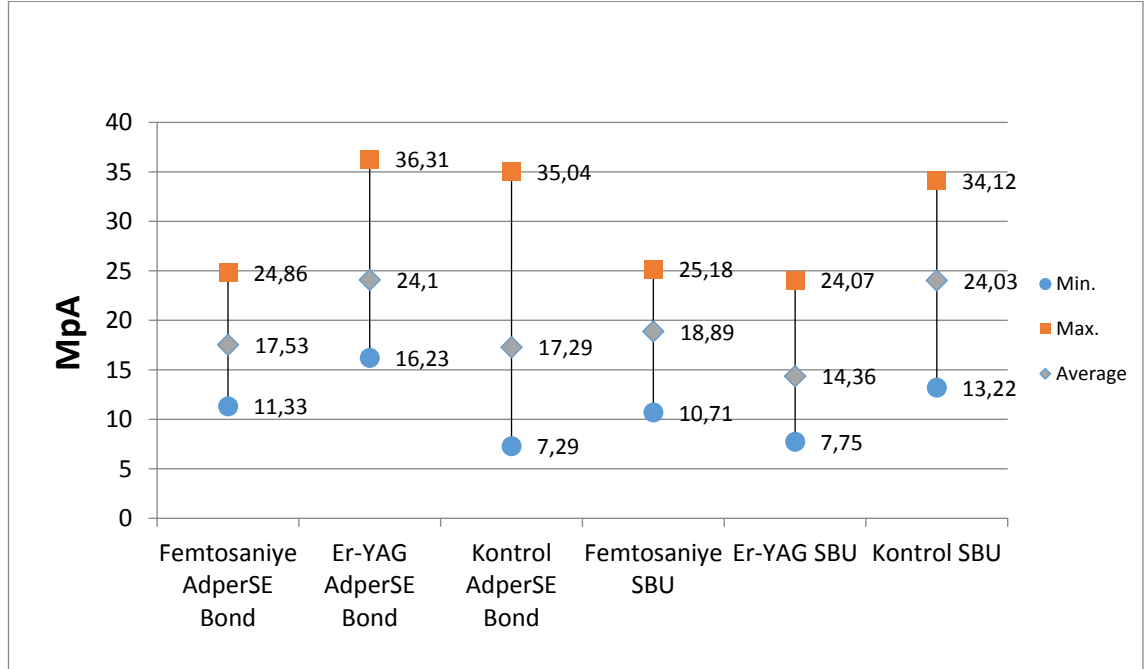
Farklı uygulama yöntemlerine göre Adper Single Bond 2 ve Single Bond Universal'e ait ortalama bağlanma direnci değerleri, standart sapmaları ve örnek sayılarını gösteren deskriptif (tanımlayıcı istatistik) verileri Tablo 4.1.'deki gibidir.

Tablo 4.1. Tüm Gruplardan Elde Edilen Ortalama Bağlanma Direnci Değerlerini, Standart Sapmaları ve Örnek Sayılarını Gösteren Deskriptif (Tanımlayıcı İstatistik) Tablosu

Gruplar	n	Ortalama Bağlanma Kuvveti(MPa)	Standart Sapma	Standart Hata	Minimum	Maximum
1a Er:YAG+Total-etch	12	24,10	6,67*	1,93	16,23	36,31
1b Femtosaniye+Total-etch	12	17,53	4,51	1,30	11,33	24,86
1c Kontrol+Total-etch	12	17,29	7,35	2,12	7,29	35,04
2a Er:YAG+Self-etch	12	14,36	4,86*	1,40	7,75	24,07
2b Femtosaniye+ Self-etch	12	18,89	4,61	1,33	10,71	25,18
2c Kontrol+Self-etch	12	24,03	6,73*	1,94	13,22	34,12

*p < 0.05

Şekil 4.1. Tüm Gruplardan Elde Edilen Minimum, Maksimum ve Ortalama Bağlanma Direnci Değerlerini Gösteren Grafik



Tek yönlü varyans analizi sonucuna göre gruplar arasında anlamlı bir farklılık olduğu görülmüştür ($p < 0.05$). Tukey's testi uygulanarak, hangi gruplar arasında farklılık olduğu tespit edilmiştir. Tukey's testi sonuçlarına göre; dentin yüzeyleri femtosaniye lazer ile hazırlanmış örneklerde Single Bond Universal ve Adper Single Bond 2 uygulaması arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Dentin yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlanmış örneklerde Adper Single Bond 2 uygulanmış grubun ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerinin Single Bond Universal uygulanmış gruba göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak yüksek olduğu saptanmıştır ($p < 0,01$). Tukey's testi sonucuna göre, Dentin yüzeyine Adper Single Bond 2 uygulamasının ($M = 24.09 \pm 6.66$), Single Bond Universal ($M = 14.35 \pm 4.86$), uygulamaya göre daha dayanıklı bağlanma sağladığı bulunmuştur. Buna ek olarak, Single Bond Universal uygulamasında dentin yüzeyleri işlenmemiş örneklerde ($M = 24.02 \pm 6.72$), işlenmiş olan örneklere ($M = 14.35 \pm 4.86$) göre makaslama bağlanma dayanımı değerinin istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak yüksek olduğu saptanmıştır. ($p < 0,01$).

Dentin yüzeyleri işlenmemiş örneklerde Single Bond Universal ve Adper Single Bond uygulaması arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,05$).

Uygulanan lazer yönteminden bağımsız olarak, Single Bond Universale ve Adper Single Bond 2 uygulaması arasında makaslama bağlanma dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı bulunmuştur ($p>0,05$).

4.2. Kırılma Tipi Bulguları

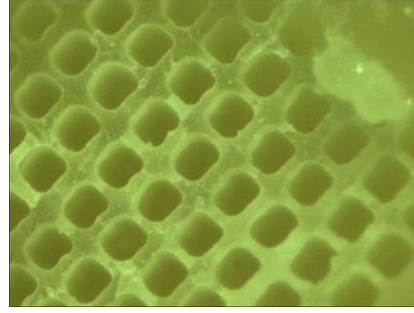
Makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanan her bir örneğin kırılma yüzeyleri X20 büyütmede stereo mikroskopta incelenmiştir. Kırılma tipleri, adeziv, koheziv ve karışık adeziv/koheziv (mix) olarak belirlenmiştir. Yapılan araştırma sonuçlarına göre, karışık adeziv/koheziv (mix) kırılma tipi en çok karşılaşılan kırılma tipi olmuştur (%54.17). Adeziv tipi kırılmalar, en çok dentin yüzeyleri işlenmemiş AdperSE Bond uygulamalarında görülürken (%42.86), koheziv kırılmalar en çok dentin yüzeyleri femtosaniye lazer yöntemi ile hazırlanan Adper Single Bond 2 uygulamalarında görülmüştür (% 31.58). Karışık adeziv/koheziv (mix) kırılma tipi ise, dentin yüzeylerinin Er-YAG lazer yöntemi ile hazırlanan Single Bond Universale uygulamasında görülmüştür (%23.08). Bunun yanı sıra, Er-YAG lazer yöntemi ile hazırlanan Single Bond Universale uygulamasında meydana gelen kırılmaların, %8'ini koheziv kırılma tipleri oluştururken, Er-YAG lazer yöntemi ile hazırlanan Adper Single Bond 2 uygulamasında meydana gelen kırılmaların ise %33'ünü koheziv kırılma tipleri oluşturmuştur. Dentin yüzeyleri işlenmemiş örneklerde, Adper Single Bond 2 uygulamalarında ise hiç koheziv kırılmaya rastlanmamıştır. Kırılma tiplerinin detayları Tablo 4.2.' de belirtilmiştir.

Tablo 4.2. Deney ve kontrol gruplarında kompozit rezin ve diş yüzeyleri arasında meydana gelen kırılma tipleri ve yüzdeleri

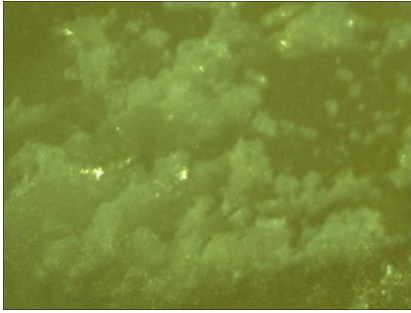
Kırılma Tipi Dişler (n:12)	Adeziv	Koheziv Kırılma	Miks Kırılma
	Kırılma %	%	%
Er:YAG+Total-etch	1 %8,33	4 %33,33	7 %58
Femtosaniye+Total-etch	1 %8,33	6 %50,00	5 %41,67
Kontrol+Total-etch	6 %50,00	0 %0,00	6 %50,00
Er:YAG+Self-etch	2 %16,67	1 %8,33	9 %75,00
Femtosaniye+Self-etch	1 %8,33	5 %41,67	6 %50,00
Kontrol+Self-etch	3 %25,00	3 %25,00	6 %50,00



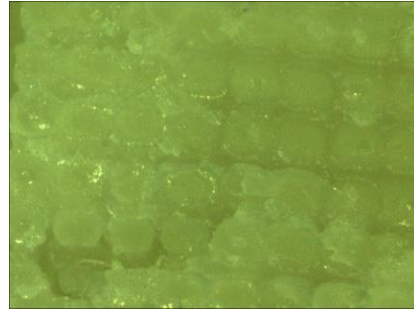
Şekil 4.2. Er-YAG lazer ile hazırlanan bir örnekte adeziv kırık



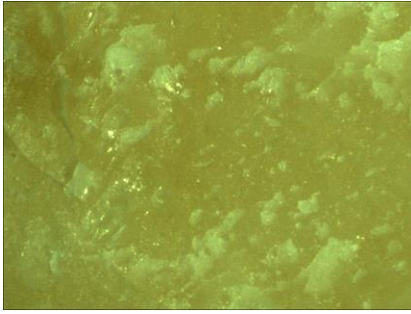
Şekil 4.5. Femtosaniye lazer ile hazırlanan bir örnekte adeziv kırık



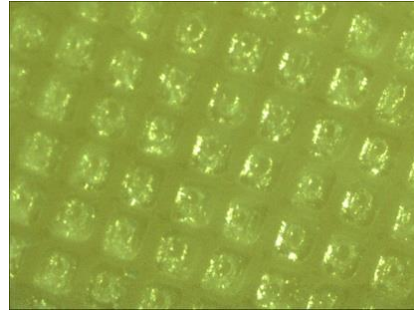
Şekil 4.3. Er-YAG lazer ile hazırlanan bir örnekte koheziv kırık



Şekil 4.6. Femtosaniye lazer ile hazırlanan bir örnekte koheziv kırık



Şekil 4.4. Er-YAG lazer ile hazırlanan bir örnekte karışık kırık



Şekil 4.7. Femtosaniye lazer ile hazırlanan bir örnekte karışık kırık

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

İn vitro bağlanma çalışmalarında kullanılan dişler daha çok insan ve sığır dişlerinden sağlanmaktadır (151). Daimi dişlerle yapılan çalışmalarda 3. büyük azı dişleri elde edilmesi kolay olduğu için tercih edilmektedir (34). İn vitro testlerde kullanılan gömük 3. büyük azı dişlerinin, geçirgenliklerinin ve nemlilik oranının sürmüş 3. büyük azı dişlerine göre daha fazla olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Klinik olarak adezivlerin uygulandığı dişler, sklerotik dentin ihtiva eden, önceden restore edilmiş, çürüklü ya da abraze dişlerdir. Bu dişlerin dentin tübüllerinde mineral kristallerin olması nedeni ile asitle pürüzlendirilmeleri zorlaşmakta ve daha düşük bağlanma kuvveti değerleri elde edilmektedir (152). Çalışmamızda kolay elde edilebilmesi, sürmemiş 3. büyük azı dişlerinin geçirgenlik ve nemliliklerinin çocuk hasta grubunda sıklıkla tedavi edilen 6 yaş dişlerine benzer olması nedeniyle 20 yaş dişleri tercih edilmiştir.

