



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**Er:YAG LAZER VE GELENEKSEL YÖNTEM
İLE HAZIRLANMIŞ SINIF V KAVİTELERDE
UYGULANAN FARKLI ADEZİV
SİSTEMLERİN MİKROSİZİNTİ AÇISINDAN
İNCELENMESİ**

GİZEM GÜDER

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Haluk Emre ÖZEL

KOCAELİ – 2016



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**Er:YAG LAZER VE GELENEKSEL YÖNTEM
İLE HAZIRLANMIŞ SINIF V KAVİTELERDE
UYGULANAN FARKLI ADEZİV
SİSTEMLERİN MİKROSİZİNTİ AÇISINDAN
İNCELENMESİ**

GİZEM GÜDER

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Haluk Emre ÖZEL

KOCAELİ – 2016

ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

.....

(İmza)

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Gizem GÜDER'in hazırladığı "Er:YAG Lazer ve Geleneksel Yöntem ile Hazırlanmış Sınıf V Kavitelere Uygulanan Farklı Adeziv Sistemlerin Mikrosızıntı Açısından İncelenmesi" başlıklı tez, KOÜ Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Doç. Dr. Haluk Emre ÖZEL _____

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

.....
.....
.....
.....
.....

Tarih: .../.../201...

Bu tez KOÜDiş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun .../.../.... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Ali İhya KARAMAN

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

Bu tez çalışmasının KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eseri olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve kaynak gösterilerek tezimden yararlanılabileceğini beyan ederim.

Tarih:/.../201...

Gizem GÜDER

.....

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında, mesleki ve bilimsel olarak her zaman bilgi ve deneyimi ile bana yol gösteren; bu süreci iyi niyet, saygı ve güven ortamı içinde geçirmemi sağlayan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim, değerli hocam ve tez danışmanım Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Doç. Dr. Haluk Emre ÖZEL'e,

Tez çalışmam sırasında engin tecrübeleri, bilgileri ve önerileri ile ufkumu genişleten, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen ve daha iyi bir çalışma yapmamı sağlayan değerli hocam Okan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Arzu AYKOR'a,

Mesleğimde kendimi geliştirmem için beni yönlendiren ve aydınlatan, öğrenimim süresince pek çok konuda bana yardımcı olan, tez çalışmam esnasında önerileri ile yolumu açan değerli hocam Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Neslihan TEKÇE'ye,

Tez yazımı sırasında desteğini bir an olsun eksik etmeyen Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Sabri CORA'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca, hem klinik hem tez çalışmalarımda bana her zaman destek ve yardımcı olup çözüm ortağım olan tüm Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı çalışanları ve Araştırma Görevlisi arkadaşlarıma,

Tez çalışmam sırasında kıymetli yardımları için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarı sorumlusu

Sayın Dr. Ayşe Dina ERDİLEK'e; bana sabırla destek olup kolaylık sağlayan Sayın Doç. Dr. Safa TUNCER ve Dr. Oktay YAZICIOĞLU'na,

Tez çalışmam süresince laboratuvarlarının kapısını sonuna kadar açan Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji Malzeme Mühendisliği Bölüm Başkanı Sayın Prof. Dr. Muzaffer ZEREN'e; laboratuvarında bize eşsiz bir ev sahipliği gösterip yardımlarını esirgemeyen sayın Yrd. Doç. Dr. Rıdvan YAMANOĞLU ve Uzm. Yük. Müh. Serap GÜMÜŞ'e, inanılmaz bir özveriyle çalışmama emek veren değerli Müh. Erdiç EFENDİ'ye,

İstatistik analizlerin yapılmasında bilgisiyle ve güler yüzüyle tez çalışmama katkıda bulunan Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Canan BAYDEMİR'e,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince, derdime sevincime ortak olan, burada benim için ikinci bir aileye dönüşen, isimlerini tek tek yazamadığım için üzgün olduğum sevgili dostlarıma, fakültemizde görev yapan değerli Araştırma Görevlisi arkadaşlarıma,

Sonsuz sevgi, emek ve özveriyle beni yetiştiren, her kararımdaya arkamda olan ve bana her daim güvenen sevgili annem Aysun KAÇAR ve babam A. Şafak KAÇAR'a; varlığı neşe kaynağım olan, canımın yarısı, sevgili kardeşim Anıl Can KAÇAR'a; hayatıma girip ailemi bütünleyen, bu süreçte ve her anımda bana büyük sabır gösterip destek olan, hayat arkadaşım, sevgili eşim Arş. Gör. Dt. Zinde GÜDER'e,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Gizem GÜDER

İÇİNDEKİLER

	SAYFA
İç Kapak Sayfası	
KABUL ve ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vii
TABLolar DİZİNİ	xi
RESİMLER DİZİNİ	xii
SİMGELER, KISALTMALAR ve FORMÜLLER DİZİNİ	xv
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	3
3. GİRİŞ ve AMAÇ	5
4. GENEL BİLGİLER	7
4.1. Adezyon (Bağlanma)	7
4.2. Mineye Bağlanma	10
4.3. Dentine Bağlanma	12
4.4. Dentine Bağlanmayı Etkileyen Faktörler	14
4.5. Hibrit Tabakası	16
4.6. Adeziv Bağlanmada Dentin Dokusunun Rolü	17
4.6.1. Adeziv Bağlanmayı Güçlendirmek İçin Dentin Yüzeyinde Yapılan Uygulamalar	18
4.6.1.1. Dentin Yüzeyinin Asit ile Pürüzlendirilmesi	18
4.6.1.2. Dentin Yüzeyinin Lazer ile Pürüzlendirilmesi	19
4.7. Er:YAG Lazerin Adezyon ile İlişkisi	19
4.8. Adeziv Sistemler	21
4.8.1. Total-Etch (Etch-and-Rinse) Adeziv Sistemler	22
4.8.2. Self-Etch Adeziv Sistemler	25
4.8.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler	27
4.9. Kompozit Rezinler	28

4.9.1. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	29
4.10. Kavite Preparasyon Yöntemleri	31
4.10.1. Geleneksel Yöntem	32
4.10.2. Lazer Yöntemi	32
4.11. Lazer ile ilgili Genel Bilgiler	33
4.11.1. Lazerin Tarihçesi	33
4.11.2. Lazer Fiziği	34
4.11.3. Lazer Üretim Cihazlarının Temel Bileşenleri	40
4.11.4. Lazer Işınının Dokuyla Etkileşimi	41
4.11.5. Lazer Işınının Fotobiyolojik Etkileri	43
4.11.5.1. Lazerin Fotokimyasal Etkileri	43
4.11.5.2. Lazerin Fotomekanik ve Fotoelektrik Etkileri	44
4.11.5.3. Lazerin Fototermal Etkileri	44
4.11.6. Lazer Işığının Salınım Modları	45
4.12. Diş Hekimliğinde Kullanılan Farklı Lazer Sistemlerinin Özellikleri	47
4.12.1. CO ₂ Lazerler	47
4.12.2. Nd:YAG Lazerler	48
4.12.3. Diyet Lazerler	49
4.12.4. Argon Lazerler	49
4.12.5. Excimer (Exciplex) Lazerler	50
4.12.6. Erbiyum Lazerler	51
4.12.6.1. Erbiyum Lazerlerde Sert Doku Lazer Biyofiziği	52
4.12.6.2. Erbiyum Lazerlerin Restoratif Diş Tedavisindeki Rolü	53
4.13. Sınıf V Kaviteleler	56
4.14. Mikrosızıntı	58
4.15. Mikrosızıntı Deneyleri	59
4.16. Termosiklus Yöntemi ile Yaşlandırma	60
4.17. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri	61
5. GEREÇ ve YÖNTEM	63
5.1. Gereç	63
5.1.1. Dişlerin Saklama Öncesi Hazırlığında Kullanılan Gereçler	63
5.1.2. Kavite Hazırlığında Kullanılan Gereçler	63

5.1.2.1. Geleneksel Yöntem ile Kavite Preparasyonunda Kullanılan Gereçler	63
5.1.2.2. Er:Yag Lazer İle Kavite Preparasyonunda Kullanılan Gereçler	64
5.1.3. Restorasyon Aşamasında Kullanılan Gereçler	64
5.1.3.1. Clearfil™ SE Bond (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya)	64
5.1.3.2. Single Bond™ Universal Adeziv (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)	65
5.1.3.3. OptiBond™ All-in-One Adeziv (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD)	65
5.1.3.4. Adper™ Single Bond 2 Adeziv (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)	66
5.1.3.5. Kerr Gel Etchant (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD)	67
5.1.3.6. Filtek™ Z250 Universal Restoratif Sistem (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)	67
5.1.3.7. Elipar™ S-10 LED Polimerizasyon Cihazı (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)	68
5.1.3.8. OptiDisc® Bitirme ve Cila Sistemi (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD)	68
5.1.4. Mikrosızıntı Deneyi İçin Kullanılan Gereçler	69
5.1.5. Işık Mikroskobu Analizinde Kullanılan Gereçler	69
5.1.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizinde Kullanılan Gereçler	69
5.2. Yöntem	69
5.2.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması	69
5.2.2. Örneklerin Hazırlanması	70
5.2.2.1. Kavite Preparasyonu	70
5.2.2.2. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulanması	72
5.2.2.3. Bitirme ve Cilalama İşlemleri	75
5.2.3. Mikrosızıntı Deneyinin Uygulanması	75
5.2.3.1. Termosiklus İşleminin Uygulanması	75
5.2.3.2. Boya Penetrasyon İşleminin Uygulanması	76
5.2.4. Işık Mikroskobu İncelemesi için Örneklerin Hazırlanması	77

5.2.5. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi için Örneklerin Hazırlanması	78
5.2.6. Sonuçların İstatistiksel Analizi	80
6. BULGULAR	81
6.1. Mikrosızıntı Deneyi Bulguları	81
6.2. Işık Mikroskobu Altında Mikrosızıntı Görüntüleri	88
6.2.1. Grup 1 (Frez + Clearfil SE Bond Grubu)	88
6.2.2. Grup 2 (Lazer + Clearfil SE Bond Grubu)	89
6.2.3. Grup 3 (Frez + Single Bond Universal Grubu)	90
6.2.4. Grup 4 (Lazer + Single Bond Universal Grubu)	91
6.2.5. Grup 5 (Frez + OptiBond All-in-One Grubu)	92
6.2.6. Grup 6 (Lazer + OptiBond All-in-One Grubu)	93
6.2.7. Grup 7 (Frez + Adper Single Bond 2 Grubu)	94
6.3.8. Grup 8 (Lazer + Adper Single Bond 2 Grubu)	95
6.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri	96
6.3.1. Grup 1 (Frez + Clearfil SE Bond Grubu)	96
6.3.2. Grup 2 (Lazer + Clearfil SE Bond Grubu)	97
6.3.3. Grup 3 (Frez + Single Bond Universal Grubu)	98
6.3.4. Grup 4 (Lazer + Single Bond Universal Grubu)	99
6.3.5. Grup 5 (Frez + OptiBond All-in-One Grubu)	100
6.3.6. Grup 6 (Lazer + OptiBond All-in-One Grubu)	101
6.3.7. Grup 7 (Frez + Adper Single Bond 2 Grubu)	102
6.3.8. Grup 8 (Lazer + Adper Single Bond 2 Grubu)	103
7. TARTIŞMA	104
8. SONUÇLAR	114
9. KAYNAKLAR	116
10. ÖZGEÇMİŞ	134

TABLolar DİZİNİ

	SAYFA
Tablo 4.1: Kompozit rezinlerin sınıflandırılması	29
Tablo 5.1: Çalışma grupları	70
Tablo 5.2: Adeziv sistemlerin üretici firmaları ve kullanım yöntemleri	73
Tablo 5.3: Rezin kompozit materyalin üretici firması ve içeriği	75
Tablo 5.4: Skor tablosu	78
Tablo 6.1: Grupların okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi	81
Tablo 6.2: Grupların okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın istatistiksel olarak değerlendirilmesi	81
Tablo 6.3: Grupların servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farklılığın çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirilmesi	82
Tablo 6.4: Gruplar içerisinde okluzal ve servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı düzeylerinin dağılımı	83
Tablo 6.5: Her gruptaki restorasyonların okluzal ve servikal yüzeylerinde gözlenen mikrosızıntı düzeylerinin birbirleri ile karşılaştırılması	85
Tablo 6.6: Frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının okluzal ve servikal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi	86
Tablo 6.7: Frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın değerlendirilmesi	87
Tablo 6.8: Frez grupları ile Er:YAG lazer grupları içerisinde okluzal ve servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı düzeylerinin dağılımı	87

RESİMLER DİZİNİ

	SAYFA
Resim 5.1: Clerarfil SE Bond	64
Resim 5.2: Single Bond Universal	65
Resim 5.3: OptiBond All-in-One	66
Resim 5.4: Adper Single Bond 2	66
Resim 5.5: Kerr Gel Etchant	67
Resim 5.6: Filtek Z250 Universal Kompozit	67
Resim 5.7: Elipar S-10 LED polimerizasyon cihazı	68
Resim 5.8: OptiDisc bitirme ve cila sistemi	68
Resim 5.9: Şablon matriks bandı ve periodontal sond	71
Resim 5.10: Dişler üzerinde hazırlanmış kaviteler	71
Resim 5.11-a: Er:YAG lazer cihazı, -b: Mine ayarı, -c: Dentin ayarı	72
Resim 5.12: Örneklerin termosiklus için hazırlanması	75
Resim 5.13: Termosiklus cihazı	76
Resim 5.14: Diş yüzeylerinin oje ile kaplanması	76
Resim 5.15: Hassas kesme cihazı	77
Resim 5.16: Işık Mikroskobu	77
Resim 5.17: Zımparalama ve parlatma cihazı	78
Resim 5.18: Altın ve karbon kaplama cihazı	79
Resim 5.19: Altın ile kaplanmış örnek	79
Resim 5.20-a,-b: SEM cihazı	79
Resim 6.1: Grup 1 (Frez + CSE) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	88
Resim 6.2: Grup 1 (Frez + CSE) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	88
Resim 6.3: Grup 2 (Lazer + CSE) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	89
Resim 6.4: Grup 2 (Lazer + CSE) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	89
Resim 6.5: Grup 3 (Frez + SBU) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	90
Resim 6.6: Grup 3 (Frez + SBU) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	90
Resim 6.7: Grup 4 (Lazer + SBU) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	91
Resim 6.8: Grup 4 (Lazer + SBU) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	91

Resim 6.9: Grup 5 (Frez + OAO) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	92
Resim 6.10: Grup 5 (Frez + OAO) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	92
Resim 6.11: Grup 6 (Lazer + OAO) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	93
Resim 6.12: Grup 6 (Lazer + OAO) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	93
Resim 6.13: Grup 7 (Frez + ASB) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	94
Resim 6.14: Grup 7 (Frez + ASB) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	94
Resim 6.15: Grup 8 (Lazer + ASB) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	95
Resim 6.16: Grup 8 (Lazer + ASB) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü	95
Resim 6.17: Grup 1 (Frez + CSE) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)	96
Resim 6.18: Grup 1 (Frez + CSE) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)	96
Resim 6.19: Grup 2 (Lazer + CSE) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)	97
Resim 6.20: Grup 2 (Lazer + CSE) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)	97
Resim 6.21: Grup 3 (Frez + SBU) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)	98
Resim 6.22: Grup 3 (Frez + SBU) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)	98
Resim 6.23: Grup 4 (Lazer + SBU) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)	99
Resim 6.24: Grup 4 (Lazer + SBU) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)	99
Resim 6.25: Grup 5 (Frez + OAO) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)	100
Resim 6.26: Grup 5 (Frez + OAO) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)	100
Resim 6.27: Grup 6 (Lazer + OAO) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)	101
Resim 6.28: Grup 6 (Lazer + OAO) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)	101

Resim 6.29: Grup 7 (Frez + ASB) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)	102
Resim 6.30: Grup 7 (Frez + ASB) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)	102
Resim 6.31: Grup 8 (Lazer + ASB) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)	103
Resim 6.32: Grup 8 (Lazer + ASB) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)	103

SİMGELER KISALTMALAR VE FORMÜLLER DİZİNİ

A°:	Angstrom
°C:	Derece, Celcius
µm:	Mikrometre, mikron
µs:	Mikrosaniye
10-MDP:	10-Metakriloksesidil dihidrojen fosfat
4-MET:	4-Metakriloksietil trimellitik asit
ASB:	Adper Single Bond 2
Bis-GMA:	Bisfenol glisidil metakrilat
CO ₂ :	Karbondioksit
CSE:	Clearfil SE Bond
Er,Cr:YSGG:	Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
Er:YAG:	Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet
FDA:	Food and Drug Administration (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi)
GPDM:	Gliserol-fosfat-dimetakrilat
HEMA:	Hidroksietilmetakrilat
Hz:	Hertz
HWG:	Hollow Wave Guide (Dalga Kılavuzu)
ISO:	International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Teşkilatı)
LED:	Light Emitting Diode (Işık Yayan Diyot)
mJ:	Milijul
mm:	Milimetre
ms:	Milisaniye
MPa:	MegaPaskal
N ₂ :	Nitrojen
Nd:YAG:	Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet
nm:	Nanometre
OAO:	OptiBond All-in-One
Ort:	Ortalama