Braga ve ark. (145) makro test yöntemlerini geçmişten günümüze değerlendirdikleri derlemelerinde, çalışma gruplarındaki örnek sayısının %59 çalışmada 10, %15 çalışmada 5-8 ve %26 çalışmada 11-25 olduğunu bildirmişlerdir. Bu derleme referans alınarak çalışmamızdaki her grupta örnek sayısı 12 olarak belirlenmiştir.

Dişlerin in vitro çalışma öncesinde toplanma ve saklanma döneminde içinde bekletildiği solüsyon ve solüsyonda kalma süresi bağlanma kuvveti sonuçlarını etkileyen diğer faktörlerdir. Çekilmiş dişler bakteriler ile kontamine olduğundan, kan yoluyla bulaşan hastalıkları yayma riskleri vardır. Dişlerin saklandığı solüsyon, bakterisit ve bakteriyostatik etkiye sahip olmalıdır. Kloramin, formalin, sodyum hipoklorit, timol, alkol ve gluteraldehit bu özelliğe sahip solüsyonlardandır. Ayrıca otoklav ve gama ışınları da dezenfeksiyon amacı ile kullanılabilir (151).

Tosun ve ark. (153) farklı saklama solüsyonlarının, kompozitin mineye bağlanma dayanımı üzerine etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, %0.1'lik timol, %10'luk formol ve distile su içinde beklettikleri örneklere makaslama bağlanma testi uygulamışlardır. En iyi bağlanma kuvvetlerinin distile su grubunda olduğu bildirilmiştir. Yaptığımız çalışmada dişler çekildikten sonra üzerindeki artıklar el aleti ile temizlenmiştir. Tosun ve arkadaşlarının yaptıkları çalışma sonucu

referans alınarak örneklerimiz temizlendikten sonra distile su içerisinde bekletilmiştir.

Jaffer ve ark. (154) çalışmalarında 6 farklı saklama solüsyonunun bağlanma kuvvetleri üzerine etkilerini araştırmışlardır. Sığır dişlerini 7 ay boyunca kuru ortam, filtre su, %10 formalin, %1 kloramin T, %10 kloramin T, izotonik salin solüsyonu ve %70 etanol içinde bekletmişlerdir. Çalışmanın sonunda, %10' luk formalin solüsyonunda bekletilen örneklerin bağlanma kuvvetleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunurken, etanol ve kuru ortamda bekleyen örneklerde değerler anlamlı derecede düşük bildirilmiştir.

Çalışmalarda kullanılacak olan dişlerin çekimden sonra test gününe kadar saklandığı süre de deney sonuçlarını etkilemektedir. Araştırmalarda, çekim sonrası geçen zamanın mine ve dentine olan bağlanma kuvvetlerine anlamlı etkisinin olmadığı belirtilmesine rağmen, 6 aylık saklama süresinin çalışmalar arasında benzerlik sağlayacağı düşünülmektedir (155). ISO standartlarında, çekim sonrası dentinde meydana gelen değişikliklerin bağlanma kuvvetlerini etkilediği ve idealinin bağlanma kuvveti ölçümlerinin diş çekiminden hemen sonra yapılması gerektiği bildirilmiştir. Ancak bu durumun pratikte mümkün olmaması nedeni ile dişlerin çekim sonrası dentinde protein denatürasyonunun oluşmaması için en fazla 6 ay içinde kullanılması gerektiği belirtilmiştir (156). Bizim çalışmamızda da, çekim zamanı üzerinden en fazla 6 ay geçen dişler kullanılmıştır.

İn vitro deneylerde yüzey açısının ve düzgünlüğünün kontrol edilebilmesi için dişin, soğuk alçı ya da soğuk akrilik içine sabitlenmesi gerekmektedir. Kullanılan malzemenin polimerizasyon ısısı dişi etkileyebileceğinden, yavaş sertleşen bir materyal tercih edilmelidir. Dişin deney için kullanılacak yüzeyinin, sabitlendiği tutucu materyalden daha yukarıda olmasına dikkat edilmelidir. Bu durum yüzey hazırlığı sırasında tutucu madde artıklarının yüzeyi kontamine etmemesi açısından önemlidir (156). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda örnekler okluzal yüzeyi açıkta kalacak ve yüzey kontaminasyonunu önlemek için tutucu materyalden yukarıda olacak şekilde soğuk akrilik içerisine yerleştirilmiştir. Aynı zamanda örneklerin sıvı içinde bekletilmesi sırasında işlem görmüş dentin yüzeylerinin kontamine olma riski vardır (152). Bu nedenle çalışmamızda yüzey hazırlıkları yapıldıktan hemen sonra örneklere restorasyonlar yerleştirilmiştir.

Bağlanma kuvvetlerinin değerlendirildiği çalışmalarda dişlerin mine, yüzeysel dentin ve derin dentin yüzeyleri kullanılmaktadır (152). Dentine bağlanma prosedürü koronal ve kök dentini için benzer olmakla beraber, farklı bölgelere ait dentin dokusu, yapısal bileşenleri, mineral içeriği ve özellikleri açısından değişiklik göstermektedir (157). Adeziv rezin sistemlerle kök dentini arasındaki bağlanma performansı, koronal dentinle olduğundan daha düşüktür (158). Son zamanlarda yapılan dentine bağlanma çalışmalarının büyük bölümü kök dentininden ziyade koronal dentinde yapılmıştır (157). Benzer olarak bizim araştırmamızda daimi diş koronal dentin yüzeyinde çalışılmıştır.

Dentin yapısı ve kimyasal içeriği nedeni ile adeziv sistemlerle mineye bağlanmada elde edilen klinik başarı henüz dentinde sağlanamamıştır. Tübüler yapısı, smear tabakası, dentinal sıvı akışı nedeni ile dentine bağlanma tamamen farklıdır ve teknik olarak oldukça hassasiyet gerektirir (159). Prepare edilmiş diş yüzeyinde oluşan smear tabakası, dokunun yüzey enerjisini azaltmakta ve bağlanma kalitesini düşürmektedir (160). Adeziv materyalin diş dokusuna bağlanma kuvvetlerini arttırmak için diş yüzeyinin çeşitli tekniklerle hazırlanması şarttır (45). Bu konuda ilk adımlar Buonocore' un akrilik rezinin bağlanabilmesi için, mineyi 30 sn süresince % 85' lik ortofosforik aside tabi tutması ile başlamıştır. Günümüzde %35' lik fosforik asit 15-20 sn boyunca uygulanmakta ve aynı süre boyunca yıkanmaktadır (45). Ancak asit uygulaması ile diş dokusu demineralize olmakta, oluşan bu demineralize sahaların adeziv rezinle tam olarak örtülemediği durumlarda, dişin asit ataklarına direnci azalmaktadır. Bu olumsuzluklar ile yeni yüzey hazırlama teknikleri araştırılmaya başlanmıştır. Lazer ile mine ve dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinin, asit uygulamasına alternatif olabilecek etkili bir yöntem olabileceği bildirilmiştir(161). Lazerin aside alternatif olarak kullanıldığı çalışmaların bir kısmında lazer, kavite hazırlama ve yüzey özelliklerini değiştirmede kullanılırken (162), diğer bir grup çalışmada minenin uzaklaştırılmasında frez ya da zımpara kullanılmış ve pürüzlendirme lazer ile yapılmıştır (163). Yaptığımız çalışmada dentin yüzeyleri döner aletlerle hazırlanmış olup; Er:YAG lazer ve femtosaniye lazer örneklerin yüzey özelliklerini değiştirmede kullanılmıştır.

Er: YAG lazer sistemi ile diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi için harcanan süre, asit ile yüzey hazırlanırken beklenen süreden daha kısadır. Asit ile pürüzlendirme

sırasında beklenen optimum süre 15 sn, yıkama 15-30 sn ve pürüzlendirilen yüzeyin kurutulması 5-10 sn dir. Böylece toplam harcanan süre 35-55 sn' yi bulmaktadır. Lazer ile pürüzlendirme için ayrılan süre ise ortalama 20-25 sn' dir. Ayrıca lazer sistemi ile pürüzlendirme su soğutması altında gerçekleştirilir ve tükürükten izolasyon işlemine gerek yoktur (129).

Liu ve ark. (135) çocukların üst keser dişlerinde, pulpaya ulaşmamış çürüklerin tedavisini, lazer ve frez şeklinde iki ayrı yöntemle anestezi olmaksızın yapmışlardır. Tedavi sırasında çocukların vücut tepkileri ve tedavi süreleri kaydedilmiştir. Ayrıca ağrı değerlendirilmesi için çocuklardan, farklı duyguları ifade eden modifiye yüz skalasından, kendilerini ifade eden yüz şeklini seçmeleri istenmiştir. Çocukların %82.5' unun lazerle çürük temizlenmesi sırasında ağrı duymadığı, ancak lazerle tedavinin geleneksel yöntemden 2,35 kat daha uzun sürdüğü belirtilmiştir. Lazerle kavite hazırlığının, frezle hazırlığa göre uzun sürmesinin çocuklar açısından bir dezavantaj olması nedeni ile çalışmamızda, kavite hazırlama tekniği olarak geleneksel yöntem tercih edilmiştir. Lazer, frezle hazırlanan örneklerde yüzey pürüzlendirme yöntemi olarak kullanılmıştır.

Bağlanma kuvveti testlerinde, restoratif materyalin bağlanacağı yüzey alanı dikkat edilmesi gereken diğer bir önemli etkidir. Daha önce yapılan çalışmalarda kullanılacak yüzey alanı için standart bir değer olmamakla beraber, 3,5-10 mm' lik alanların kullanıldığı görülmektedir. Bağlanma yüzey alanı azaldıkça, bağlanma kuvvetlerinin arttığı bildirilmiştir (145, 164). ISO dökümanlarına göre restoratif materyal, belirlenen çapta teflon kalıplar yardımıyla ya da ortasında delik açılmış flasterler ile uygulanmalıdır (146). Çalışmamızda kompozit bloklar, ortasında 2,48 mm çapında, 2 mm yüksekliğinde delikler bulunan teflon kalıplarla hazırlanmıştır.

Bağlanma kuvveti ölçümleri makro- ya da mikro-test düzeneklerinde yapılabilir. Günümüze kadar yapılan bağlanma kuvveti çalışmalarının %26' sını makro makaslama bağlanma deneyleri oluşturmaktadır. Restorasyonların hazırlanmasından sonra ekstra bir işlem gerekmeden örneklerin deney için hazır olması, yöntemin kolaylığı ve sonuçların hızlı alınması, makromakaslama bağlanma testlerinin tercih edilmesinin sebebidir (36, 145, 152, 156). Mikro testlerde aynı dişten birden fazla örnek hazırlanabilmesi, bölgesel farklılıkların (periferal/santral dentin) daha iyi analiz edilebilmesi ve bağlanma noktasındaki stres dağılımının iyi

olması nedeni ile restorasyon ya da dişte koheziv kırılma görülme riskinin daha düşük olduğu bildirilmiştir (36). Ancak tekniğin hassasiyet gerektirmesi (36, 152), laboratuvar basamaklarının fazla olması, 5 MPa' nın altındaki kuvvetlerin zor ölçülmesi, özel ekipman gerektirmesi ve örneklerin çok küçük olmaları ile kolay dehidrate olmaları dezavantajları arasındadır (152). Tüm bu avantaj ve dezavantajlar gözönünde bulundurularak adezivlerin bağlanma dayanımlarını değerlendirmede makromakaslama bağlanma testleri tercih edilmiştir.