PPD:	1-phenyl-1,2-propanedione
PPRD:	Pre-Polimerize Rezin Doldurucu
PPS:	Pulse Per Second (Saniyede Atım Sayısı)
Rpm:	Revolution per minute (Dakikadaki devir sayısı)
SBU:	Single Bond Universal
SEM:	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SS:	Standart Sapma
TEG-DMA:	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA:	Ürethan dimetakrilat
VLP:	Very Long Pulse (Çok Uzun Atım)
VSP:	Very Short Pulse (Çok Kısa Atım)
W:	Watt

1. ÖZET

Er:YAG Lazer ve Geleneksel Yöntem ile Hazırlanmış Sınıf V Kavitelere Uygulanan Farklı Adeziv Sistemlerin Mikrosızıntı Açısından İncelenmesi

Bu çalışma, Er:YAG lazer veya frez ile hazırlanmış kavitelere adeziv sistem-dentin bağlantısının *in vitro* olarak mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi amacıyla yapılmıştır. Mikrosızıntı ve SEM analizleri için çürüksüz ve restorasyonsuz 40 daimi insan premolar dişi üzerinde mine ve dentin yüzey hazırlığı Er:YAG lazer (minede 400 mJ/20 Hz; dentinde 200 mJ/20 Hz) veya aeratöre takılan elmas frezler ile oluşturulmuş örnekler rastgele 8 gruba ayrılmıştır: 1.Grup: Frez + Clearfil SE Bond (Kuraray); 2.Grup: Er:YAG lazer (Syneron Dental Lasers) + Clearfil SE Bond; 3.Grup: Frez + Single Bond Universal (3M ESPE); 4.Grup: Er:YAG lazer + Single Bond Universal; 5.Grup: Frez + OptiBond All-in-One (Kerr); 6.Grup: Er:YAG lazer + OptiBond All-in-One; 7.Grup: Frez + Asit + Adper Single Bond 2 (3M ESPE); 8.Grup: Er:YAG Lazer + Asit + Adper Single Bond 2. Örnekler 5°C ve 55°C arasında 1000 termal siklus gerçekleştirmiş ve 24 saat %0,5 bazik fuksinde bekletilmiştir. Longitudinal kesit alınmış sınıf V kavitelere adeziv sistem-dentin ara yüzeyinde boya penetrasyonu, ışık mikroskobu altında iki gözlemci tarafından önceden hazırlanmış skor tablosuna göre değerlendirilmiştir. SEM analizi ile adeziv sistem-dentin ara yüzeyleri ve hibrit tabakanın yapısı incelenmiştir. Gruplarda elde edilen mikrosızıntı değerleri, Mann Whitney U Testi, Kruskal Wallis tek yönlü varyans analizi ve Dunn's Post Hoc Testi ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Kavite hazırlık yönteminin grupların mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı tespit edilmiştir ($p>0,05$). Asit ile pürüzlendirme işlemi takiben uygulanan bir total-etch adeziv olan Adper Single Bond 2, çalışmamızda servikal yüzeylerde en fazla mikrosızıntının görüldüğü adeziv sistem olmuştur. Self-etch adezivler bağlanma ve mikrosızıntı açısından daha başarılı bulunmuştur. Servikal yüzeylerdeki mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). OptiBond All-in-One self-etch adeziv sistemi servikal yüzeylerde en az mikrosızıntıya yol açmıştır. Sonuç olarak, elde edilen bulgularda Er:YAG lazerin geleneksel yöntemle alternatif bir kavite hazırlama yöntemi olarak kullanılabilceği, ancak lazer ile hazırlanan dentin

yüzeylerinde optimal adeziv bağlanmanın sağlanabilmesi için gelecek araştırmalara gereksinim olduğu belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Mikrosızıntı, Er:YAG lazer, adeziv sistemler, sınıf V kavite, SEM analizi

2. SUMMARY

Microleakage Study of Different Adhesive Systems in Class V Cavities Prepared by Er:YAG Laser and Conventional Technique

The aim of this study was to assess the adhesive systems/dentin interfaces on Er:YAG laser and bur prepared cavities by in-vitro study of microleakage and SEM analysis. The specimens were prepared on 40 permanent human premolars without caries and restorations by Er:YAG laser (enamel 400mj/20Hz, dentin 200mj/20 Hz) and diamond bur in a high-speed hand piece for microleakage test and SEM analysis and they were randomly assigned to 8 groups: Group1: Bur + Clearfil SE Bond (Kuraray); Group2: Er:YAG laser (Syneron Dental Lasers) + Clearfil SE Bond; Group3: Bur + Single Bond Universal (3M ESPE); Group4: Er:YAG laser + Single Bond Universal; Group5: Bur + OptiBond All-in-One (Kerr); Group6: Er:YAG laser + OptiBond All-in-One; Group7: Bur + Acid Etch + Adper Single Bond 2 (3M ESPE); Group8: Er:YAG Laser + Acid Etch + Adper Single Bond 2. The specimens were subjected to a thermal cycling regimen of 1000 cycles between 5°C and 55°C; then they were immersed in a solution of 0,5% basic fuchsin dye for 24 hours. The teeth/restoration interfaces in longitudinally sectioned class V cavities were assessed for dye penetration under a light microscope by two investigators with a score table prepared in advance. The dentin/adhesive interfaces were evaluated for the structure of hybrid layer by SEM analysis. Data of microleakage test were statistically analyzed by Mann Whitney U Test, Kruskal Wallis Test and Dun's Post Hoc Test. No significance ($p>0,05$) had been determined between microleakage levels in Er:YAG laser prepared cavities and bur prepared cavities. In this study, Adper Single Bond 2, a total-etch adhesive system that is used after acid etching, have shown the utmost microleakage levels on cervical surfaces of cavities. Self-etch adhesives were found to be more successful on adhesion and microleakage. The difference between microleakage levels on cervical surfaces of all groups was statistically significant ($p<0,001$). OptiBond All-in-One self-etch adhesive has shown the least microleakage levels on cervical surfaces. In conclusion, data has demonstrated that Er:YAG laser cavity preparation could be a promising

alternative to conventional bur preparation; however, further investigations are required for optimal bonding protocols on laser treated surfaces.

Key Words: Microleakage, Er:YAG laser, adhesive systems, class V cavity, SEM analysis

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz restoratif tedavi anlayışı çerçevesinde, kavite hazırlığı aşamasında lazer sistemleri kullanımının yaygınlaşarak geleneksel yöntemlere alternatif oluşturduğu görülmektedir. Gelişen lazer sistemleri sayesinde, çeşitli lazer tipleri ve enerji düzeyleri ile yapılan çalışmalarda diş sert dokuları üzerinde farklı sonuçlara ulaşıldığı bilinmektedir. Çürük doku, lazer sistemleri ile uzaklaştırıldığında mine ve dentin yüzeylerinde meydana gelen değişimlerin restorasyon aşamasında uygulanacak olan adeziv sisteminin etkinliğini değiştirebileceği belirtilmektedir (1).

Adeziv sistemler rezin restoratif materyallerin diş sert dokularına bağlanmasında kullanılmaktadır. Adeziv sistemlerin gelişim süreçlerinde ihtiyaca bağlı olarak, kimyasal yapıları, mekanizmaları, uygulama teknikleri ve klinik etkinlikleri ile ilgili değişiklikler ortaya çıkmıştır. Modern diş hekimliğinde üç veya iki aşamalı total-etch adezivler ile iki veya tek aşamalı self-etch adezivler kliniklerde yer bulmaktadır (2). Er:YAG (Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet) lazer ile yapılan kavite hazırlığı sonrası bu farklı adeziv sistemler kullanıldığında farklı sonuçlar ortaya çıktığı bildirilmektedir (3,4). Bu nedenle modern yöntemlerle hazırlanmış kavitelerin yüzeyine uygulanacak farklı adeziv sistemlerin dentin yüzeyine bağlanması konusunda daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Posterior bölgede yapılan rezin kompozit restorasyonların özellikle kole seviyesinde diş ile tam uyumlu olmaması en büyük eksikliklerden biridir. Kenar uyumundaki eksiklik sekonder çürük oluşumuna, restore edilen dişte hassasiyete, pulpa patolojisi gelişimine, kenar renklenmesine ve restorasyonda kırık oluşumuna neden olabilmektedir (5). Lazer ile hazırlanmış kavitelere mikrosızıntının değerlendirilmesi ile ilgili çeşitli çalışmalar mevcuttur (6,7). Çürük doku, lazer sistemleri ile uzaklaştırıldığında mine ve dentin yüzeylerinde meydana gelen değişimlerin yanı sıra, yeni nesil adeziv sistemlerin kullanılması da dentin-adeziv sistem bağlanmasında değişimlere yol açmaktadır (8,9). Bu sebeple lazer ile hazırlanmış ve farklı adeziv sistemler uygulanmış kavitelere yapılan rezin kompozit restorasyonların kenar uyumlarının incelenmesi ile ilgili çalışmalara gereksinim duyulmaktadır.

Er:YAG lazer ile hazırlanmış kaviteilerin yüzey morfolojilerinin, geleneksel yöntemle hazırlanan kaviteilerin yüzeylerinden oldukça farklı olduğu gözlenmiştir. Taramalı elektron mikroskobu incelemelerinde, lazer uygulanmış dentin yüzeylerinde karakteristik mikro düzensizlikler, açık dentin kanalları görülmüş ve smear tabakasının olmadığı belirlenmiştir. Bu yüzey özelliklerinin bağlanmayı olumlu etkilediği düşünülmüştür (10,11). Ancak bazı araştırmacılar ise diş yüzeylerine lazer uygulanmasının bağlanma kuvvetlerini olumsuz etkilediğini öne sürmüşlerdir (8,12,13). Er:YAG lazer ile kavite hazırlanırken hidroksiapatit kristalleri kollajen yapıya zarar vermeden uzaklaştırılmadığı için dentin adezyonunun olumsuz etkilendiği ileri sürülmektedir (9). Er:YAG lazerin kollajen ağına etkisi ile ilgili daha fazla çalışmaya gereksinim vardır. Lazer teknolojilerinin dentin dokusuna uygulanması sonrası çeşitli adeziv sistemlerin etkinliklerinin araştırıldığı *in vitro* araştırmaların sınırlı düzeyde oldukları ve var olan çalışmaların da daha çok bağlanma kuvvetlerine ilişkin oldukları görülmektedir.

Bu nedenle bu çalışma, *in vitro* olarak Er:YAG lazer ve döner aletlerle hazırlanmış kaviteelerde farklı adeziv sistemlerin dentine uygulanması sonrasında, kompozit restorasyon kenarlarının mikrosızıntı testi kullanılarak değerlendirilmesi amacı ile geliştirilmiştir. Rezin-dentin ara yüzeyinin ışık mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu kullanılarak incelenmesi planlanmıştır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Adezyon (Bağlanma)

Farklı iki materyalin molekülleri arasında oluşan ve tek bir ara yüzde toplanan çekim kuvvetleri *adezyon* veya *bağlanma* olarak tanımlanır (14–16). Bağlanmayı sağlamak üzere kullanılan materyale *adeziv*, adezivin uygulandığı yüzeylere ise *aderent* denir. Bu tanımlara göre adeziv sistemler adeziv, diş sert dokuları ise aderenttir. Adezyonun sağlanması için, iki materyalin yakın temas halinde bulunması ve buna bağlı olarak aralarında çekim oluşması gerekir (16,17).

Adezyon; mekanik, adsorbsiyon, difüzyon ve elektrostatik adezyon olmak üzere dört farklı mekanizma ile açıklanır. Mekanik adezyon, materyaller arasındaki bağlanmanın aderent yüzeylerdeki girintilerden, yani düzensiz yapılardan sağlanması olayıdır. Adsorbsiyon adezyonu, adeziv ve aderent yüzey arasında iyonik ve kovalent bağlar gibi primer veya hidrojen bağları, dipol etkileşimler ve Van der Waals etkileşimleri gibi sekonder kuvvetler sayesinde meydana gelen birleşmedir. Difüzyon adezyonu hareketli moleküller arasında gerçekleşir. Her iki aderentten gelen hareketli polimer zincir uçları diğer tarafa geçerek bağ kurarlar ve sonuç olarak ara yüzey kaybolarak iki yüzey birleşir. Elektrostatik adezyon ise iki yüzey arasındaki adeziv mekanizmanın bir parçası olarak, bir metal ile polimerin arasındaki çift katlı elektriksel tabakadır (18).

Söderholm'e göre rezin restoratif materyaller diş yapısına dört mekanizma ile adezyon sağlamaktadırlar (19). Mine ve dentinin düzensiz yüzeylerinde rezin penetrasyonu ve rezin taglarının oluşumu mekanik adezyonu sağlamaktadır. Resin monomerlerinin mekanik ve kimyasal olarak diş yüzeyi üzerindeki maddelere çökmesiyle difüzyon adezyonu oluşmaktadır. Diş sert dokusunun inorganik hidroksiapatit yapısına veya başlıca Tip I kollajenin oluşturduğu organik yapısına kimyasal bağlanma ile adsorbsiyon adezyonu meydana gelmektedir. Mekanik, difüzyon ve adsorbsiyon adezyonlarının kombinasyonu ise dördüncü mekanizmayı açıklar (18,19).

Adezyon; fiziksel, kimyasal ya da mekanik bağlanma tipinde görülebilir. Fiziksel bağlanma, güçsüz Van der Waals etkileşimleriyle meydana gelen elektrostatik kuvvetler ile oluşan zayıf bir bağlanmadır. Kimyasal bağlanma, yüksek yoğunluklu maddelerde sağlanması zor olan fakat esasen atomlar arasındaki adeziv etkileşimlerle meydana geldiği için güçlü bir bağlanma şeklidir. Mekanik bağlanma ise materyallerin düzensiz yüzey özellikleri yardımıyla birbirleri içerisine geçerek oluşturdukları, en uygun ve en etkin bağlanma şeklidir (20). Mekanik bağlanma adezyonun en yaygın şeklidir. Dental materyallerin mekanik adezyonu sağlamasında pek çok mekanizma mevcuttur ve adezivin aderent yüzeyler üzerindeki düzensizlikler içine yayılarak bir kilitlenme meydana getirmesi bu mekanizmaların temel özellikleridir (21). Amalgamın hazırlanan kavitelerdeki tutucu alanlara bağlanması, monomerlerin asitlenmiş minedeki pürüzlü bölgelere tutunması gibi pek çok durum mekanik kilitlenmeye örnek gösterilebilir (22). Mikro mekanik adezyonda rezinin dentin içerisine penetrasyonu iki şekilde değerlendirilmektedir. Rezin monomerlerin dentin tübüleri içerisine infiltrasyonu ile mikrotag'lar oluşurken kollajenler arası boşluklar içerisindeki kilitlenme nanotag'lar ile ifade edilmektedir. En iyi bağlanma, nanotag'ların oluşturduğu mikro mekanik adezyon olarak değerlendirilmektedir (7). Diş sert dokularına bağlanma, temelde mekanik adezyon mekanizmasıyla açıklanmaktadır. Van Meerbeek ve ark.'nın son çalışmaları esnasında dokulardaki kalsiyumun kullanılan resin monomere kimyasal olarak bağlandığının gösterilmesi ile diğer adezyon mekanizmalarının da bu işlemde rol oynadığı düşüncesi ispat edilmiştir (23).

Başarılı bir bağlanma için, adeziv ve aderent yüzeyler arasında tam bir temas sağlanmalıdır ve adezyon türüne bağlı olmaksızın sağlanması gereken belli şartlar vardır. Aderent yüzeyler üzerinde artık materyal bulunmaması bu koşulların başında yer alır. Van der Waals kuvvetlerinin oluşabilmesi için adeziv ile aderent ara yüzeyinin 3-4 Å kadar sıkı bir kontak mesafesinde olması gerekir. Herhangi bir artık bileşenin bulunması, bu bağlanmayı engeller ve adezyon olumsuz yönde etkilenir. Adezivin yüzey enerjisi, bağlanılmak istenen diş sert doku yapılarının yüzey enerjisinden daha düşük olmak zorundadır (16,18,24). Adezivin yüzey gerilim değeri, aderentin kritik yüzey gerilim değerine eşit veya daha az olmalıdır. Dental dokuların kritik yüzey gerilim değeri 30-40 dynes/cm arasındadır ve bu değer kalıtım, hijyen, beslenme gibi

etkenlere bağlı olarak bu aralıktaki değişim gösterir. Adeziv materyallerin yüzey gerilim değeri de bu değer göz önünde bulundurularak yaklaşık 20-30 dynes/cm arasında olmalıdır. Adezivin yüzey gerilimi düşükse değme açısı da bir o kadar azalır ve daha kuvvetli bir adezyon sağlanır (16,18). Diş dokusunun yüzeyinde bulunabilecek plak, diş taşı, tükürük, kan, enzimatik bileşikler ve yiyecek artıkları gibi eklentiler ve kullanılan hava spreyinde kalan artık su moleküllerinin varlığı kritik yüzey gerilim değerini düşürerek adezyonu olumsuz yönde etkiler (18). Diş yüzeyinde morfolojik olarak bulunan ve kavite hazırlanırken kullanılan aletlerin oluşturduğu yüzeysel düzensizlikler değme açısını düşürerek adezyonda olumlu rol oynar. Bu durum aynı zamanda adeziv ile temas eden yüzey alanını arttırarak mekaniksel adezyonu da kuvvetlendirir (18).

Bağlanmayı sağlamak üzere kullanılan materyal ile bağlanılmak istenen yüzeyin ilişkisini belirleyen etkenler değerlendirildiğinde mineye adezyon sağlamanın dentine göre daha kolay olduğu bildirilmektedir. Minenin inorganik yapısının önemli bir yüzdesi serbest yüzey enerjisi yüksek olan hidroksiapatitten oluşmaktadır. Dentin dokusunun inorganik yapısı hidroksiapatit, organik yapısı ise esas olarak kollajenden meydana gelmektedir ve serbest yüzey enerjisi mineye göre daha düşüktür. Dişlerin dış yüzeyi tükürük pelikülü ile kaplandığı için serbest yüzey enerjisi düşmektedir. Kavite preparasyonu esnasında ortaya çıkan smear tabakası da serbest yüzey enerjisinin düşmesine neden olmaktadır. Adeziv ajanların kullanımı öncesinde diş yüzeyinin temizlenmesi ve pürüzlendirilmesi, bağlanılmak istenen diş yüzeyinin serbest yüzey enerjisinin düşmesine yol açan ve bağlanmayı olumsuz etkileyen tüm bu etkenleri ortamdaki uzaklaştırmak için gerekli görülmüştür (25).

1955 yılında Buonocore (26), adeziv diş hekimliğinin önünü açarak, rezin materyalin mineye bağlanmasını sağlamak için yüzeyin asit ile pürüzlendirilmesi tekniğini ileri sürmüştür. 1962 yılında ise Dr. R. Bowen, kompozit rezinleri tanıtarak mine ve dentin dokusuna bağlanma özellikleri ile birlikte mikro mekanik retansiyon kavramını ortaya çıkarmış ve bu durum diş restorasyonlarının daha az dental doku kaybı ile daha iyi bağlanmasını ve estetik görünümde olmasını kolaylaştırmıştır (27-29). Böylece geleneksel olarak kabul edilen ve amalgam materyali için kavitede mekanik tutuculuk sağlamak amacı ile Black tarafından 1917 yılında ortaya konmuş olan

“koruma için genişletme” prensibi ortadan kaldırılarak bunun yerine daha az doku kaybı ile çalışılabilen adeziv preparasyon tekniklerine yön verilmiş ve bu yeni yaklaşım sayesinde **adeziv diş hekimliği** kavramı ortaya çıkmıştır (15,16,30,31).

Adeziv restorasyonlar, zayıflamış diş dokusuna bağlanarak uygulandıkları diş güçlendirirler ve fonksiyonel streslerin diş daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını sağlarlar. Bununla beraber pulpal patoloji gelişimine neden olabilen mikrosızıntıyı minimum düzeye indirip marjinal renklenme ve kırıkları, post operatif hassasiyeti ve sekonder çürükleri azaltırlar (5,30,32,33). Restoratif materyal ile diş dokusu arasındaki adezyonun kalitesi restorasyonun devamlılığı açısından büyük önem taşımaktadır (34). Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan restoratif materyallerin son yıllarda önemli ölçüde geliştirilmesi adeziv restorasyon uygulamalarında başarı oranını yükseltmiştir (16,35).

Mine ve dentin yapı ve içerik bakımından farklılık gösterdiğinden bu iki diş sert dokusuna bağlanma özellikleri de farklılık göstermektedir.

4.2. Mineye Bağlanma

İnsan vücudundaki en sert kristalize yapı olan mine, ağırlıkça yaklaşık, %1-4 su, %1-2 organik yapı ve %94-98 inorganik materyalden oluşur (15). Knob Hardness değeri çelik ile neredeyse aynıdır ve 343 olarak ölçülmüştür. Dentinde ise bu değer ancak 68'dir. Su içeriğinin az olması mineye adezyonu kolaylaştırır. Az miktardaki suyun sadece ¼'ü organik bileşenler arasında serbestken geri kalan kısmı inorganik kristallere bağlı şekilde bulunur (36). Adeziv diş hekimliğinde rezin esaslı restoratif materyallerin mineye bağlanması oldukça önemlidir (15,24).

Mine dokusuna mikro mekanik bağlanmanın gerçekleşebilmesi için yapılması gereken ilk işlem pürüzlendirmedir. Preparasyon yapılmamış mine yüzeyleri üzerindeki organik pelikülün temizlenmesi veya preparasyon yapılmış mine yüzeyleri üzerinde oluşan smear tabakasının uzaklaştırılması mine pürüzlendirmesinin temel amacıdır. Mineral yapı kısmen çözünerek rezin restoratif materyallerin infiltre olabileceği retantif

alanlar oluşurken yüzey alanı 10-20 kat arttırılmaktadır. Asitle pürüzlendirme işlemi sonrasında minenin serbest yüzey enerjisi 28 dynes/cm'den 72 dynes/cm'ye yükselmektedir. Yaklaşık iki buçuk kat yükselmiş yüzey enerjisine ve ıslanabilirliğe sahip mine dokusunun yüzeyinde oluşan mikroporözitelere adeziv materyaller daha kolay akabilmektedir (37,38). Mine üzerinde oluşan mikroporöz alanlara infiltre olarak polimerize olan rezin materyaller mikro mekanik bağlanmayı gerçekleştirir (15,39,40). Mine yüzeyinde üç tip mikro morfolojik pürüzlenme görülür. Tip I pürüzlenme modelinde mine prizmalarının merkezinde çözünme meydana gelir ve **“bal peteği görünümü”** adı verilen tipik yapı oluşur. Tip II pürüzlenme modelinde mine prizmalarının periferlerinin çözünmesinden kaynaklanan merkezlerinin sağlam kaldığı bir yapı açığa çıkmaktadır. Tip III pürüzlenme modeli ise daha az belirgindir ve mine prizmalarına rastlanılmayan düzensiz bir yapı oluşmaktadır (41).

Minenin asitlenmesi ile birlikte mine yüzeyinden 10 µm kalınlığında doku uzaklaştırılmakta ve yüzeyden 25-75 µm derinliğinde mikroporöz bir alan oluşturulmaktadır. Böylelikle rezin materyaller oluşan mikroporözitelere infiltre olmakta ve mikro mekanik adezyon oluşmaktadır. Resin bağlayıcı ajanların mine yüzeyindeki poröz alanlara akarak bu alanlarda uzantılar oluşturmaları **“rezin tag oluşumu”** olarak tanımlanmaktadır (37,38). Resin bağlayıcı ajanlar mine yapısındaki interprizmatik alanlara dolarak **makrotagları** veya mine prizmalarının ucundaki hidroksiapatit kristallerinin çözünmesiyle oluşan çukurcuklara ağ biçiminde yayılarak **mikrotagları** oluşturmaktadırlar. Mikrotaglar sayıca daha fazla olmakla birlikte daha geniş bir alana yayılarak mikro mekanik adezyonda ve bağlanma direnci üzerinde daha önemli etkiye sahiptirler. Çalışmalarda 10-30 µm'lik tag uzunluğunun iyi bir adezyon sağlanması için yeterli olduğu ortaya konmuş, daha uzun tagların kırılabildiği belirtilmiştir. Restorasyonların uzun dönem başarısı için mineye bağlanmanın büyük önem taşıdığı ifade edilmektedir (42).

Mine yüzeyi üzerinde yapılan preparasyonun niteliği ve minenin kimyasal yapısı kadar mineyi pürüzlendirmek için kullanılan asidin türü, konsantrasyonu ve uygulama süresi de yüzeyde meydana gelecek değişimi etkilemektedir (24). Araştırmacılar mine pürüzlendirilmesinde maleik asit (%10), sitrik asit (%10), oksalik asit (%1,6-3,5), nitrik

asit (%2,5) ve nitrik N-fenilglisin (NPG) (%2,5) gibi çeşitli ajanları fosforik aside alternatif olabilmesi açısından değerlendirmişlerdir (30,43,44). Ancak fosforik asit kullanılarak yapılan pürüzlendirmede mine yüzeyinde daha derin demineralizasyon etkisi elde edildiğinden, fosforik asit diğer asitlere göre daha fazla tercih edilmektedir. Retief (45) ,Simonsen (46) , Meola (47) , Eidelman (48) , Gardner (49) gibi araştırmacılar minede asit uygulamasını farklı konsantrasyonlarda ve sürelerde deneyerek uygulanabilecek ideal asit konsantrasyonunu ve süresini belirlemek üzere çalışmalarda bulunmuşlardır. Branström ve Triolo ise bu süreyi ve konsantrasyonu azaltmaya yönelik araştırmalar yapmışlardır (24,38). Gwinnett ve Buonocore'un ileri sürdüğü ortalama asit konsantrasyonu % 30-40 arasındadır ve zamanla araştırmacılar tarafından da bu konsantrasyonda asit uygulamasının minede iyi bir adezyon için gereken yeterli miktar olduğu belirtilmiştir (18). Gilpatric ve ark. asit uygulama süresi açısından bağlanma dayanıklılığını artırarak mikrosızıntıyı en aza indirmek için yaptıkları çalışmalarında ideal sürenin 15 ile 60 saniye arasında olduğunu bildirmişlerdir (46).

İlk olarak Buonocore, rezin materyalin 30 saniye boyunca %85 konsantrasyonda ortofosforik asit uygulanmış mine yüzeyine bağlanabildiğini belirtmiştir (26). Araştırmalar sonucu, günümüzde mine yüzeyine 15-30 sn %37'lik fosforik asit uygulanması ile yüzeydeki prizmatik yapı pürüzlendirilerek hem yüzey enerjisinin hem de yüzey alanının artırılması sağlanmaktadır. Mikroporöz yüzey içine penetre olan adeziv ajan polimerizasyondan sonra 20-30 MPa tutuculuk sağlamaktadır. Bu değer, kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesinin oluşturduğu 7 MPa'lık gerilim değerinin karşılanması için yeterlidir (50). Minenin asitlenerek pürüzlendirilmesi sonucu polimerizasyon büzülmesi ile restorasyon kenarlarında büzülmeye bağlı meydana gelebilecek açıklık engellenerek, retansiyon ve kenar uyumunun arttığı ve buna bağlı olarak kenar sızıntısının azaldığı bildirilmektedir (24,42).

4.3. Dentine Bağlanma

Dentin dokusu ağırlıkça %70 inorganik kısımdan (hidroksiapatit), %12 sudan ve %18 organik kısımdan (Tip I Kollajen) oluşur; hacimce ise bu oranlar %50 inorganik

kısım, %25 su ve %25 organik kısım olarak dağılım göstermektedir. Dentin yapılarının hacimsel oranlarının adezyon açısından daha önemli olduğu ifade edilmektedir. Bu oranların peritübüler ve intertübüler dentin bölgelerinde farklılık göstermesi nedeni ile dentin, mineden farklı olarak heterojen yapıya sahip bir doku olarak tanımlanır. Ayrıca kanalları içerisinde Tomes fibrilleri adı verilen odontoblastik uzantılar bulundurarak pulpa ile doğrudan etkileşim halinde olan dentin dokusu, mineden farklı olarak kendi savunma mekanizmalarını geliştirebilen canlı ve dinamik bir dokudur (24).

Mine dokusu ile kıyaslandığında inorganik kısımda ihtiva ettiği apatit kristalleri minedeki kristallerden daha küçüktür ve mineye göre karbonat içeriği yüksek, kalsiyum oranı ise daha azdır. İnorganik içeriğin boyut ve oranlarındaki bu farklılıklar nedeniyle dentin yüzeyi iyon değişimlerine daha elverişli, daha aktif bir yüzey özelliği kazanmıştır.

Dentin dokusunun organik içeriği yüksek oranda Tip I kollajen ve sudan meydana gelmektedir. Kollajen fibriller doku içerisinde demetler halinde; dentin yüzeyine paralel, kanallara dik ya da geniş açılı olacak şekilde birbirleriyle anastomoz yaparak dağılım gösterirler (16,51–53). Dentin dokusu mine-dentin sınırından pulpaya kadar uzanan tübüler bir sisteme sahiptir. Dentin kanalları düz bir boru şeklinde uzanmak yerine yan dallar vererek oluşturdukları küçük kanalcıklarla birbirleriyle iletişim halinde seyrederek (52,54). Bu dentin kanallarının yoğunluğu, pulpa sınırına yaklaşıldıkça artacak şekilde, dokudaki derinliğine bağlı olarak farklılık göstermektedir.

Dentin yapısını oluşturan tübüler sistem, pulpal basınca bağlı olarak dışarı ya da içeri doğru hareketlilik gösteren dentin sıvısı ile doludur. Dokunun organik içeriğindeki suyun büyük kısmı dentin kanalları içerisinde bulunduğu için dentin içindeki su oranı da derinliğe bağlı olarak değişmektedir. Bu nedenle yüzeyel dentinde su miktarı en düşük iken derin dentinde en yüksek seviyededir. Pulpaya yakın bölgede 2,5 µm çapında ve milimetrekarede 45.000 olan kanal sayısı mine-dentin sınırında 0,8 µm çapında 20.000 kanala düşmektedir (55–57). Dentin kanalları peritübüler dentin olarak isimlendirilen hipermineralize dentin ile kaplıdır. Kanallar arasında kollajenden zengin, mineral içeriğinden fakir dentin yapısı ise intertübüler dentin olarak adlandırılır. Dentin

dokusunun organik ve inorganik bileşenlerinin yüzdeleri kişiye, yaşa, dentindeki lokalizasyona ve dış etkenlere göre değişim göstermektedir.

4.4. Dentine Bağlanmayı Etkileyen Faktörler

Dentine bağlanmayı negatif yönde etkileyen en belirgin özellikleri dokunun karmaşık histolojik yapısı ve sıvı içeriğinin fazla olmasıdır (56,58,59). Dentinin yapısal olarak organik içeriği yüksek, odotoplastik uzantılar barındıran, dentin sıvısı ile dolu bir tübüler sistemden oluşması ve kavite preparasyonu sonucunda tübüllerin yüzeyinde smear tabakasının görülmesi, dentine bağlanmayı zorlaştıran temel etkenlerdendir (25,60). Başka bir etken ise dentinin protein içeriğinin fazla olması kritik yüzey gerilimini düşürerek ıslanabilirliği ve adezyonu olumsuz etkilemektedir (18,28,30,61). Kanalların sayı ve çaplarının dentinin derinliklerinde farklılık göstermesi gibi peritübüler dentin alanı da pulpa odasına yaklaştıkça artarken, intertübüler dentin alanı azalmaktadır (24,37). Adeziv sistemler intertübüler dentine daha kuvvetli bağlandığı için azalan intertübüler dentin dokusuna bağlı olarak derin dentinde adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılığı düşüş göstermektedir (16).

Dentin kanalları içerisindeki dentin sıvısı 25-30 mm/Hg intrapulpal basınca sahiptir ve kanal ağızları mine ile örtülü olduğu sürece dışarı doğru bir sıvı hareketi olmazken kavite preparasyonu ile kanal ağızları açığa çıktığında pulpadan dışarı doğru devamlı bir sıvı akışı meydana gelmektedir. Bu sıvı basıncı yüzeyin sürekli nemlenmesine sebep olarak hidrofobik rezinin dentine adezyonunu negatif etkilerken aynı zamanda rezinin dentin kanalları içerisine penetre olmasını da engellemektedir (57,62). Kanallar içerisindeki sıvı dentinin su içeriğinin önemli bir kısmını oluştururken derin dentinde mevcut olan kanalların çapı yüzeyel dentindekilere göre daha geniş olduğundan bu lokalizasyondaki nem oranı yüzeyel dentinden daha fazladır (24,55). Bu durum önceleri dentine adezyon sağlamada engel teşkil ederken yakın dönemde ileri sürülen *wet-bonding* ajanları ile nemli yüzeye bağlanma sorunu ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır ancak dentin yüzeyinin nem oranının ne kadar olması gerektiğinin kesin olarak tespit edilememesi halen problem yaratmaktadır (55).