Haller (165), en güncel dentin yapıştırıcılarının mekanizmasını, monomerlerin asitli aşındırma ile açılan dentin tübüllerine penetrasyonu ve intertübüler dentinin yüzeysel olarak demineralizasyonu ile açıklamıştır. Monomerlerin difüzyonunu arttırmak için, ortaya çıkarılan kollajen liflerinin çökmesi önlenmelidir. Dentin hibrid tabakası, kollajen lifleri arasında tutturulmuş polimerize rezinden oluşur ve derin dentin ile kompozit dolgu malzemesi arasında mikromekanik bir bağlantı oluşturur (11).

De Munck ve ark. (166) Er:YAG lazerle muamele edilmiş dentinin bağlanma kuvvetini çeşitli adeziv sistemleri ile bağlantılı olarak araştırmıştır. Çalışma, lazer ile pürüzlendirmenin, fosforik asitle veya self conditioning primer ile ön işlemden daha az etkili olduğunu ve Er:YAG lazer uygulaması sonrası asit ile pürüzlendirmenin total-etch adezivlerin dentine bağlanma etkinliğini artırdığını göstermiştir. Benzer şekilde diğer araştırmacılar da bağlanma öncesi lazer ışınlaması ile tedavi edilen dişlerin bağlanma kuvvetini azalttığını göstermişlerdir (112, 167). Çalışmadan elde ettiğimiz sonuçlarda da De Munck'ın çalışmasına benzer olarak Er:YAG lazer pürüzlendirmesi sonrası total-etch adeziv uygulamasının self-etch adeziv uygulamasına göre dentine bağlantıyı artırdığı şeklindedir.

Lazer uygulamaları sonucu oluşan mikrokrater ve mikroyapılar retantif alanlar oluşturmaktadır (168).

Serbin ve ark. (111) Er:YAG ışınlaması sırasında suyun buharlaşması nedeniyle, dentin parçalarının kaba bir yüzey bırakarak numuneden dışarı itildiğini varsaymışlardır. Kollajen liflerinin kısmen denatüre olmuş ve sıkışmış gibi görüldüğünü, dişlerin çevresindeki dokuya en az hasar veren hassas bir yapılandırmanın ancak, femtosaniye lazer tarafından üretilenler gibi ultra-kısa lazer

darbeleri kullanılarak sağlanabileceğini gündeme getirmişlerdir. Ramos ve ark. (168) ve Omae ve ark. (169) tarafından yayınlanan verilere dayanarak, bu amorf kollajen tabaka, bir hibrid tabaka oluşumunu ve dolayısıyla sıkı bir mikromekanik bağlantıyı engeller ve zayıf bağ kuvveti ile sonuçlanır. Yaptığımız çalışmada ise farklı olarak Er:YAG lazer ile pürüzlendirme sonrası total-etch bonding kullanımında daha kuvvetli makaslama bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Bu farkın Er:YAG lazer sonrası asit kullanımından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Femtosaniye lazerin etkisi atım sonucu oluşan yüzeyde meydana gelen yivlerdir. Gerhardt-Szep ve arkadaşları (170) çalışmalarında self-etch adeziv ile dentin rezin adezyon arayüzünün yapışmanın etkinliğini arttırmak için ultrashort atımlı lazer ile üretilen mikrometre boyutunda desenlerin etkisini rapor etmişlerdir. Yüzeyde aralarında sağlam dentin bulunan birbirlerinden ayrılmış 80 ya da 160 μm yivlerden oluşan yüzeyel bir mikroyapı gözlemlemişler ve 160 μm boyutunda yiv çapı bulunan örneklerin ultrashort lazer ile dentin pürüzlendirmesinin, makaslama bağlanma dayanımını 80 μm 'ye göre daha yüksek olduğu, kontrol grubu ile arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olmadığı sonucuna varmışlardır. Bu çalışmaya benzer olarak femtosaniye lazer ile oluşturulan mikroretantif alanların self-etch ve total-etch adezivlerin yapışma etkinliğinin araştırılması hedeflenmiş ve yüzeyde aralarında sağlam dentin bulunan birbirinden ayrılmış 200 μm boyutunda yivler hazırlanmıştır (Şekil 3.7.). Tablo 4.1.'de gösterilen verilere göre femtosaniye lazer ile hazırlanmış yüzeylerde Adper Single Bond 2 ve Single Bond Universal kullanımı arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır. Er:YAG lazer uygulaması ve kontrol grubuna göre de makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel bir fark bulunamamıştır.

Dentinin ultrashort lazerlerle ablasyonu daha önce birçok yazar tarafından incelenmiştir (111, 171-177). Bu önceki çalışmalar, ışınlanmış dentinin, erime, deformasyon, çatlama veya karbonizasyon belirtisi olmayan düzensiz ve kaba bir görünüm verdiğini gösterdi. Dahası, kimyasal dentin kompozisyonu ultrashort lazer tedavisi ile önemli ölçüde değiştirilmemiştir (177), ancak gerçekleştirilecek kollajen fibrillerinin olası denatürasyonunu incelememişlerdir. Çalışmamızda lazer uygulaması sonrası dentinin kimyasal kompozisyonu, kollajen fibril ve dentin tübül yapısı ile ilgili bir inceleme yapılmamıştır. Alves ve ark. (177) Ultrashort lazerler ile

pürüzlendirme sonucu oluşan yüzeyin standart bağlama prosedürlerine uygun olması gerektiğini düşünmektedir çünkü Ti:safir lazer ışınlamasından sonra dentin yüzeyinin SEM mikrograflarında smear tabakası içermeyen ve açık dentin tübüllü, mikroretantif düzensiz bir topografya sağladığını gözlemlemiştir. Ancak elde edilen sonuçlarda mikroçekme bağlanma dayanımları düşük bulunmuştur. Bu sonuçları açıklayabilecek başlıca faktörler olarak şunları göstermişlerdir: (1) Lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde oluşan retantif alanların asitle pürüzlendirmeye göre daha derin olmasının rezin infiltrasyonunu engellediği ve bağlanma dayanımını azalttığı düşünülmektedir. (2) Kimyasal dentin bileşimi, ultrashort atımlı lazer tedavisi ile önemli derecede değiştirilmemiş olmasına rağmen (177), dentinin ablasyonu, kolajen fibrillerini eritebilir ve bu da adeziv difüzyonu için gerekli interfibriler boşluğun eksikliğine neden olabilir. Benzer olarak rezin nüfuzunun bu eksikliği, düşük bağ kuvvetlerini açıklayabilirken (178, 179), aynı zamanda, hibrid tabakanın tabanındaki bu dekalsifiye ancak rezin infiltrasyonu olmayan alan, parçalanmaya duyarlı olduğundan bağlanmayı etkileyecektir.

Albaladejo ve arkadaşları (180) yaptıkları çalışmalarında Er:YAG ile işlenmiş numuneler, kullanılan yapışkan sistemine bakılmaksızın kontrol grubundan daha kötü performans göstermiş ve istatistiksel olarak bir fark gözlenmemiştir. Albaladejo ve arkadaşlarından farklı olarak bizim çalışmamızda Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmiş yüzeyler kullanılan adeziv sisteme bağlı olarak karşılaştırıldığı femtosaniye lazer pürüzlendirmesi ve kontrol grubuna göre daha başarılı bir bağlanma göstermiştir. Er:YAG lazer tedavisinden sonra mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde çelişkili sonuçlar, farklı deneysel planlamaların genişliği nedeniyle literatürde bulunabilir. Li ve ark. (181) Er:YAG lazerin sert dokularını kesip çıkarttıklarını, dişlerin inorganik yapıları içinde mikropatlamaya neden olduğunu açıklamıştır. Başlangıçta Er:YAG darbeleri, iç basınç inorganik bileşenin patlamasına neden oluncaya kadar su ve diğer hidratlanmış organik bileşenleri buharlaştırır. Tachibana ve ark. (182) ışınlanmış dentinin, smear tabakasından arındırılmış pulsü bir yüzeye dağılan çıkıntılı peritübüler dentin ile açık dentin tübülleri sunduğunu gözlemlemiştir. Bu özellikler etkili yapışma yüzeyinde bir artışa katkıda bulunabilir; Bununla birlikte, dentin yüzeyinin morfolojisi, bağlanma ile ilgili tek faktör değildir. Ceballo ve arkadaşlarına (178) göre ışınlanmış dentin,

kolajen fibrillerinin tamamen eridiği ve buharlaştığı pürüzlü bir yüzeyden oluşan yüzeysel bir katman göstermiştir. Bu yüzeysel tabaka, puls enerjisine bağlı olarak görünüm ve kalınlık bakımından değişikliğe uğramıştır. Bazal kısım, deforme olmuş kollajen fibrillerin geri kalanını, interfibriler boşlukları azaltılmış alttaki dentinle kaynaşmış ve zayıf olarak bağlanmış halini içerir. Bu tabakanın varlığı, yapışkanın derin sızıntısını önler ve daha düşük bağ kuvvet değerlerine neden olur. Tartışmalara rağmen araştırmacılar, dentinin Er:YAG ışınlamasının, rezin bazlı adezivlerin yapışma etkinliğini olumsuz yönde etkilediği konusunda bir miktar anlaşmaya varmışlardır (178, 183). Bu çalışmanın sonuçları, Er:YAG ile ışınlanan dentine uygulanan farklı yapışkan sistemlerin bağlanma gücünün başarısız oluncaya kadar test edildiği ve arayüzey morfolojisinin SEM altında gözlemlendiği bu çalışmalarla aynı görüşte değildir.

Perdigao ve ark. (184) dentinin yüzey özelliklerinin bağlanma mekanizmasını ve hibrit tabakanın morfolojisini etkilediğini belirtmişlerdir. Bu nedenle dentin yüzeyinin hazırlanma şeklinin de önemli olduğu düşünülmüştür. Lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde görülen mikromorfolojik değişiklikler ile ilgili birçok araştırma bulunmaktadır. Çoğunluğu SEM incelemelerinden oluşan bu çalışmalarda lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde geleneksel yöntem ile hazırlanan dentin yüzeylerinden oldukça farklı olarak smear tabakanın oluşmadığı ve dentin kanal ağzlarının genişçe açık olduğu belirtilmektedir (185, 186).

Dunn ve ark. (187) Er:YAG lazer ya da döner aletler ile hazırladıkları diş yüzeylerinde asit ya da lazer ile pürüzlendirme yapmışlar ve total-etch adeziv uyguladıkları örneklerde rezinlerin makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Buna göre döner aletler ile hazırlanan ve asit ile pürüzlendirme yapılan grubun makaslama bağlanma dayanımının lazer ile hazırlanan ve asit ile pürüzlendirme yapılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu; lazer ile pürüzlendirme yapılan ya da hiç pürüzlendirme yapılmayan gruplarda ise kavite hazırlığı yöntemleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını saptamışlardır. Her iki yüzey hazırlığı yöntemi için de asit ile pürüzlendirmenin lazer ile pürüzlendirmeye göre, lazer ile pürüzlendirmenin pürüzlendirme yapılmayan gruba göre makaslama bağlanma dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu bulmuşlardır. Bununla birlikte

Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı sonrası asit ile pürüzlendirme yapılmasının tek başına lazer kullanımına göre bağlanma dayanımını artırdığını göstermişlerdir. Femtosaniye lazer ve Er: YAG lazerin yüzey hazırlığı yöntemi olarak kullandıldığı ve pürüzlendirme yapılmayan kontrol grubuyla karşılaştırıldığı çalışmamızda Dunn ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya benzer olarak kullanılan adeziv sistemlerinden bağımsız olarak Er:YAG lazer ile pürüzlendirme, femtosaniye lazer ile pürüzlendirme ve kontrol grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulunmazken; Er:YAG lazerin total-etch adeziv ile birlikte kullanımı self-etch adezivle kullanımına nazaran bağlanma dayanımını artırmıştır. Bu durumun yüzeyin lazer ile pürüzlendirilmesi sonrası asit ile muamelesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bertrand ve ark.(188) Er:YAG lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde asit uygulamasının kompozit rezinlerin makaslama bağlanma kuvvetlerine olan etkisini değerlendirmek amacı ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında; frez+asit, Er:YAG lazer (asitleme yok), Er:YAG lazer+asit grupları arasında makaslama bağlanma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını saptamışlardır. Bu çalışmadan farklı olarak biz Er:YAG lazerin döner aletlerle hazırlanan dentin yüzeylerinde pürüzlendirme işlemi için kullanılmasının kompozit rezinlerin bağlanma dayanımına olan etkisini araştırdık ve Er:YAG lazerin total-etch adeziv sistemlerle birlikte kullanılmasının dentin-rezin arayüzündeki bağlantıyı olumlu yönde etkilediği sonucuna vardık. Bertrand ve arkadaşları Er:YAG lazeri 500mJ atım enerjisi, 10 Hz tekrarlama oranı ile non-kontakt başlık kullanmıştır. Çalışmamızda ise cihaz değeri 100mJ/10 Hz olarak ayarlanmış ve non-kontakt başlık kullanılmıştır. İki çalışmanın sonuçları arasındaki uyumsuzluğa farklı lazer parametreleri ve farklı kavite preparasyon yöntemleri kullanılmasının neden olduğunu düşünmekteyiz.

Visuri ve ark. (105) Er:YAG lazer ya da frez ile hazırladıkları dentin yüzeylerinde asit uygulamasının kompozit rezinlerin makaslama bağlanma kuvvetleri üzerine etkisini incelemişler; lazer ile hazırlanan ve asitleme yapılmayan grubun makaslama bağlanma dayanımının lazer+asit, frez (asitleme yok), frez+asit gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu saptamışlardır. Lazer+asit, frez (asitleme yok) ve frez+asit grupları arasında ise istatistiksel olarak

anlamli bir farklılık bulmamışlardır. Kırılma testi sonucu elde ettiğimiz verilerin istatistiksel analizi Tablo 4.1. ve Şekil 4.1.'de gösterilmiştir ve Visuri'nin çalışmasında bulunduğu sonuçlardan farklı olarak frez ile hazırlanmış kavitede Er:YAG lazer pürüzlendirmesi sonrası asitleme işlemi içeren total-etch bir adeziv uygulamasının makaslama bağlanma dayanımı frez+total-etch adeziv, frez+self-etch adeziv ve frez+ Er:YAG lazer+self etch adeziv uygulamasına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde bağlanma kuvvetlerinin fazla olmasını çalışmalarında kullandıkları primerin dentin minerallerine bağlanma özelliğinde olması ile açıklamışlardır. Asit uygulaması ile diş yüzeyinin demineralize olup organik yapıdan zengin bir yüzey oluştuğunu ve bunun da mineral yapıya bağlanma özelliğinde olan primer için dezavantaj oluşturduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde peritübüler dentinin daha çok olduğunu ifade etmişler ve bu durumun peritübüler dentinin mineral içeriğinin fazla olması nedeni ile bağlanmayı artırıcı bir diğer unsur olabileceğini vurgulamışlardır. Çalışmalarında ayrıca kesit alımı, kavite hazırlığı (lazer ya da frez), asitleme, primer uygulama, adeziv uygulama ve kopma aşamalarının her birinden sonra SEM incelemesi de yapılmıştır. SEM incelemelerinde lazer uygulaması sonucu dentin yüzeyinde açık dentin kanalları gözlemlenmiş ve dentin yüzeylerinin Er:YAG lazer ile hazırlandığı durumlarda kompozit restorasyon öncesi asit uygulamasının elimine edilebileceğini belirtmişlerdir (105).

Ceballos ve ark. (178) dentin yüzeylerini Er:YAG lazer ile pürüzlendirmenin bağlanma kuvvetlerine etkisini belirlemek amacı ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında hazırladıkları dentin yüzeylerini asit, Er:YAG lazer (180mj,2Hz), Er:YAG lazer+asit ile pürüzlendirmişler ve tek aşamalı total-etch bir adeziv (Single Bond) ve kompozit (Z100) uygulayarak makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak yalnızca asit ile pürüzlendirilen grubun makaslama bağlanma dayanımının yalnızca lazer ve lazer+asit ile pürüzlendirilen grupların makaslama bağlanma dayanımlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu saptamışlardır. Lazer ile pürüzlendirilmiş dentinde düşük bağlanma kuvvetlerinin gözlenmesini lazer sonucu dentin yüzeyinde oluşan tabakanın özelliklerine bağlamışlardır. Bu tabakanın üst kısmının kollajen fibrillerin tamamının

eriyip buharlaşması sonucu oluşan pullu bir yüzey görünümünde olduğunu ve adezivlerin bu yüzeydeki mikrofissürlerden kısmen sızabildiğini; tabakanın alt kısmının ise birbirine iyice kaynaşmış denatüre kollajen fibril artıklarından oluştuğunu ve bu kaynaşma sonucu fibriller arası boşlukların kapanması ile rezinlerin yüzeyaltına difüzyonunun bozulduğunu gözlemişlerdir. Lazer+asit ile pürüzlendirme sonrası makaslama bağlanma dayanımının yalnızca lazer ile pürüzlendirmeye göre bir miktar arttığını ancak yalnızca asit ile pürüzlendirme yapılan gruba göre ise elde edilen değerlerin düşük olduğunu belirtmişlerdir. Lazerden sonra fosforik asit kullanımı ile lazerden etkilenmiş tabakanın ortadan kalktığını ancak lazer uygulamasının oluşturduğu termomekanik etkinin dentinin daha derin tabakalarına da etki etmesi nedeni ile rezin-dentin ara yüzeyinin bütünlüğünün yine de olumsuz etkilendiğini bildirmişlerdir. Lazer pürüzlendirmesi ile oluşan modifiye dentin yüzeyinin bağlanma kuvvetlerini anlamlı derecede azalttığını ve lazer ile pürüzlendirmenin asit ile pürüzlendirmeye alternatif bir yöntem olamayacağını vurgulamışlardır. Çalışmamızda elde edilen verilerde ise kullanılan adeziv sistemden bağımsız olarak kavite hazırlığı yönünden Er:YAG lazer, femtosaniye lazer ve kontrol grupları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte Er:YAG lazerin total-etch adeziv ile birlikte kullanımı self-etch adezive göre bağlanma dayanımını artırmıştır. Ancak self-etch adeziv uygulanan kontrol grubu ile Er:YAG lazer grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuş ve makaslama bağlanma dayanımını artırdığı görülmüştür. Bağlanma dayanımı açısından oluşan bu farklılığa lazer uygulaması sonrası asit kullanılması ve üç aşamalı bir total-etch adeziv sistem kullanılmasının neden olduğu düşünülmektedir.

De Munck ve ark. (166) biri total-etch diğeri iki aşamalı bir self-etch olan iki adeziv sistemin Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanmış mine ve dentin yüzeylerinde mikrogerilim bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Lazer ile pürüzlendirme işlemini minede 120 mj, 10 Hz ve 250 µs atım süresi ile, dentinde ise 80 mj, 10 Hz, 250 µs atım süresi ile gerçekleştirmişlerdir. Sonuç olarak total-etch adezivin lazer ile pürüzlendirilen mine ve dentin yüzeylerine bağlanma dayanımının, ek olarak asit ile pürüzlendirilme uygulandığında bile, geleneksel frez+asit ile pürüzlendirme yapılan gruba göre anlamlı düzeyde düşük olduğunu bulmuşlar ve asit ile pürüzlendirmenin

lazer ile pürüzlendirmeden daha etkili olduğunu vurgulamışlardır. Self-etch adeziv uygulanan gruplarda ise lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinin frez ile hazırlanan dentin yüzeylerine göre bağlanma dayanımının istatistiksel olarak anlamlı derecede düştüğünü saptamışlardır. Yaptığımız çalışmada biri total-etch diğeri tek aşamalı self-etch olan iki adeziv sistemin Er:YAG lazer, femtosaniye lazer ile yüzey özellikleri değiştirilmiş dentin yüzeyi üzerinde makaslama bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. Er:YAG lazer ile pürüzlendirme 100 mJ/10 Hz, 50 µs atım süresi ile gerçekleştirilmiştir. Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen grupta ek olarak asit uygulamasında bağlanma dayanımı frez + asit ve femtosaniye lazer + asit gruplarına ve self-etch adeziv uygulanan gruplara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. De Munck'ın çalışmasından farklı sonuç elde etmemizin nedeni olarak Er:YAG lazerin farklı parametrelerde kullanılması düşünülmektedir. Ancak pürüzlendirme yapılmayan dentin yüzeylerinde total-etch uygulamasında bağlanma direnci self-etch uygulanan gruba kıyasla daha düşük bulunmuştur (Tablo 4.1.).

Ramos ve ark. (189) dentin yüzeylerini Er:YAG lazer ile pürüzlendirmenin biri self-etch (Clearfil Liner Bond 2V) diğeri ikisi total-etch (Excite ve Gluma One Bond) olan üç adeziv sistemin dentindeki bağlanma kuvvetlerine etkisini belirlemek amacıyla ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında, lazer ile pürüzlendirme sonrası tüm adezivlerin bağlanma dayanımlarında düşüş gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Lazer ile pürüzlendirmenin bağlanma kuvvetleri üzerine olumsuz etkisinin lazer uygulanmış dentinde yüzeyaltı çatlak oluşumu ile ya da lazer uygulamasını takiben oluşan heterojen yüzeyin lazer pürüzlendirmesi sonucu iyice bozulması ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir. Çalışmada ayrıca hem lazer ile pürüzlendirme yapılmış hem de geleneksel olarak hazırlanmış dentin yüzeylerinde en başarılı adezivin self-etch bir adeziv olan Clearfil Liner Bond 2V olduğu saptanmıştır. Bunun da self-etch adezivlerin teknik hassasiyetlerinin ayrı bir asitleme-yıkama aşaması gerektiren total-etch adezivlere göre daha düşük olmasından kaynaklanabileceği belirtilmiştir. Yaptığımız çalışmada ise Ramos ve arkadaşlarının elde ettiği sonuçların aksine uygulanan lazer yönteminden bağımsız olarak, Single Bond Universale ve Adper Single Bond 2 uygulaması arasında makaslama bağlanma dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı bulunmuştur ($p>0,05$). Ramos ve arkadaşlarının çalışmalarında kullandıkları self-etch adeziv MDP içermektedir ve

hidroksiapatit içerisindeki kalsiyum ile kimyasal olarak bağlanır. Araştırmamızda kullandığımız Single Bond Universal de 10-MDP içermektedir ancak elde ettiğimiz sonuçlarda anlamlı bir farklılık bulunmamasının sebebi yapısında 10-MDP monomer ile birlikte polialkenoik asit kopolimeri ve HEMA monomerleri bulundurmasıyla ilişkili olabilir. Bu kopolimerin hidroksiapatitteki kalsiyum ile bağlanma için 10-MDP monomeri ile yarıştığını ve 10-MDP'nin bağlanabilirliğini azalttığı düşünülmektedir.