Dentin dokusunun içeriğinin ve yapısının, fizyolojik ve patolojik değişikliklere bağlı olarak farklılaşabildiği gözlenmektedir. Dışarıdan bakıldığında sert, parlak ve koyu renkte görülen *sklerotik dentin*, yaşlanmaya veya yavaş gelişen çürüklere bağlı olarak gelişebilmekte; dentin kanallarının whitlockite kristalleri ile kapanması sonucu hipermineralize dentin meydana gelebilmektedir. Çürük, atrizyon, travma ya da operatif işlemlere tepki olarak pulpa tarafında *tersiyer ya da tamir dentini* oluşabilmektedir. Bu gibi farklı dentin yapılarının normal dentin ile kıyaslandığında bağlayıcı sistemlerin adezyonunu olumsuz yönde etkilediği belirtilmektedir (24,51). Sklerotik dentine bağlanma kuvveti, normal dentinle karşılaştırıldığında %30 daha düşük bulunmuştur. (63) Dişlerin servikal bölgelerinde mine kalınlığı azaldığı için bu bölgede tübül yoğunluğunun azalarak peritübüler dentin miktarının arttığı gözlemlenmiştir. Odontoblastlar servikal bölgelerde dentini apatit kristalleri ile örtterek tübülleri daraltıp dış etkenlere ve aside dirençli sklerotik yapıyı oluştururlar (64). Servikal bölgede rezin monomerlerin dentin içerisine akışı sınırlanıp hibrit tabakası incelendiği için bağlanma dayanımı ve adezyonun niteliği düşmektedir (18,38). Total-etch ve self-etch sistemlerin sağlam ve sklerotik dentin yüzeylerine bağlanma değerlerinin karşılaştırıldığı *in vitro* bir çalışmada, her iki sisteminde sklerotik dentine bağlanma değerinde %25 azalma olduğu tespit edilmiştir (65). Başka bir çalışmada ise sağlam dentine bağlanma değerleri 22-30 MPa arasında iken sklerotik dentinde bu değerler 16-19 MPa arasında ölçülmüştür (66).

Smear tabakasının varlığı dentine bağlanmayı etkileyecek en önemli faktörlerdendir. *Smear tabakası* döner aletler ya da el aletleri ile yapılan kavite preparasyonu sonucunda diş sert dokuları üzerinde biriken ve yapısında inorganik ve organik dental yapılar, kan hücreleri, bakteri ve tükürük oluşumları bulunduran debris tabakası olarak ifade edilebilir (24,37,58). Smear tabakasının yapısal özellikleri, muhteviyatı ve kalınlığı kavite hazırlığında kullanılan aletin cinsi, kavitenin dezenfeksiyonu ve kaldırılan dentin dokusu ile bağlantılıdır (24,56,59,67). Smear tabakanın içeriği uzaklaştırılan dentin yapısının içeriğini bünyesinde barındırır. Preparasyon yüzeyel dentinde yapıldığında smear tabakasının içeriği yoğunlukla intertübüler dentinin içeriğini yansıtırken, pulpaya yakın yüzeylerde smear tabakası daha fazla organik içerik göstermektedir. Aynı şekilde çürük dokunun kaldırılması

sırasında oluşan smear tabakasının ise bakterilerin proteolitik enzim aktiviteleri ile denatüre ettiği kollajeni içerdiği belirtilmektedir (51,54). Taramalı elektron mikroskobu incelemelerinde smear tabakasının 0,5-5 µm aralığında bir kalınlığı olduğu ve çapı 0,05-0,1 µm arasında değişen partiküllerin birleşiminden meydana geldiği kaydedilmiştir. Smear tabakasının dentin kanalları içine uzantılar yapması ile 1-10 µm derinliğinde smear tıkaçları oluşup kanal ağzları tıkanmaktadır (24,38). Smear tabakası difüzyon bariyeri işlevi görerek dentinin permeabilitesini %86 oranında düşürmektedir (18,24,56). Mekanik olarak uzaklaştırılması mümkün olmamasına rağmen asit uygulaması ile kolayca ortadan kaldırılabilir (37).

Smear tabakası dentine bağlanmayı zayıflatarak etkin bir adezyonun sağlanmasına engel olabilir. Bu nedenle adeziv ajanlar kullanılacak ise smear tabakasına iki farklı yaklaşım öngörülmektedir. Birinci prensip total-etch sistemler ile smear tabakasının tamamen ortamdaki uzaklaştırılmasıdır. İkinci prensip ise self-etch sistemler kullanılarak smear tabakasından infiltre olabilen ajanlar ile hibrit tabakasının içine katılmasıdır. İki yöntem de başarılı bulunmuştur (24). Smear tabakası oluşumu nedeniyle geçirgenliği azalmış dentin yüzeyinin asit uygulaması sonucu permeabilitesinde %90 oranında artış tespit edilmektedir (24,38). Ancak yapılan çalışmalarda smear tabakasının kaldırılmasının dentin kanalı ağzlarının yeniden açılmasına sebep olduğu ve bu nedenle bakteriyel kontaminasyonu ve post-operatif hassasiyeti arttırdığı rapor edilmiştir (24). Son dönemde smear tabakasını tamamen ortadan kaldıran yöntemler yerine bu tabakayı modifiye ederek bağlanma sağlayan self-etch sistemler daha çok tercih edilmektedirler.

4.5. Hibrit Tabakası

Dentin yüzeyine asit uygulanarak smear tabakası ortamdaki uzaklaştırılır ve demineralizasyon etkisiyle peritübüler dentin ortadan kaldırılırken intertübüler dentinde kollajen fibrillerle birlikte mikroporöz alanlar açığa çıkarılır. Dentin kanal ağzları huni şeklinde açılarak rezin monomerlerin infiltrasyonu kolaylaşır (16). Akışkan rezin monomerler bu bölgelere penetre olup demineralizasyon sonucu kaybolan hidroksiapatit kristallerinin meydana getirdiği mikroporöz alanları doldurarak kollajen ağı sarılırlar.

Polimerizasyonun sağlanması ile 1-5 µm kalınlığında, rezinle güçlendirilmiş, aside dirençli, dentin kollajeni ile mikro mekanik bağlanma gösteren adeziv rezinin oluşturduğu *hibrit tabakası* meydana gelir (24,53). Dental dokunun organik bileşenleri ile adeziv ajanın bir araya gelerek meydana getirdiği bu tabakanın oluşum süreci *hibridizasyon* olarak adlandırılır (53,68). Hibrit tabakasının elastisite modülü rezin kompozitler ile dentin dokusu arasında kalan orta bir derecededir. Bu elastik bölge, bağlantı yüzeyinde rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin sebep olduğu gerilimi kompanse ederek bağlantının korunmasını ve marjinal bütünlüğün kalıcılığını sağlamaktadır (69–71). Hibrit tabakasının kalınlığı ile dentine bağlanma değerleri korele edildiğinde, bu tabakanın kalınlığının bağlanma değerleri ile ilişkili olmadığı tespit edilmiş ve önemli olan kriterin hibrit tabakasının kalitesi olduğu bildirilmiştir (72,73).

4.6. Adeziv Bağlanmada Dentin Dokusunun Rolü

Dentinin karmaşık histolojik yapısına rağmen araştırmacılar bu dokuda da mineye benzer güçlü bir bağlanma oluşturabilmek için çalışmalarını sürdürmektedir. Dentindeki kanalların çapı, yoğunluğu, peritübüler ve intertübüler dentinin oranı veya sklerotik alanların varlığı dentine bağlanma üzerinde etkili olmaktadır (16).

Rezin bağlayıcı ajanlar, yüksek oranda organik içeriğe sahip dentin dokusuna mine dokusundan farklı bir bağlanma gösterirler. Mineral içeriği düşük, dinamik bir doku olan dentinin sürekli nemli olması da adezyon açısından sorun teşkil etmektedir (74). Dentine bağlanması istenen materyalin dentin kanallarına penetre olabilmesi ve nemli yüzeyde tutunabilmesi gerekmektedir. Rezin materyallerin dentin kanalları içine penetre olabilmesi için kavite preparasyonu sonucu oluşan smear tabakası kullanılan bağlayıcı sistemler tarafından ortamdan uzaklaştırılmalı veya modifiye edilmelidir (75).

Dentinin demineralizasyonunu, kollajen ağın açığa çıkmasını ve smear tabakasının uzaklaştırılmasını sağlamak üzere birçok bağlayıcı sistem içeriğinde asit bulundurmaktadır (76). Hidrofobik rezinlerin nemli dentin içerisindeki mikro porozitelere infiltre olabilmesini sağlamak amacıyla primerler, hidroksietilmetakrilat

gibi hidrofilik monomer ve çözücüler içerirler (68). Bu sayede kompozit restorasyon ile dentin arasında, tübüllerin ve intertübüler dentinin arasına girmiş rezinden oluşan ve bağlanmayı sağlayan hibrit tabakası meydana gelir (77).

4.6.1. Adeziv Bağlanmayı Güçlendirmek için Dentin Yüzeyinde Yapılan Uygulamalar

Kullanılan frez tipinin kavite hazırlığı sırasında dentin dokusunun kimyasal ve fiziksel özelliklerini farklılaştırdığı belirlenmiştir. Kavite preparasyonu sonrasında değişik tip ve yapıda oluşabilen smear tabakasının, dentin dokusuna bağlanmaya etki ettiği bildirilmektedir (78). Elmas frezlerin oluşturduğu smear tabakası karbit frezlere göre daha kalındır ve dentin dokusunda düzensizliğe sebep olur (79). Oluşan düzensizlik adezivlerin dentine bağlanmasını negatif yönde etkiler.

Ultrasonik cihazlar ve Er:YAG lazer ile açılan kavitelerdeki adeziv bağlantı değerlerinin elmas frez ile açılan kavitelerdeki bağlantı değerlerinden daha düşük olduğu tespit edilmiştir (80).

4.6.1.1. Dentin Yüzeyinin Asit ile Pürüzlendirilmesi

Adeziv ile dentin dokusu arasında oluşması istenen kuvvetli bağlanmanın smear tabakası varlığında olumsuz etkilendiği gözlemlenmiştir (81). Kuvvetli bir bağlanma sağlamak için total-etch tekniğinde dentin yüzeyine asit uygulanarak smear tabakası ortamdaki tamamen uzaklaştırılmaktadır (81). Bu sırada intertübüler dentin yüzeyinde demineralizasyon görülür ve rezin monomerler intertübüler hidroksiapatitin uzaklaştırılmasıyla kollajen ağı çevresinde açığa çıkan mikroporoz alanlara dolarak tutuculuğu artırırlar (81).

Total-etch sistemlerde asit ayrı bir basamak olarak uygulanırken primer ve adezivin birlikte olduğu tekniğe iki aşamalı; primer ve adezivin ayrı olarak uygulandığı tekniğe üç aşamalı sistem adı verilir (82).

4.6.1.2. Dentin Yüzeyinin Lazer ile Pürüzlendirilmesi

Dental dokuların inorganik kısmında bulunan hidroksiapatit kristallerinin merkezindeki hidroksil grupları ile organik kısmında bulunan su molekülleri lazerin etkisiyle hızla buharlaşmaya çalışarak küçük patlamalar meydana getirerek *dental ablasyon* gözlenmesine zemin hazırlar (83). Su molekülleri aracılığıyla oluşan patlayıcı ablasyon neticesinde yüzeyde 1-10 µm seviyesinde girintiler oluşur (84). Dentinin lazer kullanılarak pürüzlendirilmesinde ablasyon oluşumu sonucu bağlanmaya olumsuz yönde etki eden mikro kraterler oluşur (53,85,86).

4.7. Er:YAG Lazerin Adezyon ile İlişkisi

Temel olarak, Er:YAG irradyasyonu ile mine ve dentin uzaklaştırılması mekanizması, sert dokular içinde mevcut bulunan suyun ani genişmesi sonucu yüzeysel patlamalar oluşturmasına dayanır. İrradyasyon sırasında su molekülleri ani ısınmaya ve buharlaşmaya neden olan radyasyonu absorbe ederler. Sonuç olarak, şiddetli fakat kontrollü bir patlamayla dental doku bileşenlerinin saçılmasına yol açabilecek bir basınç meydana gelir (87).

Adeziv diş hekimliğinde lazer kullanımının, daha konservatif bir kavite dizaynı oluşturulabilmesi, antibakteriyel aktivitesi olduğu iddiası ve mine çözünürlüğünü düşürerek sekonder çürük oluşumunu engellemesi gibi birçok avantajı olduğu bilinmektedir (88,89). Ayrıca titreşim yaratmaması ve daha az ağrı duyusuna sebep olarak lokal anestezi ihtiyacını azaltması hastalar için de daha fazla konfor sunmaktadır (90,91). Ancak döner aletler ile kıyaslandığında kavite preparasyonu süreci iki katına çıkmaktadır (12,18,91). Yakın dönemde yapılan bir çalışmada 700 mJ enerji kullanılarak yapılan kavite preparasyonunda sürenin azaltıldığı bildirilmiştir (92). Fakat bu kadar yüksek bir enerji ile çalışılmasının dental sert dokularda geri dönüşümsüz kimyasal ve fiziksel değişimlere yol açabileceği ve hatta pulpaya zarar verebileceği unutulmamalıdır (93,94).

Lazer irradyasyonunda kullanılan parametrelere bakılmaksızın, erbiyum lazerler ile çürük dentinin uzaklaştırılmasının etkinliği sorgulanmaktadır. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizleri lazer ile açılmış bir kavitede derinlemesine fazla prepare edilmiş ve geniş yetersiz prepare edilmiş alanların birlikte gelişigüzel biçimde gözlenebildiğini ortaya koymuştur. Optimum irradyasyon için kontaklız modda çalışılması önerilmektedir fakat bu durum dokunma duyusunun kaybına sebep olduğu için çürük uzaklaştırma işleminin kontrolünü daha da zorlaştırmaktadır (18). Lazer ablasyonu sonrası geride kalan düzensiz dentin yüzeyi, normal bir sondla dokunularak yüzeyin çürük açısından doğru bir biçimde kontrol edilebilmesini de engellemektedir (18,95). Buna rağmen, bazı çalışmalar görerek ya da dokunarak veya çürük indikatörü ile boyayarak çürüğün uzaklaştırılmasındaki kusursuzluğu değerlendirmiş ve kalan dentin dokusunun sertlik derecesini sağlam dentine yakın bir değerde bulmuşlardır (12,90,96). Histolojik çalışmalarda da frez ile temizlenen geleneksel kavitelerle Er:YAG lazer ile oluşturulmuş kavitelerdeki bakteri uzaklaştırma derecesi eşit bulunmuştur (12). Ancak Er:YAG lazer çürük dokusu için seçici bir özelliğe sahip değildir (93).

Er:YAG lazer irradyasyonu ile hazırlanan kavite yüzeylerinde smear tabakasının bulunmaması adeziv uygulaması öncesinde mine ve dentin yüzeylerine asitleme yapılmasına gerek kalmayacağı düşüncesini beraberinde getirmiştir. Geleneksel olarak prepare edilen kavitelerde ise oluşan smear tabakası lazer uygulaması ile ortadan kaldırılabilmektedir (77,97). Ancak hibrit tabakasının oluşumuna zemin hazırlayan kollajen ağı dentin yüzeyinde açığa çıkmasını sağlamak için asit uygulaması mutlaka gereklidir (98).

Er:YAG lazerin termal etkisinin preparasyon sonucunda bağlanma dayanımı değerlerinin düşük olmasında rol oynadığı düşünülmektedir. Isı yüzünden meydana gelen vitrifikasyon nedeniyle diş yüzeylerinin kalitesi değişerek başarılı bir bağlanma engellenebilmektedir (98). Lazer irradyasyonuna uğrayan bölgenin altındaki dentinde yoğun ve hızlı bir ısı artışı meydana gelirken dentinin düşük termal iletkenlik katsayısına bağlı olarak ısı limitli bir alanda hapsolür ve bu olayı soğuma fazında gerçekleşen hızlı büzülme takip eder. Dentin apatitinin yeniden kristalleşmesi sonucu

vitrifikasyon meydana gelir. Dentinin alt tabakalarında bu ısı değişimi nedeniyle yüksek internal gerilim oluşmakta ve lazer ile muamele gören diş sert dokularında bu nedenle mikro çatlaklar oluşabilmektedir (99,100).

Özellikle adeziv sistem uygulamaları açısından, kavite hazırlığı sonrası diş yüzeyinde smear tabakasının oluşmaması lazer kullanımının avantajı olarak gösterilmektedir (10,100,101). Er:YAG lazer ile çürük uzaklaştırıldıktan sonra total-etch veya self-etch adezivler kullanıldığında daha yüksek bağlanma kuvvetleri rapor eden çalışmalar (102) olduğu gibi geleneksel frez ile oluşturulmuş kavitelere göre daha düşük bağlanma kuvveti gösterdiğini belirten araştırmacılar da mevcuttur (14,103,104). Bu düşük sonuçlar, lazer ablasyonu sırasında yüzey altında oluşan mikroçatlakların dentin dokusunu koheziv başarısızlığa daha yatkın bir hale getirmesiyle ilişkilendirilmektedir (104). Bu duruma ek olarak, lazerle işlem görmüş dentinde organik matriks kimyasının ve yapısının değişerek geçirgenliğin azaldığı, adeziv infiltrasyonunun zorlaştığı ve kollajen yıkımının arttığı rapor edilmiştir (94,105). Böylece, diş yapıları aside dayanıklı bir hale gelip oluşan bu yeni yapı bağlanmayı olumsuz etkileyebilmektedir (106,107).

4.8. Adeziv Sistemler

Adeziv restorasyonların uzun dönem başarısı için rezin materyal ile diş dokuları arasında etkili ve dayanıklı bir bağlanma sağlanmalıdır. Uzun yıllardır klinik olarak kolay uygulanabildiği gibi diş dokularına kuvvetli bağlanarak iç ve dış streslere karşı koyabilecek adeziv sistemlere ulaşmak için araştırmalar yapılmaktadır.

Günümüz adeziv diş hekimliğinde, kompozit rezinler altında restorasyonların tutuculuğunu arttırmak ve polimerizasyon büzülmesi sonucu ortaya çıkabilecek mikrosızıntıyı önlemek amacıyla dentin adeziv sistemler uygulanmaktadır (108).