Çelik ve ark. (190) Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanan dentin yüzeylerinde üç farklı adeziv sistemin makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Uygulanan adeziv sistemlerden yalnızca tek aşamalı bir self-etch adeziv olan Clearfil S3 Bond'un uygulandığı gruplarda Er:YAG lazerin freze göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma değerleri gösterdiği görülmüştür. İki aşamalı self-etch adezivin (Clearfil Protect Bond) uygulandığı gruplarda Er:YAG lazerin freze göre daha yüksek bağlanma değerleri gösterdiği ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ve total-etch adezivin (Single Bond 2) uygulandığı gruplarda ise kavite hazırlığı yöntemleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığı saptanmıştır. Lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde en yüksek bağlanma değerlerini Clearfil Protect Bond gösterirken, en düşük bağlanma değerleri Single Bond 2 uygulanan gruplardan elde edilmiştir. Frez ile hazırlanan dentin yüzeylerinde Clearfil Protect Bond ve Clearfil S3 Bond arasında anlamlı bir farklılık bulunmaz iken Single Bond 2'nin her iki self-etch adezivden anlamlı derecede düşük bağlanma değerleri gösterdiği belirlenmiştir. Er:YAG lazer ile hazırlanan ve Single Bond 2 uygulanan gruplarda adeziv öncesi asitleme yapılması ya da yapılmaması arasında bağlanma değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Yaptığımız çalışmada bir total-etch adeziv olan Single Bond 2'nin tek aşamalı self-etch adeziv olarak kullanılan Single Bond Universal adezivin lazer ile pürüzlendirme sonrası uygulamalarında bağlanma dayanımı incelenmiştir. Total-etch adezivin Er:YAG lazer pürüzlendirilmesi ile birlikte kullanılmasının lazer ile pürüzlendirme sonrası tek aşamalı self-etch adeziv uygulamasına göre makaslama bağlanma dayanımı istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çelik ve arkadaşları çalışmalarında MDP, HEMA içeren; dentin yüzeyinde nano etkileşim bölgesi ve çözünmez bir kalsiyum bileşiği oluşturan Clearfil S3 Bond kullanmış

olmaları ve bizim kullandığımız Single Bond Universal'in içeriğinde MDP yanısıra Ca ile bağlanma afinitesi olan polialkenoik asit bulunması iki araştırma sonucu arasında farklılığa neden olmaktadır. İki çalışma sonuçları arasındaki uyumsuzluğun Single Bond 2 uygulama basamaklarında %37 fosforik asit kullanılması ve uygulanan lazer parametrelerindeki farklılıktan kaynaklandığı da düşünülmektedir.

Gürkan ve arkadaşlarının (191) yaptığı çalışmada ayrıca Er:YAG lazer ile hazırlanan ve total-etch uygulanan gruplar pürüzlendirme açısından değerlendirildiğinde en yüksek bağlanma değerlerinin hiç pürüzlendirme yapılmayan grupta görüldüğü, bunu sırası ile lazer ile pürüzlendirme ve asit ile pürüzlendirme yapılan grubun izlediği belirtilmiş; asit ile pürüzlendirilen grubun bağlanma dayanımının hem pürüzlendirme yapılmayan gruba göre hem de lazer ile pürüzlendirme yapılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu, buna karşın pürüzlendirme yapılmayan grup ile lazer ile pürüzlendirme yapılan grup arasında ise anlamlı bir farklılığın olmadığı saptanmıştır. Bizim yaptığımız çalışmada ise Gürkan ve arkadaşlarından farklı olarak total-etch uygulanan gruplar pürüzlendirme yönünden incelendiğinde en yüksek bağlanma dayanımının Er:YAG lazerde görülmüştür. Femtosaniye lazerle pürüzlendirilen ve pürüzlendirme yapılmayan grup arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmadığı gözlemlenmiştir. Bu farklılık kullanılan farklı test yöntemlerine, dentin yapısına, kullanılan adeziv materyal içeriklerine ve ayrıca lazer parametrelerine bağlı olabilir.

Dentinin doğru şekilde demineralize olması, rezinin uniform şekilde dokuyu ıslatması ve sertleşmiş adeziv rezinin yeterli mekanik direnç göstermesi; yüksek kalitede rezin/dentin arayüzü oluşturmak ve iyi bir dentin bağlantısı yaratmak için gerekli özelliklerdir. İki aşamalı total etch ve self etch sistemlerde primer ve bağlayıcı ajan ayrı ayrı basamaklar halinde uygulanmaktadır. Basitleştirilmiş tek aşamalı self-etching sistemler, hem hidrofilik hem de hidrofobik işlemleri aynı anda gerçekleştirmek zamandan kazanmak, işlemleri kolaylaştırmak ve uygulayıcı hatalarını ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir. Bu adeziv sistemler kompozit ve dentin yüzeyi arasında devamlı bir tabaka oluşturmakta ve demineralizasyonu takiben rezin monomer infiltrasyonu ardı ardına olmaktadır.

Ancak tek aşamalı sistemler, iki aşamalı self etching sistemlere göre çok daha asidik ve hidrofildir (192). Tek aşamalı self etching sistemlerde suyun bulunması,

asidik monomerlerin smear tabakasını yeterince çözebilmesi ve dentini demineralize edebilmesi için vazgeçilmezdir. Buna karşın, bağlayıcı kısımda hidrofobik monomerler bulunması gerektiğinden ve monomer ile solventin kimyasal birleşimi çok zor olduğundan homojen bir solüsyon halinde bulunamazlar ve genellikle birbirinden ayrılma eğilimindedirler (192, 193). Bu sebeple bu grup adezivlerin çoğunda, solüsyonu homojen halde tutmak için aseton gibi uçucu çözücüler bulunmakta, ama buna karşın piyasadaki birçok tek şişe sistemde faz separasyonu görülmektedir. Bu seperasyon neticesinde hibrit tabakasının içinde su damlacıkları ve kabarcıklar (blister) oluşmaktadır. Bu da düşük bağlanma direncine, mikrosızıntıya ve renklenmeye sebep olmaktadır (194). Buna karşın; bizim çalışmamızda pürüzlendirme yönteminden bağımsız olarak iki aşamalı total etch adeziv ve tek aşamalı self etch adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarının benzer olduğu görülmüştür. Bu farklılığın Universal Bond içerisindeki 10-MDP'den kaynaklandığı düşünülmektedir. 3M Single Bond Universal yapısında MDP, dimetakrilat rezinler, polialkenoik asit kopolimeri, doldurucu, etanol, su, initiatör ve silan bulunmaktadır ve pH'ı 2.7'dir. İçerdiği polialkenoik asit kopolimeri ve MDP sayesinde iyi bir bağlanma performansı göstermektedir (195, 196). 10-MDP monomeri kollajen fibril çevresinde, rezidüel hidroksiapatitteki kalsiyum iyonlarıyla iyonik bağ kurarak hidrolitik bozulmaya karşı kararlı 10-MDP-Ca tuzlarını oluşturmaktadır ve bu durum bağlantının stabilitesinin ve ömrünün mevcut bağlantı dayanımına göre artmasına sebep olabilmektedir (196). Yapılan pek çok araştırmada da iki aşamalı self-etch adezivlerin dentine olan bağlanma dayanıklılıklarının total-etch adezivlere benzer olduğu rapor edilmiştir (53, 197).

Kırık tipleri; adeziv, dentinde ve kompozitte koheziv ve karışık tipte olmak üzere sınıflandırılmaktadır (149, 150, 198). Triolo ve Swift (199), zayıf bağlayıcı sistemlerde kırık tipinin adeziv olduğunu ve bu sistemlerde sadece minimal rezin penetrasyonunun gerçekleştiğini düşünmektedirler. Koheziv dentin kırığının ise, daha çok güçlü bağlayıcı sistemlerde görüldüğünü ve bağlayıcı sistemle dentin arasındaki bağın, dentinin koheziv kuvvetinden daha yüksek olduğunun göstergesi sayılabileceğini bildirmişlerdir. Price ve ark.'ları (200) da dentin kırığı veya koheziv rezin esaslı dolgu materyali kırığının, dentin ve rezin esaslı dolgu materyali arasındaki iyi adezyona işaret olduğunu ve yüksek bağlanma kuvvetlerinde daha

fazla dentin kırığı ve karışık kırık gözlemlendiğini rapor etmişlerdir. Bu sonuçlar kırık tipi ve bağlanma kuvveti arasında ilişki olabileceği görüşünü desteklemektedir. Kırılma tipi bulgularından elde ettiğimiz sonuçlarda bu bulguyla benzerdir ve çalışmamızda yüksek bağlanma kuvveti gösteren Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen ve total-etch adeziv kullanılan grupta karışık kırılma tipi gözlemlenmiştir.

Perdigao ve ark.'ları (201) da benzer olarak, makaslama bağlanma kuvveti arttıkça dentinde koheziv kırıkların arttığını bildirmişlerdir. Dentindeki koheziv kırıkların, makaslama bağlanma kuvveti değerleri 17,40 MPa'nın üstüne çıktığında başladığını gözlemlemişlerdir. Araujo ve Garcia-Godoy (202) ise, dentinde koheziv kırık gözlemek için minimum 14,10 MPa kuvvet gerektiğini bildirmiştir. Günümüz bağlayıcı sistemleri ile makaslama testlerinde dentinde koheziv kırıklara daha sık rastlanmaktadır. Mason ve ark.'ları (203), yüksek bağlanma değerlerinin koheziv kırıklarla ilişkilendirilebileceğini ve koheziv kırıkların bağlayıcı sistemin başarısını gösterdiğini vurgulamışlardır. Elde ettiğimiz verilerde daimi diş dentin yüzeyine olan makaslama bağlanma dayanımı ortalama olarak 19 MPa şeklindedir ve tüm gruplarda yüksek oranda karışık kırılma tipi gözlemlenmektedir (Tablo 4.2.).

Courson ve ark.'ları (204), farklı bağlayıcı sistemlerin süt ve sürekli dişlerde makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırdıkları ve tüm sistemlerde sürekli dişlerde daha yüksek bağlanma kuvvetleri elde ettikleri çalışmalarında, bağlanma kuvvetinin kırık tipini etkilediği sonucuna varmışlardır.

Senawongse ve ark.'ları (205), iki basamaklı total-etch bağlayıcı sistem ile self-etch sistemi süt ve sürekli diş dentininde karşılaştırdıkları çalışmalarında, kırık tiplerinde materyaller ve dişler arasında anlamlı fark bulamadıklarını rapor etmişlerdir. Her iki bağlayıcı sistem de, süt ve sürekli diş dentininde yüksek oranda adeziv tipte kırık göstermiştir. Bu çalışmanın aksine ise farklı pürüzlendirme yöntemleriyle işlenmiş daimi diş dentin yüzeyine uygulanan total-etch ve self-etch adezivleri karşılaştırdığımız çalışmamızda her iki bağlayıcı sistemde yüksek oranda koheziv ve karışık kırılma tipi gözlemlenmektedir.

Al Qahtani ve ark.'ları (206), kırık yüzeylerin incelenmesinin, makaslama bağlanma kuvveti testi sonuçlarının analizinde önemli bilgiler sağlayabileceğini ve kırık tipi sınıflandırmasının önemli bir gözlem olduğunu bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda kırık tiplerinin incelenmesinin faydalı ve elde edilen sonuçların

makaslama bağlanma kuvveti testi sonuçlarını destekler nitelikte olduğu görüşündeyiz.

Sonuç olarak dentine adezyonu anlamada dentinin özellikleri önemlidir. Günümüz bağlayıcı sistemleri sürekli dişlerde dentine yaklaşık 20 MPa civarında makaslama direnci ile bağlanmaktadır (207). Çalışmamızda kullandığımız adezivlerin makaslama bağlanma dayanımları ise ortalama olarak yaklaşık 19 MPa civarında bulunmuştur.

Sonuçlar

- Dentin yüzeyinin Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmesi femtosaniye lazer ve pürüzlendirilmemiş gruba göre daha kuvvetli bağlanma dayanımı ile sonuçlanmıştır. Bu sonuca göre 1. başlangıç hipotezimiz reddedilmiştir.
- Dentin yüzeyleri Er:YAG lazer pürüzlendirilen örnekler kontrol grubu ve femtosaniye lazer gruplarına göre daha çok miks kırılma tipine neden olmuştur.
- Uygulanan lazer yönteminden bağımsız olarak, Single Bond Universale ve Adper Single Bond 2 uygulaması arasında makaslama bağlanma dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı bulunmuştur ve bu sonuca 2. Başlangıç hipotezimiz kabul edilmiştir.