Tüm adeziv materyallerin mine ve dentine tutunmasındaki temel mekanizma mikro mekanik bağlanma olduğundan (16,18,24,30) adeziv sistemlerin etki mekanizmaları göz önüne alınarak yapılan sınıflandırmalar son yıllarda daha objektif

bir yaklaşım olarak kabul görmektedir (16,18,30). Buna göre modern dental adeziv sistemlerini üç başlık altında incelemek mümkündür (24,30).

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

Mine ve dentinin birlikte, farklı sürelerde asit ile pürüzlendirilmesi tekniği *total-etch* terimi ile ifade edilmektedir. Total-etch tekniğinde asit ile pürüzlendirme işlemini mutlaka yıkama aşaması takip etmektedir. Bu nedenle total-etch sistemi aynı zamanda *etch-and-rinse (asitle ve yıka)* sistemi olarak da adlandırılmaktadır (58,109,110).

Total-etch sistemler klinik uygulamadaki aşamalarına göre 2 basamaklı veya 3 basamaklı sistemler olarak sınıflandırılmaktadır. 3 basamaklı sistemlerde asit ile pürüzlendirme birinci basamağı, primer uygulaması ikinci basamağı, adeziv rezinin uygulanması ise üçüncü basamağı oluşturur. İki basamaklı sistemlerde birinci basamaktaki asit işlemi sabittir. Ancak ikinci basamakta, tek bir şişede birleştirilmiş ve *one-bottle* sistemi adını almış primer ve adeziv rezin aynı anda diş yüzeyine uygulanmaktadır. Total-etch tekniğinde yalnızca primer ve adezivin bir araya gelerek oluşturduğu one-bottle terimi, self-etch tekniğinde asit-primer-adezivin birleştiği tek aşamalı uygulamaya sahip *all-in-one* sistemler ile kavramsal açıdan karıştırılabilmektedir (58).

Uygulama aşamaları ve kimyasal bileşenleri farklılık göstermesine rağmen 2 ve 3 basamaklı total-etch sistemlerin adezyon mekanizmaları aynıdır. Temel bağlanma mekanizmaları adeziv rezinin asit ile açığa çıkarılan kollajen ağı içine maksimum yayılması ve polimerizasyonu takiben güçlü bir hibrit tabaka sayesinde mikro mekanik kenetlenmenin sağlanmasıdır. Resin monomerlerin fonksiyonel gruplarının hidroksiapatitten asit yardımıyla arındırılmış kollajen yapısına afinitesinin düşük olması sebebiyle aralarında kimyasal bağlanma oluşması pek mümkün değildir (33,58).

Total-etch sistemlerin ilk basamağını oluşturan asit ile pürüzlendirme işlemi sayesinde smear tabakası ortamdan uzaklaştırılırken dentin yüzeyinde 3-5 µm derinliğinde demineralizasyon sağlanmaktadır. Hipermineralize peritübüler dentin

tamamen çözüldüğü için dentin kanal ağızları huni şeklinde açılır. İntertübüler dentinde meydana gelen demineralizasyon ile hidroksiapatit kristalleri kaybolarak çevresinde mikroporöz bir alan ile kollajen ağı açığa çıkarılır. Asit uygulamasını takiben çökelmiş kalsiyum fosfat ve silika mikropartikülleri gibi kalıntıların uzaklaştırılması için dentin yüzeyi güzelce yıkanır ve hava spreyi kullanılarak hafifçe kurutulur. Bu kurutma işleminin kuvvetli bir şekilde yapılması ise asit uygulanımı sonrası açığa çıkan desteksiz kollajen ağının çökmesine neden olmaktadır (58).

Üç basamaklı total-etch sistemlerin ikinci basamağı bağlanmayı arttırıcı primer uygulamasıdır. Primer uygulamasının temel amacı açığa çıkan desteksiz kollajen ağınının yeterince nemli kalmasını sağlayarak çökmesini önlemek ve kalan su moleküllerinin uzaklaştırılmasını sağlayarak dentini adeziv rezinin infiltrasyonuna hazılamaktır. Primer solüsyonları bünyelerinde düşük molekül ağırlıklı ve hidrofilik bir monomer olan hidroksietilmetakrilat (HEMA) bulundurarak adeziv rezinin kollajen ağına penetre olabilmelerini sağlarlar (57,58). Adeziv rezinin uygulanması sistemin üçüncü basamağını oluşturmaktadır. Adeziv rezinler çözücü içermeyen, dolduruculu veya doldurucusuz, hidrofobik yapılardır. Adeziv rezinin temel görevi primer ile desteklenmiş kollajen ağı içerisine penetre olarak polimerizasyonu takiben kuvvetli bir hibrit tabakası oluşturup mikro mekanik bağlanmayı sağlamaktır (57,58).

İki basamaklı total-etch sistemlerin ilk basamağı olan asitle pürüzlendirme uygulandıktan sonra ikinci basamakta tek şişede birleştirilmiş primer ve adeziv ajanın uygulaması yapılmaktadır. One-bottle adeziv sistemler hidrofilik ve hidrofobik rezinleri su, etanol ya da aseton gibi bir çözücü ortam içerisinde bir arada barındırır ve bağlanma mekanizmaları üç basamaklı sistemler ile aynıdır (58).

Yapılan araştırmalar total-etch sistemlerin hem dentin hem de mine dokusu için yüksek bağlanma değerleri gösterdiğini bildirmiştir. Ancak üç basamaklı sistemin iki basamaklı olana göre daha iyi bir performans sergilediği belirlenmiş ve bunun sebebi olarak iki basamaklı sistemin teknik hassasiyetinin daha fazla olması öne sürülmüştür. İki ve üç aşamalı sistemlerle yapılmış restorasyonların yaşlandırılması sonrası yapılan dayanıklılık testlerinde üç basamaklı sistemlerin bağlanma kuvvetleri daha üstün

bulunmuştur. Klinik uygulamalarının uzun sürmesi ve teknik hassasiyet gerektirmelerine rağmen üç aşamalı total-etch sistemler *altın standart* olarak gösterilmektedir (58).

Total-etch sistemlerin en büyük dezavantajı asitleme ve yıkama aşamalarının teknik hassasiyetinin getirdiği yüksek hata potansiyelidir. Asitleme işlemi takip eden yıkama prosedürüyle çözünen mineraller uzaklaştırılıp desteksiz kollajen ağı su molekülleri içinde asılı kalmaktadır. Mine dokusuna güçlü bir adezyon sağlanabilmesi için tamamen kuru bir yüzey gerekirken açığa çıkarılmış olan kollajen ağın çökmesini engellemek için dentin dokusunun mutlaka nemli kalması gerekmektedir. Bu sorunu çözebilmek için adeziv sistem primeri uygulamasında iki farklı yöntem ileri sürülmüştür (33,58).

Bunlardan ilki olan *kuru bağlanma (dry bonding)* tekniğinde asitleme işlemi takiben dentin yüzeyi hava spreyi yardımıyla kurutulmakta ve çöken kollajen ağının yeniden açılmasını sağlayacak su bazlı bir primer kullanılarak adezyon sağlanmaktadır. İkinci bir yöntem olarak *nemli bağlanma (wet bonding)* tekniğinde, asitlemeyi takiben dentin yüzeyi hafifçe kurutularak kollajen ağın çökmesini engellemek üzere nemli bırakılmakta ve dentin içerisindeki su molekülleriyle yer değiştirebilen etanol veya aseton gibi çözücüler içeren bir primer ajan kullanılmaktadır. Bu çözücü ajanlar su molekülleri ile yer değiştirerek beraberlerinde HEMA gibi hidrofilik molekülleri kollajen ağı içerisine taşırlar. Hava ile kurutma işlemi tekrarlanarak kalan fazla su molekülleriyle birlikte bu çözücüler de ortamdan uzaklaştırılıp dokudaki primer monomerlerin yoğunluğu artırılır ve ardından uygulanan adeziv rezin bu monomerlerle kolayca bağlanarak kuvvetli bir hibrit tabakası oluşturabilir. Ancak nemli bağlanma tekniği uygulanırken dentin yüzeyinde bırakılan su moleküllerinin ne kadarının primer içerisindeki çözücü ile yer değiştirebildiği kesin olarak hesaplanamayacağından, standardizasyonu sağlamak için daha az teknik hassasiyet gerektiren ve bağlanma etkinliği açısından bir fark göstermeyen kuru bağlanma yönteminin tercih edilebileceği bildirilmektedir (58).

4.8.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

İçeriğinde asidik monomer bulundurarak ayrıca bir asitleme ve yıkanma aşaması gerektirmeyen, mineyi ve dentini aynı anda pürüzlendirerek primer uygulama işlemini gerçekleştiren adeziv sistemlere *self-etch (kendiliğinden asitli) sistem* adı verilmektedir (58,59). Klinik uygulamalarına göre iki veya tek aşamalı olarak sınıflandırılırlar. İki aşamalı sistemlerde, asidik monomer içeren hidrofilik primerin uygulanması ile tamamlanan birinci basamağı, hidrofobik adeziv rezin monomerlerinin uygulandığı ikinci basamak takip etmektedir. Asidik monomer, primer ve adeziv rezinin bir arada bulunduğu ve tek aşamada uygulandığı sistemler ise *all-in-one sistem* olarak adlandırılmaktadırlar (58).

Self-etch adeziv sistemler pH derecelerine göre hafif ($\text{pH} \geq 2$), kuvvetli ($\text{pH} \leq 1$) ve orta kuvvetli ($\text{pH} \sim 1,5$) olmak üzere üç alt gruba ayrılmaktadırlar (58):

Hafif self-etch adezivler dentinde hidroksiapatit kristallerinin tamamen çözünmediği ve bir miktarının kollajen ağa yapışık kaldığı yalnızca 1 μm derinliğinde yüzeysel bir demineralizasyon meydana getirirler. Bu demineralizasyon miktarı submikron düzeyinde bir hibrit tabakası oluşması için yeterli pürüzlülüğü sağlamaktadır (58). 4-Metakriloksietil trimellitik asit (4-MET) gibi karboksilik asit esaslı monomerler ve phenyl-P ve 10-Metakriloiloksesil dihidrojen fosfat (10-MDP) gibi fosfat esaslı monomerler submikron hibrit tabakası içinde çözünmeden kalan hidroksiapatitin yapısındaki kalsiyuma kimyasal olarak bağlanma potansiyeline sahiptirler. Hafif self-etch adezivler dentin yüzeyinde rezin uzantıları ve kalın bir hibrit tabakası oluşturmamalarına rağmen hidroksiapatit molekülleriyle kurdukları kimyasal bağlanma sayesinde yüksek bağlanma kuvveti ortaya koyarlar (58). Akut kopma streslerine mikro mekanik adezyonun karşı koyduğu; kenar sızıntısının azaltılması veya önlenmesiyle adeziv bağlanmanın uzun ömürlü olmasını ise kimyasal bağlanmanın sağladığı bildirilmektedir (58). Fonksiyonel monomerler hidroksiapatit ile bağlanıp hidrofilik bir ortamda uzun süre bozulmadan kalabilen kalsiyum-karboksilat ya da kalsiyum-fosfat bileşiklerini oluşturarak etrafını sardıkları kollajeni hidrolize karşı koruyarak

bağlanmanın devamlılığını sağlarlar. Ancak hafif self-etch adezivlerin mineye bağlanma kuvvetlerinin zayıf olması en büyük dezavantajlarıdır (33).

Kuvvetli self-etch adeziv uygulanmış dentinde, total-etch sistemde kullanılan fosforik asidin yarattığı gibi derin bir demineralizasyon etkisi, buna bağlı olarak hidroksiapatitten tamamen arınmış 2-3 µm kalınlığında bir hibrit tabakası ve kanallar içinde rezin uzantıları oluşumu gözlemlenmektedir. pH değeri 1 civarında olan adezivlerin meydana getirdiği bağlanmada tübül duvarında ve lateral duvarlarda, hibridizasyon görüntülerine (halı kılı) daha sık rastlanır. Kuvvetli self-etch adezivlerin dentine bağlanma değerleri düşük; mikrotensil bağlanma dayanımı testlerinde deney öncesi başarısızlık oranları ise oldukça yüksektir (33).

Orta kuvvetli self-etch adezivler üstte tamamen demineralize altta kısmen demineralize görünümde iki katlı bir hibrit tabaka yapısı ile hafif ve kuvvetli self-etch adezivler arasında morfolojik özellikler gösterirler. Orta kuvvetli self-etch adezivlerde ise hibrit tabaka en fazla 1µm derinliğe ulaşır hidroksiapatit içermektedir. Hibrit tabakadan altındaki etkilenmiş dentine kademeli bir geçiş gözlenir. Hafif self-etch adezivlerden daha asidik bir pH değerine sahip olduklarından mine ve dentini daha fazla pürüzlendirerek mikro mekanik olarak daha güçlü bağlanırlar. Hibrit tabakada çözünmeden kalan hidroksiapatit kristalleri ise hafif self-etch adezivlerde olduğu gibi kimyasal bağlanma için reseptör görevi görmeye devam eder (33,58).

Self-etch sistemlerin bağlanma başarıları ve total-etch sistemlere göre olan üstünlükleri araştırmacılar tarafından incelenmiştir. Özellikle hafif self-etch adezivlerde mineye bağlanma zayıf iken dentine bağlanmada yeterli kuvvet sağlanabilmektedir. Bağlanmayı arttırabilmek için minede beveling işlemi uygulanarak aprizmatik minenin kaldırılmasıyla veya sadece mine yüzeyinin fosforik asit ile pürüzlendirilmesi (selektif-etching) ile self-etch adezivlerin mineye olan bağlantılarını arttırmak mümkün olmaktadır. İki aşamalı self-etch adezivlerin normal dentine ya da pürüzlendirilmiş mineye olan bağlanmaları başarılı iken işlem görmemiş mineye ya da sklerotik dentine olan bağlanmalarının yeterli olmadığı rapor edilmektedir (59). Self-etch adezivlerin

başarı oranları ihtiva ettikleri monomerlerin asiditeleri, hidrolitik stabiliteleri ve kimyasal bağlanma kapasitelerine bağlıdır (58).

Self-etch adezivler, smear tabakasını tamamen ortadan kaldırabilme özelliğine sahip değildirler. Smear tabakası uzaklaşmadığı ve dentin kanal ağızlarındaki smear tıkaçları tamamen kaldırılmadığı için dentin sıvısı yüzeye daha az miktarda ulaşarak adezyonu daha az etkiler ve post-operatif hassasiyet olasılığını azaltır. Tek aşamalı self-etch adezivler yüksek hidrofilik özellikleri nedeni ile dentin yüzeyine uygulandıktan sonra geçirgen bir membran gibi davranarak adeziv tabakaya su geçişine izin verirler. Kullanımı en kolay adeziv sistem olmasına rağmen iki aşamalı self-etch veya total-etch sistemlere göre daha düşük bağlanma değerlerine sahiptirler (58).

Universal Adezivler: Total-etch ve self-etch sistemler günümüzde hekimler tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır. Uygulanacak adeziv sistemin kullanım yöntemini hazırlanan kaviteye özgü olarak belirlerken tek bir adeziv ajandan faydalanabilmek hekimlerin avantajına olacaktır. Bu amaçla *multi-mode*, *çok amaçlı* veya *universal* olarak adlandırılan; hem total veya selektif total-etch hem de self-etch sistem olarak kullanılabilen adezivler geliştirilmiştir (111,112). Literatürde bu üniversal adezivlerin klinik performanslarıyla ilgili çalışma az olmakla beraber Barutçugil ve ark.'nın çalışmasına göre total-etch tekniği ile kullanıldıklarında universal adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları artış göstermektedir ve her iki yöntemle de kullanılacak bu sistemlerin total-etch olarak kullanılması önerilmiştir (113).

4.8.3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler

Cam iyonomerler herhangi bir işlem yapılmamış diş dokusuna kendi kendine tutunabilme özelliğindedir. Yapılarında bulunan polialkenoik asit smear tabakasını uzaklaştırmakta ve kollajen fibrilleri 0,5-1 µm derinliğe kadar açığa çıkarmaktadır. Cam iyonomer materyali hibridizasyon prensipleri ile diş yüzeyine mikro mekanik olarak bağlanma sağlamaktadır. Buna ek olarak polialkenoik asit içerisindeki karboksil grupları hidroksiapatitin yapısında bulunan kalsiyum iyonları ile kimyasal bağlanma da oluşturmaktadır. Cam iyonomerler içerisindeki polimer gruplarının yüksek moleküler

ağırlıklı olmaları, dentin dokusuna infiltrasyon yeteneklerini azaltarak yüzeysel bir hibrit tabakası oluşmasına yol açmaktadır (82).

4.9. Kompozit Rezinler

Dental kompozitlerin formülasyonları kullanım amaçlarına göre değişmekle birlikte temelde aynıdır. Kompozit materyaller genelde dimetakrilat bazlı bir organik polimer matriks, tipik olarak radyopak camlardan oluşan doldurucu inorganik partiküller, bu partiküller ile matriksin bağlanmasını sağlamak için bulunan ara bağlayıcı silan ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatıp ilerletecek kimyasal maddelerin birleşiminden oluşur (114).