6. KAYNAKLAR

1. Guven Y, Aktoren O. Shear bond strength and ultrastructural interface analysis of different adhesive systems to Er:YAG laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci.* 2015;30(2):769-78.
2. Pahlavan A, Mehmanchi M, Ranjbar Omrani L, Chiniforush N. Effect of Air Abrasion and Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet (Er: YAG) laser preparation on Shear Bond Strength of Composite to Dentin. *Journal of lasers in medical sciences.* 2013;4(3):127-30.
3. Francisco de Assis M. G. RF, Maristela Dutra-Corrêa, Gustavo Nicolodelli, Vanderlei S. Bagnato, Maria Tereza de Araujo. Influence of the hydration state on the ultrashort laser ablation of dental hard tissues. *Lasers Med Sci.* 2013;28(1):215-22.
4. Lorenzo MC, Portillo M, Moreno P, Montero J, Castillo-Oyague R, Garcia A, et al. In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel. *Lasers Med Sci.* 2014;29(3):897-905.
5. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *Journal of dental research.* 1955;34(6):849-53.
6. Kugel G, Ferrari M. The Science of Bonding: From First to Sixth Generation. *The Journal of the American Dental Association.* 2000;131:20S-5S.
7. Sevilmiş HHBB. Adeziv materyallerin su emilimi özellikleri. *Hacettepe Diş hek Fak Derg.* 2007;31(2):16-21.
8. Akın EGG. ER:YAG Lazer Uygulanmış, Yaşlandırılmış Dentinde Self-etch Adezivlerin Bağlanma Dayanımlarının İn-vitro Olarak İncelenmesi [Doktora Tezi]. Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi; 2011.
9. GV. B. A work on operative dentistry in two volumes. Chicago: Medico Dental Publishing. 1908.
10. Van Meerbeek B IS, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. . Enamel and dentin adhesion. In: Summitt JB RJ, Schwartz RS, editors, editor. *Fundamentals of operative dentistry.* 2nd ed. ed: Quintessence; 2001. p. 178-235.
11. Van Meerbeek B PJ, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 1998;26(1):1-20.
12. Gökalp SA, E.Y. Dental Adezivler. *TDBD.* 2002;71:10-4.
13. Dayangaç B. Bonding Sistemleri. Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi Ltd.Şti; 2000.
14. ES D. Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am.* 1993;37(3):329-40.
15. Perdigao J, Swift, E.J. Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. In: Roberson TM, editor. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier; 2006.

16. Van Meerbeek B, Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y.,Perdigao, J. ve diğ erleri. Bonding to Enamel and Dentin. In: B. J, Summitt JWR, T. J. Hilton & R. S. Schwarz, editors. Fundamentals of Operative Dentistry: Quintessence Publishing Co, Inc; 2006. p. 183-260.
17. Van Meerbeek B DMJ, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van, Landuyt K LP, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Operative dentistry. 2003;28(3):215-35.
18. Eligüzeloğ lu E. Servikal Bölgedeki Çürüksüz Lezyonlara Farklı Bağlayıcı Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının İn Vivo ve İn Vitro Olarak İncelenmesi. [Doctora]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2007.
19. Turşucu Z. Dentin bonding sistemlerinin makaslama kuvvetlerine dayanımlarının farklı uygulama teknikleri açısından in vitro olarak değ erlendirilmesi [Doktora tezi]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2009.
20. Tarçın B. Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış dentin yüzeyine bazı bonding ajanlarının adaptasyonlarının ve bağlanma kuvvetlerinin incelenmesi [Doktora Tezi]. İstanbul: Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2005.
21. Roberson TM, Heymann, H.O.,Ritter, A.V. Introduction to Composite Restorations. In: T. M. Roberson HOHEJS, Jr., editor. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. St.Louis, Missouri: Mosby Elsevier; 2006. p. 495-526.
22. Van Noort R. Introduction to dental materials. London: Mosby Elsevier; 2007.
23. Swift EJ Jr PJ, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. Quintessence Int. 1995;26(2):95-110.
24. Jr. SE. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. Pediatr Dent. 2002;24(5):456-61.
25. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. Operative dentistry. 1992;5:81-94.
26. Marshall GW, Jr., Marshall, S.J., Kinney, J.H.,Balooch, M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. J Dent. 1997;25(6):441-58.
27. Brannstrom M, Linden, L.A.,Johnson, G. Movement of dentinal and pulpal fluid caused by clinical procedures. Journal of dental research. 1968;47(5):679-82.
28. Macko DJ, Rutberg, M.,Langeland, K. Pulpal response to the application of phosphoric acid to dentin. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1978;45(6):930-46.
29. Van Landuyt K DMJ, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding to dentin: smear layer and the process of hybridization. In: Eliades G WD, Eliades T, editor. Dental hard tissues and bonding interfacial phenomena and related properties. Berlin: Springer; 2005. p. 89-122.
30. HF. A. Tooth-colored restoratives: Principles and techniques. 9th ed. ed. Hamilton, Ontario, Canada: Decker; 2002.
31. Van Meerbeek B, Perdigao, J., Lambrechts, P.,Vanherle, G. The clinical performance of adhesives. J Dent. 1998;26(1):1-20.

32. De Munck J, Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M. ve diğeri. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*. 2005;84(2):118-32.
33. Tay FR PD. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc*. 2003;69(11):726-31.
34. Krifka S BA, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel-Human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24:888-94.
35. J. P. New developments in dental adhesion. *Dent Clin N Am*. 2007;51(2):333-57.
36. Van Meerbeek B PM, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength test and clinical outcomes. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26:100-21.
37. Gökalp S. Self-etching adeziv sistemler (kendinden asitli adeziv sistemler). *TDBD*. 2004;80:57-9.
38. Van Meerbeek B, Landuyt, K.V., De Munck, J., Hashimoto, M., Peumans, M., Lambrechts, P., Yoshida, Y., Inoue, S., Suzuki, K., ve Biomat, L. Techniquesensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;24:1-13.
39. Moszner N, Salz, U., and Zimmermann, J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21:895-910.
40. Yazıcı E. Er:YAG lazerin farklı atım süreleriyle uygulanmasının etch&rinse adeziv sistemi ile kullanılan bir kompozitin mine ve dentine mikro gerilim bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisi [Doktora Tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2009.
41. Pashley DH CR. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*. 1997;25:355-72.
42. Leinfelder KF KS. Self-etching bonding agents. *Compend Contin Educ Dent*. 2003;24:447-57.
43. Eren DvB, Ö.Ö. Dental adezivler. *Cum Üni Diğhek Fak Derg*. 2006;9(1):63-7.
44. Peumans M KP, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21:864-81.
45. Gonçalves M CS, Borsatto MC, Silva PCG, Pécora JD. . Tensile bond strength of dentin-resinous system interfaces conditioned with Er:YAG laser irradiation. *Journal of clinical laser medicine & surgery*. 2002;20(2):89-93.
46. Kansu G GkB. Effects of different surface-treatment methods on the bond strengths of resin cements to full-ceramic systems. *J Dent Sci*. 2011;6:134-9.

47. Monghini EM WR, Pecora JD, Palma Dibb RG, Corona SAM, Borsatto MC. Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. *Laser Surg Med.* 2004;34:254-9.
48. Berry EA 3rd WM. Bond strength of resin composite to air- abraded enamel. *Quintessence Int* 1995;26:559-62.
49. Goldstein RE PF. Using air-abrasive technology to diagnose and restore pit and fissure caries. *J Am Dent Assoc* 1995;126:761-6.
50. Hatibovic-Kofman S WG, Braverman I. . Microleakage of sealants after conventional, bur, and air-abrasion preparation of pits and fissures. *Pediatr Dent* 1998;20:173-6.
51. Ellis RW LM, Westerman GH. . Effect of air abrasion and acid etching on sealant retention: an in vitro study. *Pediatr Dent.* 1999;21:316-9.
52. Chimello DT RR, Chinelatti MA, Palma Dibb RG, Pecora JD, Corona SAM. Effect of Er:YAG laser and air abrasion on the tensile bond strength of two adhesive restorative systems to dentin. *J Oral Laser Appl.* 2002;2:223-9.
53. Van Meerbeek B DMJ, Matter D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strength of an etch & rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative dentistry.* 2003;28(5):647-60.
54. C A. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişme. *Gülhane Tıp Derg.* 2005;47(1):77-82.
55. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano, M.A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., Fos-Galve, P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11(2):E215-20.
56. Burgess JO, Walker, R., Davidson, J.M. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):465-79.
57. Bayne SC. Why are the next steps in biomaterials research so difficult? *J Oral Rehabil.* 2006;33(9):631-3.
58. Zimmerli B, Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., Lussi, A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2010;120(11):972-86.
59. Samuel SP, Li, S., Mukherjee, I., Guo, Y., Patel, A.C., Baran, G. ve diğerleri. Mechanical properties of experimental dental composites containing a combination of mesoporous and nonporous spherical silica as fillers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2009;25(3):296-301.
60. Xu HH. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *Journal of dental research.* 1999;78(7):1304-11.
61. Dayangaç B. Kompozit Restorasyonlar.2011.
62. RG. C. Direct esthetic restorative materials. *Res Dent Mater.* 2002:244-67.

63. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *Journal of dental research*. 2010;89(6):549-60.
64. Willems G LP, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quint Int*. 1993;24:641-57.
65. Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *Journal of dental research*. 2008;87(8):710-9.
66. JD. C. Fundamentals of lasers in dentistry: basic science, tissue interaction and instrumentation. *J Laser Dent* 2008;16:4-10.
67. R G. Laser in dentistry-Review. *Int Dent J*. 2009;1:13-9.
68. RM P. Using laser in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc*. 1993;124:37-47.
69. DJ C. Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dent Clin N Am*. 2004;48(4):751-70.
70. Einstein A. Zur Quantentheorie der Strahlung (On the Quantum Theory of Radiation). *Physika Zeitschrift*. 1917;18:121-8.
71. AL Schawlow TCH. Infrared & optical masers. *Phys Rev*. 1958;112:1940-9.
72. Chimello DT RR, Chinelatti MA, Palma Dibb RG, Pecora JD, Corona SAM. Effect of Er:YAG laser and air abrasion on the tensile bond strength of two adhesive restorative systems to dentin *J Oral Laser Appl*. 2002;2:223-9.
73. De La Macorra JC S-NA. Method to compare μ tensile bond strength of a self-etching adhesive and μ cohesive strength of adjacent dentin. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2005;21:946-53.
74. S. P. Introduction, history of lasers and laser light production. *British Dental Journal*. 2007;202(1):21-31.
75. TH M. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*. 1960;187:493-4.
76. Hadley J, Young, D.A., Eversole, L.R., Gornbein, J.A. A laser- powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc*. 2000;131(6):777-85.
77. Van AG. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2004;48(4):1017-59.
78. De Moor RJG DK. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: Part 1. Laser-assisted cavity preparation. *The journal of adhesive dentistry*. 2009;11:427-38.
79. Welch AJ TJ, Cheong WF. Laser physics and laser-tissue interaction. *Tex Heart Inst J*. 1989;16(3):141-9.
80. Tuner J, Hode, L. Some Basic Laser Physics. In: Hode JTL, editor. *The Laser Therapy Handbook Grangesberg*: Prima Books AB; 2004. p. 1-44.
81. Wintner E SM. Basic information on lasers. In: Moritz A BF, Goharkhay K, et al., editor. *Oral Laser Application*. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 1-55.