Dental kompozitlerde organik matrikste baskın baz monomer olarak bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) kullanılmaktadır. Ancak yüksek viskozitesi nedeniyle trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), ürethan dimetakrilat (UDMA) gibi diğer dimetakrilat monomerleri ile birlikte bulunmaktadır (115,116). Günümüzde kullanılmakta olan birçok kompozit rezinin organik matriksini Bis-GMA ile daha düşük viskoziteye sahip, kuvvetli bağlanma sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA oluşturmaktadır (117).

Kompozit rezinlerin inorganik matriksini ise, çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi doldurucu partiküller oluşturur (16). Kompozit rezine, stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum radyoopasite kazandırırken silika partikülleri mekanik özelliklerini güçlendirir ve mineye benzer bir transparanlık kazandırır. Silikanın kristalin formunun sert olması kompozit rezinin bitirme ve cila işlemlerini zorlaştırdığı için günümüzde non-kristalin formu kullanılarak üretim yapılmaktadır (118). Silisyum hidrojenli bileşikler kompozit rezinlerde organik polimer matriks ile inorganik faz arasındaki ara bağlayıcı olarak görev alır ve silan olarak adlandırılırlar (117).

Farklı polimerizasyon yöntemleri araştırılmış olmakla birlikte çoğu kompozit materyal ışık ile sertleşmektedir. Bazı kompozit materyaller yalnızca ışık ile aktive olan kimyasallar içerirken bazı kompozit materyaller kimyasal sertleşen bir bileşene de sahip olup *dual-cure (ikili polimerizasyon)* kompozitler olarak adlandırılırlar. Işıkla aktive olan sistemlerde en yaygın olarak aromatik bir tersiyer aminle hızlandırılan kamforokinon bulunmaktadır (119). Kamforokinona alternatif olarak daha az sarı olan ve rengini koruma potansiyeli daha yüksek olan PPD (1-phenyl-1,2-propanedione), Lucirin TPO (monoacylphosphine oxide) ve Irgacure 819 (bisacylphosphine oxide) gibi fotoinisiyatörler de kompozit materyal formüllerinde bulunabilmektedir (116,120,121).

4.9.1. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne ve bu partiküllerin ağırlıkça ya da hacimsel olarak yüzdesine; viskozitelerine veya polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılabilirler (16).

Tablo 4.1: Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

	Kompozit Rezin	Partikül Boyutu	Partikül% (ağırlıkça)
<i>İnorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelerine göre</i>	Megafil	50-100 µm	
	Makrofil	10-100 µm	% 70-80
	Midifil	1-10 µm	% 70-80
	Minifil	0,1-1 µm	% 75-85
	Mikrofil	0,01-0,1 µm	% 35-60
	Hibrit	0,04-1 µm	% 75-80
	Nanofil	0,005-0,01 µm	% 72-87
<i>Viskozitelerine göre</i>	Kondanse olabilen kompozitler (Condansable, Packable)		
	Akışkan kompozit rezinler (Flowable)		
<i>Polimerizasyon Yöntemlerine göre</i>	Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler (Chemical-cure) (Self-cure)		
	Işık ile polimerize olan kompozitler (Light-cure)		
	Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olabilen kompozitler (Dual-cure)		

Kompozit materyaller özellikle partikül boyutlarına bağlı olarak alt sınıflara ayrılmaktadır. Geleneksel kompozit materyallerde doldurucu partiküllerin boyutu yaklaşık 50 µm'dir. Bu makrofil materyaller çok dirençli olmalarına rağmen cilalanmaları ve yüzey pürüzsüzlüklerini korumaları oldukça güçtür. Estetik özelliklerin uzun dönem muhafazası için partiküllerinin mikroskobik boyutlarda olmasına ithafta bulunarak isimlendirilen mikrofil kompozitler piyasaya sürülmüştür. Gerçekte bu materyallerin içerisinde bulunan amorf küresel silika doldurucuların çapı ortalama 40 nm olduğu için doğru adlandırılışları nanokompozit olmalıdır ancak o dönemde "nano" kavramı henüz pek tanınmamaktadır. Mikrofil kompozitlerin düşük doldurucu içeriği, matris içerisinde eklenen yüksek yoğunluklu pre-polimerize rezin doldurucu (PPRD) eklenerek tamamlanabilmektedir. Mikrofil kompozitler çok iyi cilalanabilir olmalarına rağmen düşük doldurucu oranları nedeniyle dirençsiz yapıdadırlar. Yeterli fiziksel dirence sahip fakat aynı zamanda estetik ve cilalanabilirlik açısından gelişmiş bir kompozit arayışı devam etmiştir. Bu sebeple geleneksel kompozitlerin doldurucu partikülleri daha da ufaltılarak küçük partiküllü hibrit kompozitler üretilmiştir. Daha sonra, ortalama doldurucu çapı 1 µm'den büyük olup aynı zamanda 40 nm boyutlarında silika doldurucular da içermekte olan bu kompozitler midifil olarak sınıflandırılmıştır. Teknolojinin ilerlemesiyle partikül çapı mikron altı düzeye indirilmiş ve ortalama 0,4 ile 1,0 µm boyutları arasında doldurucu içeren minifil kompozitler geliştirilmiştir (122). Nitekim daha sonraları mikrohibrit kompozitler olarak adlandırılmıştır. Mekanik olarak dirençli oldukları gibi cilalanabilirliklerinin de yüksek olması nedeniyle hem posterior hem anterior bölgede kullanılabilen mikrohibrit materyaller universal kompozit olarak düşünülmüştür. Yakın dönemde ise sadece nano-boyutlu partiküller içeren nanofil kompozitler geliştirilmiştir. Birçok üretici mikrohibrit formüllerine daha fazla nano-partikül ve mikrofillerdeki gibi PPRD ekleyerek nanohibrit kompozit grubunu oluşturmuşlardır. Genel olarak nanohibrit kompozitleri mikrohibritlerden ayırmak zordur. Nanohibrit ve mikrohibrit kompozitlerin esneme dayanımı ve modülü gibi özellikleri benzer olmakla birlikte mikrofillerden üstündür (123). Nanohibritlerin yapısında bulunan PPRD nedeniyle bazı özelliklerinin mikrohibritlere göre çok az aşağıda kalabileceği öne sürülmektedir (124). Ancak yapılan 2 ve 4 yıl takip süreli klinik çalışmalarda benzer kusursuz sonuçlar elde edilmiştir (125,126).

Kullanılan inorganik doldurucu boyutunu, şeklini ve kompozisyonunu geliştirebilmek için kapsamlı elektro-mikroskobik ve elemental analizler yapılmaktadır (127). Günümüzde doldurucu inorganik faz için yeni fikirler nano boyutlu materyaller ve organik-inorganik hibrit doldurucular üzerine odaklanmaktadır (114). Yıllar önce organik modifiye seramikler (ORMOCER) geliştirilmiş ve piyasaya sunulmuştur (128). Ancak azalmış polimerizasyon büzülmesi veya büzülme stresi gösteren yeni kompozit monomerleri üzerine çalışmalar ağırlık kazanmış ve epoksi bazlı siloran sistemi (Filtek Silorane LS-3M ESPE, St. Paul. MN, ABD) piyasaya sürülmüştür. Oksiran halkasının açılması ile gelişen epoksit sertleşme reaksiyonuna bağlı olarak tipik dimetakrilat bazlı rezinlerden daha az polimerizasyon büzülmesi göstermiş ve iyi mekanik özellikler sergilemiştir (129–131). Kompozit rezinlerde ulaşılmak istenen yeni akım ise içerisinde adeziv monomerleri bulunan self-adeziv akışkan kompozitlerin geliştirilmesidir. Akışkan kompozitler doldurucu oranı düşürülerek veya surfaktan gibi akışkanlığı arttıran modifiye edici ajanlar eklenerek viskozitesi düşürülmüş materyallerdir. İnorganik doldurucu oranının düşürülmesi mekanik özellikleri olumsuz etkilerken polimerizasyon büzülmesini arttırdığı için tercih edilmemelidir (132). Daha yoğun kıvamdaki kondanse olabilen kompozitler ise toplam doldurucu yüzdeleri arttırılarak değil, inorganik doldurucu büyüklüklerinin dağılımındaki modifikasyonlar sayesinde veya fiber gibi farklı tipteki partiküllerin eklenmesi ile elde edilmektedirler (116,133).

4.10. Kavite Preparasyon Yöntemleri

Herhangi bir sebeple doku kaybına uğramış dişlerin form, fonksiyon ve estetiğini yeniden kazandıracak restorasyonların uygulanabilmesi için diş yüzeyinde yapılan mekanik işlemlere kavite preparasyonu denir. Frez ile preparasyon, çürük dokusu hızlı ve etkili bir şekilde uzaklaştırılabildiği için hekime kolaylık sağlayan geleneksel kavite preparasyon yöntemidir. Fakat yarattığı yüksek ses, ısı, titreşim, istenmeyen madde kaybı, çatlak oluşumu, smear oluşumu gibi negatif etkileri nedeniyle zaman içerisinde alternatif yöntemler arayışına girilmiştir. Sert doku lazerlerinin gelişimini takiben Erbiyum lazerler diş hekimliği pratiğine girmiş ve kavite preparasyonunda kullanılmaya başlanmıştır (134,135).

4.10.1. Geleneksel Yöntem

Aeratör ve mikromotor başlıklarına takılan elmas, çelik veya tungsten karbid frezler aracılığıyla diş yüzeyinde yapılan kavite hazırlığı geleneksel yöntem olarak adlandırılır. Frezlerle yapılan preparasyon sonrasında yüzeyde 1-5 µm düzeyinde smear tabakası meydana gelmektedir. Ayrıca yüksek tur hızıyla dönen bu aletlerde çalışma esnasında su soğutması yapılması gerekmektedir. Soğutma işleminin yetersiz kalması halinde pulpa dokusunda 15°C ısı artışı olabildiği belirlenmiştir. Ancak pulpada nekroza varabilecek zararın oluşması için 5,5°C'lik bir ısı değişiminin yeterli olduğu bilinmektedir (136). Araştırmacılar, su soğutması ile kavite hazırlandığında pulpa dokusuna iletilen ısı artışını 2-4°C arasında tespit etmişlerdir (96,137-139). Aletlerin devir hızı arttıkça dişe etki eden vibrasyon etkisi ve çıkardıkları sesin şiddeti de artmaktadır. Buna bağlı olarak mikro çatlaklar oluşma ihtimali arttığı gibi yüksek hızla hazırlanan kavitelerde istenenden fazla diş dokusu da kaybedilebilir (140). Hatta iyatrojenik pulpa ekspozları veya diş kesiminde yan dişe temasa bağlı olarak zedelenme oluşabilir. Hekimin pedaldan ayağını çekmesini takiben beş saniye süresince frez dönmeye devam edebileceği için hekimin geleneksel yöntemde mutlaka çok dikkatli çalışarak istenmeyen kazaları önlemesi gerekmektedir (141,142). Oluşturduğu titreşim etkisi ve ses, hastaların konforunu negatif etkilese de günümüzde en sık tercih edilen kavite preparasyon yöntemi geleneksel yöntemdir (134).

4.10.2. Lazer Yöntemi

Lazer kullanımının dişlerde kavite hazırlığı aşamasına olanak verebileceği düşüncesi başlangıçta araştırmacılar tarafından büyük ilgi görmüştür. Argon, Karbon Dioksit (CO₂), Helium-Neon (He-Ne), Neodymium Yttrium Aluminum Garnet (Nd:YAG) gibi lazerler kavite preparasyonunda denenmiş ancak ilk denemelerde diş sert dokuları üzerinde açığa çıkardıkları kontrolsüz yüksek ısı, pulpa nekrozuna ve dokular üzerinde harabiyete neden olmuştur. Hava su soğutması yeterli olmayan lazerlerin oluşturdukları yüksek ısıya bağlı olarak diş sert dokularında yanma ve erimeye neden olduğu; pulpa dokusunda ise nekroza yol açtığı bildirilmiştir. Kullanılan lazerlerin suda soğurulma katsayılarının düşük olması nedeniyle diş sert dokularında

ablasyon yapamadıkları veya yetersiz ablasyon yaptıkları tespit edilmiştir (134,143,144).

Erbiyum lazerlerin su tarafından soğurulma katsayısı diğer lazer tiplerinden yüksektir. Mine ve dentin dokularının su içeriği sayesinde bu dokular üzerinde yüzeysel etki sağlarken pulpa dokusuna ısı iletilmesine sebep olmazlar. Lazer ışığının yüksek enerjisi su molekülü tarafından soğurulup molekül içerisinde ani bir ısınma meydana gelir. Su molekülü kaynama noktasına ulaşır ve yarattığı mikro patlamalar ile çevre doku küçük parçalara ayrılarak uzaklaşır. Bu olaya ablasyon denmektedir (96,145).

Lazerin kimyasal ve ısıl etkileri sert dokuların uzaklaştırılmasında rol oynamaktadır. Kavite preparasyonu sırasında hiçbir özel kavite şekli oluşturulmasını gerektirmeden yalnızca çürük dokusunu ortamdaki uzaklaştırabildiği için geleneksel yöntemden daha konservatif bir yaklaşımdır (144,146). Bakterisid etkisi ile kullanıldığı alandaki mikroorganizmaları yok etmektedir (147). Temassız modda çalışılırken su soğutması direkt olarak lazerin uygulandığı preparasyon alanına etki edebilir. Ancak geleneksel yöntemde frezin temasıyla ısınan alan su ile anında soğutulmamaktadır (134,148).

4.11. Lazer İle İlgili Genel Bilgiler

4.11.1. Lazerin Tarihçesi

Radyasyonun Uyarılmış Salınımı ile Işığın Güçlendirilmesi anlamına gelen lazer (*laser*) kelimesi İngilizce “**L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation” kelimelerinin baş harflerinden meydana gelmektedir. 1916 yılında basılmış çalışmasında Einstein’ın kendiliğinden veya uyarılmış ışın salınımı ile ilgili teorik alt yapıyı oluşturmuş olduğu bildirilmektedir. Lazer fiziğinin temelini oluşturan uyarılmış salınım kavramını ilk olarak 1917 yılında Albert Einstein öne sürmüştür (149). Bu kelime, IADS (International American Dental Society) terimleri arasına girmiştir (150). 1960 yılında Huges Aircraft Corporation çalışanı Theodore H. Maiman ilk lazeri

keşfettiğinde buluşunu **Maser** olarak adlandırmıştır (151). Maser, lazer kelimesi gibi işleyiş prensibini özetleyen ve *Uyarılmış Işıma ile Mikrodalga Yükseltici* anlamına gelen İngilizce “**M**icrowave **A**mplification **b**y **S**timulated **E**mission of **R**adiation” kelimelerinin baş harflerinden oluşmuş bir kısaltmadır. Lazer teknolojisi tıp ve diş hekimliği alanlarında ilk kez 1964 yılında Goldman tarafından kullanılmıştır (152). Lazer gelişimi ile ilgili Nobel ödülü aynı yıl (1964) Townes, Basov ve Prokhorov isimli araştırmacılara verilmiştir.

Theodore H. Maiman tarafından üretilen ilk lazer aygıtı, 694 nm dalga boyunda ışın yayan yakut lazerdir (151). 1961 yılında, Neodymium lazer ise geliştirilen ikinci lazer olarak ortaya konmuştur (153). 1964 yılında Patel ve ark. CO₂ lazeri keşfederken Geusic ve ark. Nd:YAG lazeri geliştirmişlerdir (154). 1965 yılında Dermatolog Dr. Leon Goldman yakut lazerin ağrısız bir şekilde mine üzerinde çatlaklar oluşturabildiğini bildirmiştir (83). CO₂ lazerin ilk medikal uygulamalarından birini, Jako ile Polanyi ve ark. 1970 yılında gerçekleştirmişlerdir. 1971 yılında Hall ve ark. ile 1972 yılında Jako, hayvan deneylerinde lazere karşı gelişen doku reaksiyonunu ve yara iyileşmesini ilk kez tanımlayan araştırmacılar olmuşlardır (154). Dental dokular üzerinde yapılan tüm ilk araştırmaların yakut lazer ile yapılmasının dental lazerlerin gelişimini yavaşlatmış olabileceği savunulmaktadır (150).

Lazerlerin diş hekimliğinde kullanımı zamanla ilerlemiştir. Geleneksel yöntemde kavite preparasyonu sırasında kullanılan aeretör ve mikromotorun ortaya çıkardığı ses ve vibrasyon sonucu hastalar rahatsız olmaktadır. Lokal anestezi yardımıyla ağrı ortadan kaldırılrsa bile iğne korkusu, titreşim ve sesin verdiği rahatsızlık sürmektedir. Sayısız avantajlarından dolayı, lazerler geniş bir kullanım alanına sahiptir (11,93,155,156).