82. Harris DM PR. Laser physics. In: Miserendino LJ PR, editor. Lasers in dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc; 1995. p. 27-38.
83. Carroll L HT. LASER-tissue interactions. Clin Dermatol. 2006;24(1):2-7.
84. Parker S. Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. Br Dent J. 2007;202(2):73-81.
85. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? J Am Dent Assoc. 1993;124(2):57-61.
86. Vogel A, Venugopalan, V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. Chem Rev. 2003;103(2):577-644.
87. Bader C KI. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. American journal of dentistry. 2006;19(3):178-86.
88. LC. M. Laser physics and a review of laser application in dentistry for children. Eur Arch Pediatr Dent. 2011;12(2):61-7.
89. Fotona lazer çalışma el kitabı: İdealdent teknolojik dental ürünler 2010. 1-72 p.
90. Frank F. Laser light and tissue biophysical aspects of medial laser application. SPIE Lasers Med. 1989;1353:37-45.
91. E-Bülten 2009 [Available from: <http://www.medicadent.com/online.asp?id=5>.
92. Fotona: Producing the Highest Performance Laser Systems for Over Forty Years. [Available from: http://www.fotona.com/media/press/Quark_corporate_profile.pdf.
93. Lukac M, Marko, M.,Ladislav, G. Super VSP Er:YAG Pulses for Fast and Precise Cavity Preparation. J Oral Laser Applic. 2004;4:171-3.
94. Strassl M, Kasenbacher, A.,Wintner, E. Ultrashort Laser Pulses in Dentistry. J Oral Laser Applic. 2002;2:213-22.
95. Meister J, Franzen, R., Apel, C. ve Gutknecht, N. Influence of the spatial beam profile on hard tissue ablation, part II: pulse energy and energy density distribution in simple beams. Lasers Med Sci. 2004;19(2):112-8.
96. Meister J, Apel, C., Franzen, R.,Gutknecht, N. . Influence of the spatial beam profile on hard tissue ablation. Part I: Multimode emitting Er:YAG lasers. Lasers Med Sci. 2003;18(2):112-8.
97. Verheyen P MA, Walsh LJ. Photopolymerization. In: Moritz A BF, Goharkhay K, et al., editor. Oral Laser Application. Berlin: Quintessenz Verlags - GmbH; 2006. p. 139-91.
98. Boj JR PC, Hernandez M, Espasa E, Espanya A. Rewiev: Laser soft tissue treatment for pediatric dental patient. Eur Arch Pediatr Dent. 2011;12:100-5.
99. Aoki A SK, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. Periodontol 2000. 2004;59-97.

100. Moritz A SU. Laser in endodontics. In: Moritz A BF, Goharkhay K, et al., editor. Oral Laser Application. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 241-313.
101. Pick RM PM, Loh HS. Clinical application of CO2 laser. In: Miserendino LJ PR, editor. Lasers in dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc; 1995. p. 145-60.
102. F. B. Laser-atlas surgery. In: Moritz A BF, Goharkhay K, et al., editor. Oral Laser Application. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 449-501.
103. Moritz A SU, Straßl M, Wintner E. Cavity preparation. In: Moritz A BF, Goharkhay K, et al., editor. Oral Laser Application. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 241-313.
104. Dederich DNvB, R.D. Lasers in dentistry seperating science from hype. J Am Dent Assoc. 2004;135:204-12.
105. Visuri SR GJ, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. Journal of dental research. 1996;75(1):599-605.
106. Fujitani M HT, Shintani H. Does Er:YAG laser ablation of dentin affect the adhesive properties of resin boning system? International Congress Series. 2003;1248:161-6.
107. Sennaroğlu A. Katıhal Femtosaniye Lazerleri. Tübitak Bilim ve Teknik Dergisi. 2010:48-53.
108. Lubatschowski H MG, Heisterkamp A, et al. Application of ultra short laser pulses for intrastromal refractive surgery. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 2000(238):33-9.
109. Chung SH ME. Surgical applications of femtosecond lasers. Journal of biophotonics. 2009;2:557-72.
110. Kru'ger J KW, Newesely H. . Femtosecond-pulse laser abla- tion of dental hydroxyapatite and single-crystalline fluoroapatite. Appl Phys A Mater Sci Process 1999;69:403-7.
111. Serbin J BT, Fallnich C, Kasenbacher A, Arnold WH. . Femtosecond lasers as novel tool in dental surgery. Appl Surf Sci. 2002;197-198:737-40.
112. Goncalves M CS, Palma-Dibb, Pecora JD. Influence of pulse repetition rate of Er:YAG laser and dentin depth on tensile bond strength of dentin-resin interface. J Biomed Mater Res A. 2008;86:477-82.
113. Kohns P ZP, Stormann R. Effective laser ablation of enamel and dentine without thermal side effects. J Laser Appl. 1997;9:171-4.
114. Perdigao J GG, Gondo R, Fundingsland JW. In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I–microtensile bond strengths. . The journal of adhesive dentistry. 2006;8:367-73.
115. L. F. Ji LL, H. Devlin, Z. Liu, D. Whitehead, Z. B. Wang, W. Wang and J. Jiao. Ti:sapphire femtosecond laser interaction with human dental dentine. Surface Engineering. 2011;27(10):749-53.

116. LA K. Lasers in pediatric dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):889-922.
117. Gutknecht N FR, Vanweersch L, Lampert F. Laser in pediatric dentistry- a review. *J Oral Laser Appl.* 2005;5(4):207-18.
118. JR B. The future of laser pediatric dentistry. *J Oral Laser Appl.* 2005;5:173-7.
119. LC M. Laser-assisted pediatric dentistry: review and Outlook. *J Oral Laser Applications* 2003;3(4):203-9.
120. R. RHD. The use of laser doppler flowmetry in pediatric dentistry. *Eur Arch Pediatr Dent.* 2011;12(2):85-9.
121. Ana PA BL, Zezell DM. Lasers effects on enamel for caries prevention. *Laser physics.* 2006;16(5):865-75.
122. Stern RH SR. Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. *J Am Dent Assoc* 1972;85(5):1087-90.
123. Ana PA BL, Zezell DM. Lasers Effects on Enamel for Caries Prevention. *Laser Method Bio Med.* 2006;16(5):865-75.
124. Stern RH VJ, Sognaes RF. Lased enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. *Journal of dental research.* 1972;51(2):455-60.
125. Featherstone JD ND. Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res.* 1987;1(1):21-6.
126. Ferreira JM PJ, Phakey PP, Rachinger WA, Orams HJ. Effects of continuous-wave CO2 laser on the ultrastructure of human dental enamel. *Arch Oral Biol.* 1989;34(7):551-62.
127. Goswami M SA. Comparative evaluation of shear bond strength of composite resin bonded to acid etch or Nd:YAG lased enamel. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2011;29:140-3.
128. Moshonov J SA, Zyskind D, Sharlin E, Peretz B. Acid- etched and erbium:yttrium aluminium garnet laser-treated enamel for fissure sealants: A comparison of microleakage. *Int J Paediatr Dent.* 2005;15:205-9.
129. Walsh LJ AD, Brockhurst PJ. Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified human enamel. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 1994;10:162-6.
130. Cavalcanti BN L-MJ, Rode SM. Pulpal temperature increase with Er:YAG laser and high speed-hand pieces. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2003;90:447-51.
131. Marraccini TM BL, Wigdor HA, Walsh Jr.JT, Turbino ML, Stabholtz A, Zezell DM. Enamel and dentin irradiation with 9.6µm CO2 and 2.94µm Er:YAG lasers: bond strength evaluation. *Laser Phys Let.* 2006;3(2):96-101.
132. Gutknecht N MM, Lampert F. Lasers in pediatric dentistry. In: N G, editor. *Proceedings of the 1st international workshop of evidence based dentistry on lasers in dentistry.* New Maiden: Quintessence; 2007. p. 173-81.

133. Kato J MK, Jayawardena JA, Wijeyeweera RL. Clinical application of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *Journal of clinical laser medicine & surgery*. 2003;21(3):151-5.
134. Keller U HR, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, Raab WH. Erbium:YAG laser application in caries therapy: Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent*. 1998;26(8):649-56.
135. Liu JF LY, Shu WY, Lee SY. Acceptance and efficiency of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *Photomedicine and laser surgery*. 2006;24(4):489-93.
136. Hossain M NY, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent*. 2002;26(4):377-82.
137. Odabaş ME BH, Bariş E, Demir C. Clinical, radiographic, and histopathologic evaluation of Nd:YAG laser pulpotomy on human primary teeth. *J Endod*. 2007;20(4):289-99.
138. Kimura Y YK, Yokoyama K, Watanabe H, Wang X, Matsumoto K. Histopathological changes in dental pulp irradiated by Er:YAG laser: a preliminary report on laser pulpotomy. *Journal of clinical laser medicine & surgery*. 2003;21(6):345-50.
139. Toomarian L FR, Sharifi D, Baghaei M, Rahimi H, Eslami B. Histopathological evaluation of pulpotomy with Er,Cr:YSGG laser vs formocresol. *Lasers Med Sci* 2008;23(4):443-50.
140. Pescheck A MA. Pulp capping and pulpotomy in permanent and primary teeth. In: Moritz A BF, Goharkhay K, et al., editor. *Oral Laser Application*. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 315-31.
141. Todea C KC, Balabuc C, Calniceanu M, Filip L. Pulp capping: from conventional to laser-assisted therapy (I). *J Oral Laser Appl*. 2008;8:71-82.
142. BojJR P, HernandezM, EspasaE, EspanyaA. Caseseries: Laser treatments for soft tissue problems in children. *Eur Arch Pediatr Dent*. 2011;12:113-7.
143. Tanumiharja M BM, Tyasa MJ. . Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2000;16:180-7.
144. SD. H. 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;9:77-106.
145. Braga RR MJ, Boaro LCC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. . *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26:38-49.
146. 11405 IT. Technical Specification. *Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure*. Switzerland2003(E).
147. KF. L. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am*. 2001;45(1):1-6.

148. Al-Salehi SK BF. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int.* 1997;28(11):717-23.
149. Scherrer SS CP, Swam MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods. *Acritical Literature Review. Dental Materials.* 2010;26:78-93.
150. Turgut MD ZB, Lussi A. Influence of dentinal erosion on shear bond strength of composite restorations with different bonding systems. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2008;32(3):34-44.
151. Titley KC CR, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear bond strengths of dental composite resin to bovine dentin. *Arch Oral Biol.* 1998;43:305-11.
152. Pashley DH SH, 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.
153. Tosun G SeY, Şengün A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Dişhek Fak Derg.* 2005;29(3):2-6.
154. Jaffer S OL, Newman SM. Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac.* 2009;136(1):83-6.
155. FA R. Substrate for adhesion testing to tooth structure: Review of the literature. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 1991;7:2-10.
156. ed ITEn. Technical Specification. *Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure.* Switzerland2003.
157. Caiado ACRL DGM, de Souza-Filho FJ, Rueggeberg FA. The effect of acid etchant type and dentin location on tubular density and dimension. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2010;103:352-61.
158. De Goes MF D, Giannini M, Foxton RM, Nikaido T, Tagami J. Microtensile bond strength between crown and root dentin and two adhesive systems. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2007;97:223-8.
159. B D. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitapevi Ltd Şti; 2000.
160. Martinez-Insua A DSDL, Rivera FG, Santana-Penin UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG laser treated enamel and dentin surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2000;84(3):280-8.
161. Gutknecht N AC, Schafer C, Lampert F. Microleakage of composite fillings in Er,Cr:YSGG laser-prepared class II cavities. *Lasers in surgery and medicine.* 2001;28(4):371-4.
162. Güven Y. ER:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelere adeziv sistem-dentin bağlantısının incelenmesi [Doktora Tezi]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2011.
163. Monghini EM, Wanderley RL, Pecora JD, Palma Dibb RG, Corona SA, Borsatto MC. Bond strength to dentin of primary teeth irradiated with varying

Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology. *Lasers in surgery and medicine*. 2004;34(3):254-9.

164. Pinkham JR CP, Fields HW, Mc Tighe DJ, Nowak AJ. *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence*. Çocuk dişhekimliği: Bebeklikten Ergenliğe. 4th ed. Ankara: Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Şti.; 2009.

165. B. H. Recent developments in dentin bonding. *American journal of dentistry*. 2000;13:44-50.

166. De Munck J VMB, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG- lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci*. 2002;110:322-9.

167. Al. A. Microtensile and tensile bond strength of single-bottle adhesives: A new test method. *J Oral Rehabil*. 2004;31:379-84.

168. Ramos RP CM, Chimello DT, Borsatto MC, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Bonding of self-etching and total-etch systems to Er:YAG laser-irradiated dentin. Tensile bond strength and scanning electron microscopy. *Brazilian dental journal*. 2004;15:Spec No: S19-S20.

169. Omae M IM, Itota T, Finger WJ, Tanaka K, Yamamoto K, Yoshiyama M. Effect of a desensitizing agent containing glutaral- dehyde and HEMA on bond strength to Er:YAG laser-irradiated dentine. *J Dent*. 2007;35:398-402.

170. Gerhardt-Szep S, Werelius K, de Weerth F, Heidemann D, Weigl P. Influence of femtosecond laser treatment on shear bond strength of composite resin bonding to human dentin under simulated pulpal pressure. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2012;100(1):177-84.

171. Niemz MH KA, Strassl M, Backer A, Beyertt A, Nickel D, Giesen A. Tooth ablation using a CPA-free thin disk femtosecond laser system. *Appl Phys B*. 2004;79:269-71.

172. Lizarelli RF CM, Carvalho-Filho E, Nunes FD, Bagnato VS. Selective ablation of dental enamel and dentin using femtosecond laser pulses. *Laser Phys Lett*. 2007;5:63-9.

173. Pike P PC, Splinter R, Lockhart P. Temperature distribution in dental tissue after interaction with femtosecond laser pulses. *Appl Opt*. 2007;46:8374-8.

174. Portillo Munoz M, Lorenzo Luengo MC, Sanchez Llorente JM, Peix Sanchez M, Albaladejo A, Garcia A, et al. Morphological alterations in dentine after mechanical treatment and ultrashort pulse laser irradiation. *Lasers Med Sci*. 2012;27(1):53-8.

175. Rego Filho FD D-CaM, Nicolodelli G, Bagnato VS, de Araujo MT. Influence of the hydration state on the ultrashort laser ablation of dental hard tissues. *Lasers Med Sci*. 2012;28(1):215-22.

176. Ji L LL, Devlin H, Liu Z, Jiao J, Whitehead D Ti:sapphire femtosecond laser ablation of dental enamel, dentine, and cementum. *Lasers Med Sci*. 2012;27:197-204.

177. Alves S OV, Vilar R. Femtosecond laser ablation of dentin. *J Phys D: Appl Phys.* 2012;45(24):245401.
178. 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.
179. de Carvalho RC, de Freitas PM, Otsuki M, de Eduardo CP, Tagami J. Micro-shear bond strength of Er:YAG-laser-treated dentin. *Lasers Med Sci.* 2008;23(2):117-24.
180. M. Portillo MCL, P. Moreno, A. García, J. Montero, L. Ceballos, M. V. Fuentes, A. Albaladejo. Influence of Er:YAG and Ti:sapphire laser irradiation on the microtensile bond strength of several adhesives to dentin. *Lasers Med Sci.* 2015;30:483-92.
181. Li ZZ CJ, 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;12:625-30.
182. Tachibana A MM, Soler JM, Matos AB. Erbium, chromium:yttrium scandium gallium garnet laser for caries removal: influence on bonding of a self-etching adhesive system. *Lasers Med Sci.* 2008;23:435-41.
183. Kameyama A KE, Takizawa M, Oda Y, Hirai Y. Influence of different acid conditioners on the tensile bond strength of 4-META/MMA-TBB resin to Er:YAG laser-irradiated bovine dentin. *The journal of adhesive dentistry.* 2000;2:297-304.
184. Perdigao J SEJ, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *Journal of dental research.* 1994;73(1):44-55.
185. Delmé KI DMR. Scanning electron microscopic evaluation of enamel and dentin surfaces after Er:YAG laser preparation and laser conditioning. *Photomedicine and laser surgery.* 2007;25(5):393-401.
186. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT, Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *Journal of dental research.* 1996;75(1):599-605.
187. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2005;21(7):616-24.
188. Bertrand MF, Semez G, Leforestier E, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca JP. Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single-component adhesive system: relationship between shear bond strength and microleakage. *Lasers in surgery and medicine.* 2006;38(6):615-23.
189. Ramos RP CD, 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 in surgery and medicine.* 2002;31(3):164-70.
190. Celik EU, Ergucu Z, Turkun LS, Turkun M. Shear bond strength of different adhesives to Er:YAG laser-prepared dentin. *The journal of adhesive dentistry.* 2006;8(5):319-25.

191. Gurgan S, Kiremitci A, Cakir FY, Yazici E, Gorucu J, Gutknecht N. Shear bond strength of composite bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci.* 2009;24(1):117-22.
192. Van Meerbek B MJ, Yoshida Y, Inoves, Vargas MA, Visay P, Landuyt KV, Lambrechts P, Vanherle G,. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Operative dentistry.* 2003;28:215-35.
193. De Munck J VMB, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Artmstrong S, Labrechts P, Vanherle G,. Microtensile bond strength of one and two step self-etching adhesive 5 to bur-cut enamel and dantin. *American journal of dentistry.* 2003;16(6):414-20.
194. Ergücü Z TrnSL, Ünlo N, Kanık Ö, Özer F. Tek aşamalı self etching adezivlerin dentine bağlanma dayanımının değerlendirilmesi. *Türk Dişhekimliği Dergisi.* 2007;Temmuz 69:157-62.
195. Perdigao J SA, Monteiro PC. Effect of substrate age and adhesive composition on dentin bonding. *Operative dentistry.* 2013;38:267-74.
196. Van Meerbeek B YK, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL,. State of the art of self- etch adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2011;27:17-28.
197. Inoue S VM, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *American journal of dentistry.* 2003;16:329-34.
198. Ateyah N. A, E. Factors affecting shear bond strength of composite resin to fluorosed human enamel. *Operative dentistry.* 2000;25(3):216-22.
199. Triolo PT, Swift, E.J. Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 1992;8(6):370-4.
200. Price RB, Derand, T., Andreou, P., Murphy, D. The effect of configuration factors, time and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials.* 2003;24(6):1013-21.
201. Perdigao J, May, KN., Wilder, AD., Lopes, M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. *Operative dentistry.* 2000;25(3):186-94.
202. Araujo FB, Garcia-Godoy, F., Issao, M. A comparison of three resin bonding agents to primary tooth dentin. *Pediatr Dent.* 1997;19(4):253-7.
203. Mason PN, Ferrari, M., Cagidiaco, M.C., Davidson, C.L. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *J Dent.* 1996;24(3):217-22.
204. Courson F, Bouter, D., Ruse, N.D., Degrange, M. Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):296-303.
205. Senawongse P, Harnirattisai, C., Shimada, Y., Tagami, J. Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin. *Oper Dent.* 2004;29(2):196-202.

206. Al Qahtani MQ, Platt, J.A., Moore, B.K., Cochran, M.A. The effect on shear bond strength of rewetting dry dentin with two desensitizers. *Oper Dent.* 2003;28(3):287-96.
207. Konishi N, Watanabe, L.G., Hilton, J.F., Marshall, G.W., Marshall, S.J., Staninec, M. Dentin shear strength: effect of distance from the pulp. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2002;18(7):516-20.

7. EKLER

EK-1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzinleri

ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU ONAYI
 ABANT İZZET BAYSAL UNIVERSITY CLINICAL RESEARCHES ETHICS COMMITTEE APPROVAL
 Sayı : 210 13.11.2015
 Konu: Kararlar

BAŞVURU BİLGİLERİ (APPLICATION INFORMATION)	ARAŞTIRMANIN ADI (TITLE OF THE PROJECT)	İki farklı laser sistemi ile pürüzlendirilen daimi dişdentin yüzeyine uygulanan farklı bonding sistemlerinin bağlanma dayanımının incelenmesi
	SORUMLU ARAŞTIRMACI (PRINCIPAL INVESTIGATOR)	Yrd. Doç.Dr. Hakan ŞAHİN
	DİĞER ARAŞTIRMACILAR (OTHER INVESTIGATORS)	Arş.Gör.Dr. İlkay ZENCİRLİ, Prof.Dr. Hamit Şükür KILIÇ, Arş.Gör. Abdullah KEPÇEOĞLU, Arş.Gör. Yasemin GÜNDOĞDU
	ARAŞTIRMA MERKEZİ (RESEARCH CENTER)	AİBÜ Diş Hekimliği Fakültesi

KARAR (DECISION)	Karar no (Decision No): 2015/135	Tarih (Date): 05.11.2015
	Yrd. Doç.Dr. Hakan ŞAHİN'nin sorumluluğunda yapılması tasarlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma dosyası ve ilgili belgelerin incelenmesi sonucunda araştırmanın gerçekleştirilmesinde etik yönden sakınca olmadığına mevcudun oy birliği/oy çokluğu ile karar verilmiştir.	

Üyeler	Uzmanlık alanı	Kurumu	İmza
Prof. Dr. Mehmet YAZICI (Başkan)	Kardiyoloji AD.	AİBÜ Tıp Fakültesi	
Doç. Dr. Esra KOÇOĞLU (Başkan Yardımcısı)	Mikrobiyoloji AD.	AİBÜ Tıp Fakültesi	
Doç. Dr. Fatih DEMİRCİOĞLU (Raportör)	Çocuk Hastalıkları AD.	AİBÜ Tıp Fakültesi	
Prof. Dr. Safiye GÜREL (Üye)	Radyoloji AD.	AİBÜ Tıp Fakültesi	
Yrd. Doç. Dr. Yaşar DAĞISTAN (Üye)	Beyin Cerrahi AD.	AİBÜ Tıp Fakültesi	
Yrd. Doç. Dr. Aysu KIYAN (Üye)	Halk Sağlığı AD.	AİBÜ Tıp Fakültesi	
Yrd. Doç. Dr. Akcan AKKAYA (Üye)	Anesteziyoloji AD.	AİBÜ Tıp Fakültesi	
Yrd. Doç. Dr. Recep BAYRAM (Üye)	Farmakoloji AD.	AİBÜ Tıp Fakültesi	
Yrd. Doç. Dr. Erkan KILINÇ (Üye)	Fizyoloji AD.	AİBÜ Tıp Fakültesi	
Hatice Selen SÖYLEMEZ (Üye)	Özel	Eczacı	
Avukat. Erol ALTINDAŞ (Üye)	Altınçağ Hukuk Bürosu	Hukukçu	
Erkan AKMAN (Üye)	İzzet Baysal Anadolu Lisesi	Coğrafya Öğretmeni	

8. ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı-Soyadı: İlkay ZENCİRLİ

Doğum yeri ve tarihi: KASTAMONU-1988

Uyruğu: T.C.

İletişim adresi ve telefonu: Merkez/BOLU- 05446373424

II- Eğitimi

Uzmanlık eğitimi: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti
Anabilim Dalı (Aralık 2017-Nisan 2018)

Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti Anabilim Dalı (Nisan 2014-Aralık 2017)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti Anabilim Dalı (Aralık 2012-Nisan 2014)

Lisans eğitimi: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (Eylül 2006-
Temmuz 2011)

Lise: Kastamonu Mustafa Kaya Anadolu Lisesi (2002-2006)

III- Mesleki Deneyimi

Kastamonu İhsangazi İlçe Hastanesi (2011-2012)

IV- Bilimsel Faaliyetleri Yayınları:

Ayça Ulusoy, İlkay Yazıcı, Hasan Önder, Neslihan Demirel. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine Başvuran Yüksek Çürük Riskine Sahip Çocuk Hastalarda Risk Faktörlerinin ve Çürük Durumunun Değerlendirilmesi. Yıl 2012, Cilt 13, Sayı 2, Sayfalar 13 – 20.

Ulusoy, Ayca Tuba; Zencirli, İlkay; Ozveren, Neslihan. Revascularization of Immature Necrotic Teeth With Platelet Pellet: Case Series. (Poster), 18th World Congress on Dental Traumatology