4.11.2. Lazer Fiziği

Elektromanyetik dalgalar, atomlardan farklı biçimlerde ortaya çıkan enerji türleri ve bunların yayılma şekillerine verilen isimdir. Işık, doğrusal huzmeler halinde yayılan, hem tanecik hem de dalga özelliği taşıyan elektromanyetik dalgalardan meydana

gelmektedir (83). Uzayda yayılım gösteren bir enerji türü olan elektromanyetik radyasyonun en küçük formuna foton adı verilmektedir. Kütleleri olmayan fotonlar, enerji paketleri şeklinde boşlukta ışık hızında hareket ederler. Dalga olarak yayılmalarına rağmen parçacık olarak da etkileşime girebilirler (157).

Lazer ışığının kullanım sonuçlarını belirleyen; dalga boyu, frekans, enerji yoğunluğu, güç yoğunluğu, atım süresi, uygulama süresi, spot alanı ve lazer demet profili gibi *parametreleri* mevcuttur. Bu parametrelerden herhangi birinin değişmesi, lazer uygulamasının sonuçlarını da değiştirmektedir (157).

Dalga boyu, periyodik enerji dalgalarının tekrarlanan birimleri arasında yatay düzlemde oluşan mesafedir. Yaygın olarak Yunanca “λ” harfi ile gösterilmektedir. Dalga boyu (λ), birbirini izleyen dalgaların doruk noktaları arasındaki fiziksel uzaklığın metrik sistem ile ölçülmesini ifade etmektedir ve bu ölçüm nanometre veya mikrometre cinsinden ifade edilmektedir. Işığın rengini; radyasyonun dalga boyunun spektrum içerisinde gözle görülebilir değerler ile eşleştiği nokta belirlemektedir (157).

Frekans, saniyedeki yayılım sayısını belirtir ve birimi Hertz olarak adlandırılır. Frekans veya titreşim sayısı; bir olayın birim zaman içerisinde tekrarlanma sıklığıdır ve “*f*” ile gösterilir. Birim zamanda belli bir noktadan geçen dalga sayısı olarak da tanımlanabilir. Frekans birimi, uluslararası birim sisteminde (SI) Hertz’dir (Hz). Saniyedeki atım sayısı anlamına gelen *Pulse per second (Pps)* terimi de kullanılmaktadır. Bir dalganın frekansı, dalga boyuyla ters orantılıdır; dalga boyu arttıkça frekans azalır. Dalga boyuyla frekansın çarpımı, o dalganın hızını (V) belirlemektedir ($V = f \times \lambda$) (158). Işığın boşluktaki hızı “c” ile gösterilir ve yaklaşık olarak saniyede 300.000 km’dir. Bu durumda elektromanyetik bir dalga olan lazer ışığı için $f = c/\lambda$ ifadesi uygun olmaktadır. Sinüzoidal yayılımdaki hız, frekans ve dalga boyu parametreleri fotonun yayılımını açıklamaktadır. *h* Planck sabiti olmak üzere, Foton enerjisi (E); $E = hf = hc/\lambda$ formülü ile ifade edilmektedir (158).

Enerji, belli bir zaman süresinde uygulanan güç veya gerçekleştirilen iş olarak tanımlanmaktadır. Enerji, güç ile zamanın çarpımına eşittir ve birim olarak Joules (J)

veya miliJoules (mJ) kullanılmaktadır (150,159). **Enerji yoğunluğu (fluens)**, birim alandaki enerji miktarını veya bir başka deyişle belirli bir zaman diliminde uygulanan güç yoğunluğunu ifade etmektedir. Enerji yoğunluğu mJ/cm² olarak ifade edilir (150). Enerji yoğunluğu, lazer kullanıcısı için lazerin oluşturacağı klinik etkiyi saptamakta spot çapını göz önünde bulundurma gereksinimini ortadan kaldırdığından dolayı yararlı bir parametredir. Güç yoğunluğu ve enerji yoğunluğu terimleri genel olarak **akım yoğunluğu (flux density)** olarak tanımlanıp, bunların yerine **doz** terimi de kullanılmaktadır (159).

Lazer gücü, oluşturulan enerji oranını ifade etmektedir ve 1 Watt lazer gücü 1 saniyede yayılan 1 Joule enerjiyi tanımlamaktadır (159). **Güç yoğunluğu**, birim alanda bulunan foton yoğunluğudur ve hesaplanması için ışığın uygulandığı doku üzerinde oluşturduğu daire şeklindeki spot alanının bilinmesi gereklidir. Lazer enerjisinin en yüksek olduğu spesifik dairesel alana **spot alanı** ya da odak noktası denilmektedir. Güç yoğunluğu dairenin merkezinde en yüksek iken merkezden uzaklaştıkça sifira yaklaşır (150). Lazer ortamından direkt çıkan lazer ışınının çapı geniş olduğundan, ışığın belirli bir dairesel alana odaklanmasını ve böylece gücünün artırılmasını sağlamak için bir mercek kullanılarak hedef dokuda etkili olabilecek güç yoğunluğuna ulaştırılır. Kullanılan bu mercekler lazer ışınının yönünde herhangi bir değişiklik yapmadan yalnızca spot alanını küçülterek güç yoğunluğunu artırır (150).

Atım süresi, atım genişliği ve pals aralığı, lazerin enerjisinin dokuya iletilme süresini bildirmekte kullanılan eşanlamli terimlerdir. Bu süre μ s ya da ms cinsinden ifade edilmektedir. Tek bir lazer atımının sahip olduğu en yüksek güç, maksimum atım gücü olarak tanımlanmaktadır (159).

Işığın ve tüm diğer elektromanyetik dalgaların üç temel özelliği bulunmaktadır:

- **Frekans:** Dalga boyu ile ters orantılıdır, insan gözü bu özelliği *renk* olarak algılar.
- **Şiddet:** Genlik (amplitude) olarak da adlandırılmaktadır, insan gözü tarafından *parlaklık* olarak algılanır.
- **Polarite:** Titreşim açısidir, normal şartlarda insan gözü tarafından algılanmaz (83).

Lazer ışığının elde ediliş şekli nedeniyle normal ışıktan farklı özellikleri de mevcuttur:

1. Monokromatik (Tek renkli): Lazer ışığı tek bir renk ve tek bir dalga boyuna sahiptir. Normal ışık ise bir prizma yardımı ile birbirinden ayrılması mümkün olan, görünür spektrumdaki birçok rengin birleşiminden oluşmuştur. Lazer ışığı, görünür ya da görünmez spektruma ait tek bir renkten meydana gelmiştir (83,160).

2. Kollime (Paralel): Lazer ışığı doğrusaldır. Fotonlar birbirine paralel ve dağılmadan hareket ederler. Lazer ışığının etrafa gelişi güzel dağılmaması önemli düzeyde enerjinin oldukça dar alanlarda odaklanabilmesini sağlamaktadır. Bu özelliği sayesinde başka aletlerle ulaşılamayan bölgelere ulaşabilmektedir. Diğer yandan normal bir ışık kaynağından çıkan dalgalar ışığı çeşitli doğrultularda yayar, ışık dağınık ve zayıftır (150,161,162).

3. Koherent (Eş fazlı): Işık demetini oluşturan ışık dalgaları aynı fazdadır ve birbirleri ile uyumlu şekilde hareket etmektedirler. Bir başka deyişle ışık dalgalarının tepe noktaları ve dip noktaları birbirinin aynısıdır (83,160,161).

Geleneksel enerji kaynaklarıyla tüm bu özellikler ayrı ayrı oluşturulabilirken lazer ışığı her üç özelliği de bir arada taşımaktadır. Bu üç özelliğin aynı anda meydana gelmesi için uyarılmış salınım gerçekleşmelidir. Normal ışıkta atomlar elektronlarını gelişi güzel salarlarken, uyarılmış salınımda foton salınımı düzenlidir (83,160,161).

Kuantum teorisi *uyarılmış salınım* kavramının temelini oluşturmaktadır. Kuantum teorisi, bir atomun yörüngelerinde bulunan elektronların enerji seviyeleri arasındaki sıçrayışlar olarak ifade edilebilmektedir. Uyarılmış salınım ve lazer fiziğini anlayabilmek için öncelikle atomun yapısını bilmek gerekmektedir (83,150).

Maddenin en küçük birimi atomdur. Her atomun proton adlı pozitif yüklü taneciklerden oluşan bir çekirdeği ve çekirdeğin etrafında dönen negatif yüklü elektronları vardır. Her pozitif yük çekirdekte belli uzaklıktaki bir yörüngede hareket

eden negatif bir yük ile dengelenmektedir. Elektronlar sahip oldukları enerjilere göre çekirdeğe değişik uzaklıktaki yörüngelerde hareket içindedirler. Atom bir dış etkiye uğramadıkça, elektronlar hareketlerini bu yörüngelerde sürdürürler. Elektronların çekirdeğe en yakın oldukları durum atomun en küçük enerjili olduğu durumdur ve **bazal durum (ground state)** olarak tanımlanır. Çekirdeğin çekme gücüne en iyi karşı koyabilen elektronlar çekirdeğe en uzak seviyededirler ve herhangi bir dış müdahalede ilk etkilenenler dış yörüngede olan elektronlardır (150,163).

Atomik sistem dışından enerji verildiğinde en dış yörüngedeki elektron bu enerjiyi kendisine alır ve bir üst yörüngeye çıkararak uyarılmış atom haline gelir. Uyarılmış atom kararsızdır ve kararsız atom eski enerji seviyesine dönme eğilimi içerisindedir. Elektronlar spontan olarak yüksek düzeyden eski enerji düzeyli yörüngelerine döndüklerinde, iki seviye arasındaki enerji farkı foton olarak salınmaktadır. Bu olay **kendiliğinden salınım** olarak isimlendirilir. Lazer dışındaki ışık kaynaklarının atomları, uyarılmış konumdan kararlı konuma kendiliğinden ve bir olasılık kanuna tabi olarak geçerler. Bu geçişler atomların değişik seviye çiftleri arasında olduğundan salınan fotonlar aynı frekansta olmadığı gibi fotonlar aynı anda değil de birbirlerinden bağımsız olarak düzensiz bir şekilde ve değişik yönlerde saçılırlar (83,150,160,163).

Einstein'in kuramına göre uyarılmış durumdaki atom daha önce soğurduğu düzeyde enerjiye sahip bir fotonla karşılaşır ve bunu bir uyarı olarak algılar. Kendini indükleyen foton ile aynı enerjide, aynı frekansta, aynı yönde ve aynı fazda bir foton yayınlarken kararlı olduğu enerji seviyesine geri döner. Bu durum **uyarılmış salınım** olarak tanımlanmaktadır. Uyarılmış salınımda sonuç olarak iki eş foton açığa çıkar ve bu iki eş foton daha sonra başka iki atoma çarpınca dört eş foton oluşur. Bu şekilde zincirleme olarak devam eden olaylar neticesinde aynı yönde ilerleyen, aynı frekansta, aynı fazda ve çok yüksek sayıda foton elde edilmiş olur. Ancak atomların her birinin birer fotonla çarpışması mümkün olamayacağından etkinliği artırmak için aktif madde iki aynanın arasına konular ve oluşan fotonların aynalar arasında gidip gelmeleri sağlanır. Lazer cihazlarının işleyişi temel olarak bu prensibe dayanmaktadır (150,160,162,163).

Bununla beraber, görülebilir ışık için geçerli olan bütün fizik kuralları lazer gibi tüm elektromanyetik dalgalar için de geçerlidir. Buna göre elektromanyetik dalgalar boşlukta düz bir çizgi boyunca yayılırken hızları ışık hızına eşittir ve geçtikleri ortama frekanslarıyla doğru orantılı, dalga boylarıyla ters orantılı olmak üzere enerji aktarırlar. Enerjileri; maddeyi geçerken soğurulma ve saçılma nedeniyle; boşlukta ise uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır.

İçinde X ve γ ışınları ile beraber görülebilir ışığın da bulunduğu farklı dalga boyları ve frekanslardan oluşan elektromanyetik dalgalar, elektromanyetik spektrumu oluştururlar. Bu spektrumun bir ucunda dalga boyları en büyük, enerjileri ve frekansları ise en küçük olan radyo dalgaları bulunur. Diğer ucunda ise; dalga boyları çok küçük, fakat enerji ve frekansları büyük olan X ve γ ışınları yer alır. Dalga boyu kısa olan ışıklar güçlü, uzun olanlar ise zayıf ışıklardır. Bu nedenle gama ışınları öldürücü iken, radyo dalgalarının canlılar üzerinde hiçbir etkisi bulunmamaktadır. Elektromanyetik spektrumun algılayabileceğimiz bölümü olan görünür ışık, 380-780 nm dalga boyları arasındaki spektrumun çok dar bir bölümünü oluşturur. Bununla birlikte, bilimsel terminolojide gözle görülmeyen dalga boylarına da ışık denilebilir. Normal ışık, çeşitli dalga boylarında, farklı faz ve frekansa sahip dalgalardan meydana gelmektedir. Optik frekans bölgesi; elektromanyetik spektrumun morötesi ışıkları, kızıl ötesi ışıkları ve görünür ışıkları kapsayan, yaklaşık olarak bir trilyon Hertz ile üç bin trilyon Hertz arasında yer alan bölgedir (83).

Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan lazer cihazları yaklaşık 500 nm ile 10.600 nm arasında değişen dalga boylarına sahiptirler. Bu cihazlar elektromanyetik spektrumun görünür ya da görünmez kızılötesi non-iyonize bölümlerinde bulunmakta ve termal radyasyon yayabilmektedirler (83).

4.11.3. Lazer Üretim Cihazlarının Temel Bileşenleri

Lazer temel olarak üç kısımdan oluşmaktadır:

Optik kavite (lazer kavitesi, rezonasyon tüpü), cihazın ortasında bulunan ve her iki ucunda birbirine paralel aynalar barındıran; bu sayede pompalama kaynağından gelen enerjinin git-gel hareketi yapmasını sağlayarak ışığı amplifiye eden (kuvvetlendiren) bölümdür. Aynalardan biri tam yansıtıcı, diğeri ise kısmi geçirgen (%1-20 geçirgen) özelliktedir. Aynaların paralelliği ışığın da paralel olmasını sağlarken, bu aynalardan birinin seçici geçirgenliği yeterli enerji düzeyine ulaşan ışığın optik kaviteden çıkışına izin vermektedir (163,164).

Optik kavite içerisindeki kimyasal elementler, moleküller ya da bileşiklerden oluşan bölüm **aktif ortam** olarak tanımlanmaktadır. Lazerler aktif ortamı oluşturan maddeye göre adlandırılmaktadırlar. Aktif ortam gaz, sıvı, kristal ya da katı haldeki yarı iletken bir madde olabilir. Dış hekimliğinde Argon ve CO₂ lazer olmak üzere iki gaz lazeri kullanılmaktadır. Kullanılan diğeri lazerler ise katı hal yarı iletken lazerleri olup; gallium, alüminum, indium ve arsenid ile ya da garnet kristallerinin değişik kombinasyonları olan yttrium, alüminum, scandium ve gallium ile birlikte chromium, neodimium ve erbium'un birkaç tabaka şeklinde kullanılması ile yapılırlar (83,164).

Optik kavitenin etrafında aktif ortama enerji aktaran bir güç kaynağı bulunmaktadır. Bu güç kaynağı **pompalama kaynağı** ya da **eksitasyon kaynağı** olarak isimlendirilir ve bir elektrik bobini, flaş lambası ya da diyot lazer olabilmektedir. Ancak pompalama işlemi yapan sabit bir enerji kaynağı varlığında aktif ortam içindeki atomlar dinlenme halinden uyarılmış enerji düzeyine çıkabilmektedirler (83,163).

Amplifikasyon sırasında oluşan ısının soğutulması için soğutma sistemi, odaklama için lensler ve diğeri kontrol bölümleri lazerin mekanik yapısını bütünlemektedirler (83).

Lazer cihazından çıkan lazer ışığının hedef dokuya ergonomik ve kayıpsız iletilmesini sağlayan fiziksel donanımlar *lazer iletim sistemleri* olarak adlandırılmaktadır. Lazer iletim sistemleri CO₂ lazer gibi uzun dalga boylarına sahip lazerlerde kullanılan *eklemlili kol (articulated arm)* iletim sistemi, içi yansıtıcı aynalar ile döşeli *dalga kılavuzu (hollow wave-guide)* (HWG) iletim sistemi ve *cam fiber optik* iletim sistemi olarak üçe ayrılmaktadır (83).

4.11.4. Lazer Işınının Dokuyla Etkileşimi

Lazer ışığı hedef dokunun optik özelliklerine bağlı olarak dokuda soğurulabilir (absorption), yansıtılabilir (reflection), dokular içerisinde saçılabilir (scattering) veya dokuda herhangi bir etki meydana getirmeksizin dokudan geçebilir (transmission) (83,165–167).

Soğurulma (Absorption): Lazer ile doku etkileşiminin gerekli şekilde sağlanabilmesi için, hedef dokunun lazer ışığını maksimum düzeyde soğurması gerekmektedir. Meydana gelecek etki bu şekilde kontrol edilebilmektedir. Absorbsiyon; lazer ışığının elektron enerjisinin hedef atomlar ile çarpışması ile oluşmaktadır ve ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da açıklanabilir (168).

Hedef dokunun lazer ışığını soğurması ile lazer ışığının esas etkisi ortaya çıkmaktadır. Dokunun pigmentasyon derecesi, su içeriği, kalınlığı, yüzey ıslaklığı gibi özelliklerinin yanı sıra lazerin dalga boyu ve salınım modu, kontak ya da non-kontak çalışılması, lazer ışığının doku ile yaptığı açı, doku tarafından soğurulan enerjinin miktarını belirler (166). Belirli bir dalga boyuna sahip lazer ışığını soğurma özelliğine sahip doku bileşenleri kromofor olarak adlandırılmaktadır ve ağız dokuları hemoglobin, melanin ya da diğer renk verici proteinler ile hidroksiapatit ve su gibi kromoforlardan bir ya da birkaçını içermektedirler (83,166). Su molekülleri değişik dalga boylarında değişik derecelerde soğurulma özelliğine sahiptir (83,166). Dişsel yapılar ağırlık olarak farklı miktarlarda su ihtiva etmektedirler. En az su içerenden en çok su içeren yapıya göre bir sınıflandırma yapılacak olursa mine (%2-3) dokusunu, dentin, kemik, diştaşı,

çürük ve yumuşak doku (%70) izleyecektir. Hidroksiapatit diş sert dokularının ana yapısı olup dalga boyuna bağlı olarak geniş bir soğurulma aralığına sahiptir (83).

Genellikle kısa dalga boyları (500 nm – 1.000 nm) pigmente dokular ve kan elemanları tarafından soğurulmaktadır. Argon (488-514 nm) hemoglobin tarafından soğurulur. Diyot (800-980 nm) ve Nd:YAG (1064 nm) lazerler melanine karşı yüksek bir afinite gösterirken hemoglobin ile daha az etkileşime girerler. Daha uzun dalga boyları su ve hidroksiapatit ile daha çok etkileşim içindedirler. Suyun en yüksek absorpsiyon miktarı 3.000 nm dalga boyunun biraz altındadır ve bu da Er:YAG lazerin dalga boyuna denk düşmektedir. Erbiyum hidroksiapatit tarafından da iyi soğurulur. 10.600 nm dalga boyuna sahip CO₂ lazer su tarafından iyi soğurulur ve diş dokularına en büyük afiniteye sahiptir (169). Özetle su ve hidroksiapatitin soğurma tepe noktalarının Er:YAG, Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet) ve CO₂ lazerlerin dalga boyları ile çakışmasından dolayı sert dokularda bu lazer tiplerinin kullanımı tercih edilmektedir (83,166).

Yansımaya (Reflection): Lazer ışınının hedef dokuda hiçbir etki yaratmadan geldiği yöne doğru dağılmasıdır. Gönderilen ışının yüzeye yaptığı açı veya ortamın kırıcılık indeksi, ışığın kırılma açısından daha az ise yansımaya meydana gelmektedir. Yansımaya meydana gelmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin istenilen miktarda iletilemeyeceği anlamına gelmektedir. Dentin, sement ve dişetine kıyasla mine yüzeyinden daha fazla yansımaya oluşmaktadır (170). Yansımaya miktarı non-kontak lazerlerde kontak lazerlere göre daha fazladır (161).

Geçme (Transmission): Soğurulmanın aksine, lazer ışınının dokuda hiçbir etkileşime girmeyip doğrudan iletilmesi durumudur. Bu sırada lazer ışını dokuda bir miktar değişime uğrayabilir ya da değişmeden geçebilir. Lazer ışınının dalga boyu, uygulandığı doku tarafından ne kadar az soğuruluyorsa, ışın doku içerisinde o kadar derine geçebilmektedir. Erbiyum lazerler yaklaşık 0,01 mm olan absorpsiyon derinlikleri ile genellikle dokunun üst yüzeylerinde etki göstermektedirler (170).

Saçılma (Scattering): Lazer enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sıçrayarak dağılması saçılma olarak tanımlanmaktadır. Enerjinin doku tarafından soğurulması ile saçılması ters orantılıdır. Soğurulma ne kadar fazla olursa saçılma da o kadar az gözlemlenmektedir. Lazer ışığının saçılması, oluşması amaçlanan etkisinin zayıflamasına sebep olmaktadır. Cerrahi bir uygulama sırasında lazer ışınının saçılması komşu dokulara ısı aktarımına neden olarak istenmeyen tahribata yol açabilirken kompozit rezinlerin sertleştirilmesi gibi ışının daha geniş alanlara dağılımının istendiği durumlarda ise olumlu karşılanabilmektedir (83,165). Belirli bir işlem için en uygun olan lazerin seçiminde hedef dokuda en fazla soğurulan; en az yansıma, saçılma ve geçme yapan dalga boyunun belirlenmesi gerekmektedir. Su tarafından soğurulan lazer dalga boyları (CO₂, Er:YAG lazerler) yumuşak doku cerrahisi için elverişlidir. Benzer şekilde hemoglobin tarafından soğurulanlar vasküler doku ve lezyonlar için daha uygun olmaktadır. Argon lazer dalga boyları, kompozit rezinler tarafından iyi absorbe edilirken hem su hem hidroksiapatit tarafından soğurulan Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler sert dokuda daha kullanışlı bulunmuşlardır (171). Birden çok doku tarafından soğurulan dalga boyuna sahip lazerler her dokuda farklı etkiler meydana getirebilmektedir. Er:YAG ve Nd:YAG gibi çeşitli klinik uygulamaları mümkün kılmak için birden fazla dalga boyu üretebilen cihazlar da bulunmaktadır. Bu cihazlar hekime, dalga boyunu değiştirerek istenen doku etkisini değiştirme şansı tanımaktadır (172).

4.11.5. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri

Doku tarafından soğurulan lazer enerjisinin oluşturduğu etkiler fotokimyasal, fotomekanik, fotoelektrik ve fototermal olarak sınıflandırılabilir.

4.11.5.1. Lazerin Fotokimyasal Etkileri

Fotokimyasal etki, lazer ışığının uygulandığı yüzeyde veya hedef dokuda herhangi bir termal etki olmaksızın ortaya çıkan kimyasal değişikliktir. Lazer ışığı fotokimyasal etki ile kimyasal reaksiyonları tetikleyebilmekte ya da kimyasal bağları çözebilmektedir. Kompozit rezinlerin polimerizasyon zincirinin başlatılmasında lazerin fotokimyasal etkisinden yararlanılmaktadır (83,150).

4.11.5.2. Lazerin Fotomekanik ve Fotoelektrik Etkileri

Fotomekanik ve fotoelektriksel etkiler, yüksek enerji yoğunluğundaki çok kısa atımlarla dokuda meydana gelen değişimlerdir. Dokuya iletilen çok yüksek ve kısa süreli foton enerjisi, titreşimsel kinetik enerjiye dönüşür. Fotomekanik şok dalgaları ile moleküler ve atomik bağlar koparılarak meydana gelen hızlı termal genleşme foto ablasyon olarak adlandırılır. Optik geri kırılmaların yarattığı etki ise foto distrupsiyon olarak tanımlanmaktadır ve bu etkiler ile hedef doku uzaklaştırılabilmektedir. Benzer şekilde fotoelektrik etki ile hedef dokuda son derece hızlı bir ısınmaya sebep olarak enerjiyi soğuran bölgede faz değişikliği, plazma formasyonu, yaratılarak foto plasmolizis etkisiyle doku uzaklaştırılabilmektedir (166).

4.11.5.3. Lazerin Fototermal Etkileri

Lazer enerjisinin temel etkisini oluşturan fototermal etki, ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak tanımlanmaktadır. Lazer enerjisinin doku üzerindeki termal etkisi dokuya aktarılan ısının miktarına ve bu ısı artışının hücre içi veya hücreler arası su moleküllerinde oluşturduğu reaksiyonlara bağlıdır. Isı artışının dokudaki etkisi çalışılan alanın soğutulmasına ve çevre dokuların ısıyı dağıtma yeteneklerine de bağlıdır. Ayrıca salınım modu, güç yoğunluğu ve uygulama süresi gibi lazer parametrelerinin de etkili olduğu bildirilmiştir (83).

Lazer enerjisinin doku tarafından soğurulması ile gerçekleşen ısı artışı, dokuda bazı değişikliklere ya da bozulmalara neden olmaktadır (83). Dokudaki ısı artışı normal değerlerin üstünde olup dokuda henüz herhangi bir yıkımın oluşmadığı durum *hipertermi* olarak tanımlanır. Sıcaklık 60°C'ye ulaştığında *proteinler denatüre* olmaya başlar ancak alttaki dokuda herhangi bir buharlaşma gözlenmez *Koagülasyon* meydana gelir. Dokuda geri dönüşümü olmayan hasarlar meydana gelmektedir ve sıvı moleküllerin bir miktar katılaşması sağlanmaktadır. Bu durum *hemostaz* mekanizmasında istenilen bir etkidir. Sıcaklık 70-80°C'ye ulaştığında kollajen moleküllerinin sarmal yapısının açılması ve bitişik parçaların birbirine dolanması ile iki tabakanın birbirine *kaynaşması* sağlanmaktadır. 70-80°C'de yumuşak doku kenarları kaynaşabilir. Hedef dokuda

bulunan su moleküllerinin soğurdukları ısı 100°C'ye ulaşırsa su molekülleri aniden buharlaşır ve **ablasyon** olarak tanımlanan durum ortaya çıkar. Yumuşak dokunun su içeriği fazla olduğundan lazer ile yumuşak doku kesileri bu sıcaklıkta gerçekleştirilebilir. Diş sert dokularındaki apatit kristalleri ve diğer mineraller bu ısıda ablasyona uğramazlar ancak içeriklerindeki su kaynayarak buharlaşır, genleşir ve patlayarak su moleküllerini çevreleyen apatit kristallerini parçalayarak ortamdaki uzaklaştırır. Sıcaklık 200°C'ye kadar yükselirse dokuda dehidratasyon meydana gelir ve ortamda hava varsa yanarak **karbonize** olur. Son ürün olan karbon tüm dalga boylarını soğurabilir özelliğindedir (83).

Ablasyonun etkinliğinde ve kalitesinde hem dokuya ait özellikler hem de lazer ışığının özellikleri belirleyici olmaktadır. Dokuya ait özellikler; soğurma katsayısı (α), doku yüzeyinin yansıtıcılığı (R), dokunun absorbe edici bileşenlerinin özgül ısı kapasiteleri (cp), doku içinde ısının iletim kapasitesi (ısı iletim κ) ve doku içerisindeki suyun dağılım oranları olarak belirtilmektedir. Lazer ışığının özellikleri ise dalga boyu, atım enerjisi, atım süresi, lazer demet profili gibi parametrelerine göre değişim göstermektedir. Dokuya ait özelliklerde herhangi bir değişiklik oluşturmak mümkün değil iken lazer ışığı ile ilgili parametreler kontrol edilebilmektedir. Tüm bu faktörlere ek olarak uygulama süresi, su soğutması, uygulanan yüzeyde su katmanının kalınlığı ve lazer ışınının dokuya uzaklığı gibi uygulama süreci ile ilgili faktörler de etkili olmaktadır (162,173).

4.11.6. Lazer Işığının Salınım Modları

Süre ile ilişkili olarak dental lazer cihazları ışık enerjisini **sürekli** ya da **atımlı** olmak üzere iki farklı modda yayabilmektedir. Atımlı lazerler de kendi aralarında enerjinin hedef dokuya iletilmesine göre ikiye ayrılmaktadırlar. Böylelikle lazer cihazlarında 3 farklı salınım modu bulunmaktadır (83).

Birinci lazer salınım modu ayak pedalına basıldığı sürece sabit bir güçte ışın salınımının devam ettiği **sürekli dalga (continuous wave)** modudur. Lazer salınım modlarından ikincisi, devamlı salınım modundaki ışın demetinin önüne açılıp kapanan

mekanik bir perde konulması ile oluşturulan ve lazer enerjisinde periyodik değişimlerin olduğu *aralıklı atım (gated-pulse)* modudur. Lazer ışınında meydana gelen bu kesinti gözle fark edilemeyecek kadar kısa zaman aralığında, saniyede yüzlerce kez gerçekleşmektedir. Bu tip ışına, *kesikli lazer ışını (chopped laser beam)* adı verilmektedir. Üçüncü salınım modu ise yüksek enerjili oldukça kısa atımlar ve aralarında uzun bekleme aralıkları olan *serbest ilerleyen atımlı (free-running pulsed)* moddur. Bu sistemlerde enerji bir süre biriktirilip, daha kısa bir zaman diliminde salınmaktadır. Bu şekilde çok daha fazla enerji içeren bir atım elde edilebilmekte ve yüksek güçte, kısa süreli atımlar uygulayarak, çevre dokularda termal hasar oluşumuna neden olabilecek sürenin minimumda tutulması amaçlanmaktadır (83,165).

Medikal ve bilimsel amaçlı kullanılan lazer cihazlarının atım süreleri 10^{-9} saniye olan nano saniyeler ve 10^{-12} saniyeyi ifade eden piko saniyeler ile tanımlanmaktadır. Uygulanan lazerin gücü çok yüksek olsa da kısa atım süresi nedeni ile toplamda dokuya uygulanan lazer enerjisi küçük olmaktadır. Ayrıca lazerin atımlı modda kullanılması hedef dokunun bir sonraki atımdan önce soğumasına izin vermektedir. Sürekli dalga modunda ise kullanıcı lazer salınımını manuel olarak durdurmalı ve hedef dokunun soğumasına izin vermelidir (83).

Doku üzerinde çalışma yapılırken operasyon modunun farklı etkilerinden yararlanılmaktadır. Dentin dokusunda çalışılırken çok kısa zaman aralıklarında lazer uygulamak (Very Short Pulse, VSP) sinir uyarısının oluşmasını engellemekte ve anestezi gereksinimini ortadan kaldırmaktadır. Yumuşak dokularda daha düz kesi hattı yaratmak için uzun atım aralıkları tercih edilmektedir (Very Long Pulse, VLP). Yumuşak dokuda sürekli dalga modunda çalışıldığında düzgün bir kesi elde edilebilmekte ancak manipülasyon yetersizliğine bağlı olarak temas süresi uzadığında karbonizasyon riski oluşmaktadır. Bu nedenle CO₂ gibi yüksek dalga boyunda ve sürekli modda çalışan lazerleri kullanırken manipülasyon ön plana çıkmaktadır. Yeni CO₂ teknolojilerinde ultra atımlı mod kullanılarak termal zarar riski azaltılmaktadır (164).

4.12. Diş Hekimliğinde Kullanılan Farklı Lazer Sistemlerinin Özellikleri

4.12.1. Karbondioksit (CO₂) Lazer

Aktif ortamında CO₂, Nitrojen (N₂) ve Helyum (He) gaz karışımı bulunan 10.600 nm dalga boyuna sahip CO₂ lazerin ışını uzak kızılötesidir (red-infrared). Birçok lazer cihazında olduğu gibi bu lazer ışınının da görülebilir olması için kırmızı bir ışık veren He-Ne lazeri rehber ışık olarak sisteme eklenmiştir. Uzun dalga boyuna sahip olması nedeni ile ışının cam fiberlerden geçememesi ve dolayısıyla kısıtlı hareket olanağı sağlayan mekanik eklemlerle kol sistemleri ile kullanılma zorunluluğu bulundurması bu sistemin en büyük sorunudur. Ayrıca dokuyla temas etmeden çalışma gerektirerek kullanıcının dokunma hissini ortadan kaldırmaktadır. Dezavantaj olarak görülen temassız çalışma, dil ve ağız tabanı gibi hareketli ağız dokularının tedavisinde avantaj sağlamaktadır (83,150,162,173).

İnce fiber optik kablolardan geçememesi, dokuyla temas etmeden çalışılması ve sert, parlak yüzeylerden yansıyıp hedeflenmeyen dokularda zararlara neden olmasından dolayı CO₂ lazerin ağız içi kullanımı sınırlanmaktadır. Bu lazerin en önemli özelliği su molekülleri tarafından Erbiyum lazerlerden sonra en iyi absorbe edilen dalga boyuna sahip olmalarıdır. Yumuşak dokudaki penetrasyon derinliği 0,2-0,3 mm kadardır. 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 yumuşak dokularda çalışılırken diş dokularına zarar vermemek için bu alanların metal koruyucular ile örtülmesi gerekli görülmektedir (83,150,165,173).

Dokuya ortalama 1-3 cm uzaklıktan odaklanarak CO₂ lazer ile insizyon ve eksizyon işlemleri yapılabilmektedir. Odak noktasından uzaklaştıkça lazerin kesiciliği kaybolarak koagüle etme ve buharlaştırma etkisi görülmektedir (173).

CO₂ lazerler diş hekimliğinde daha çok yumuşak doku cerrahisinde; gingivektomi ve gingivoplasti (174), frenektomi (175,176), kuron boyu uzatma (146) ve

tümörlerin çıkartılması (177,178) işlemlerinde; beyaz lezyonların, vezikülo-büllöz lezyonların ve aftöz ülserlerin tedavisinde (179); implant çevresi yumuşak doku hazırlığında ve periimplantitis tedavisinde (180) kullanılmaktadır.

Operasyon alanında koagülasyonu sağlaması, kuru ve görülebilir bir ortam sağlaması, dikiş gerektirmemesi, işlem süresinin kısalması, mekanik travmanın olmayışı, postoperatif ağrı, ödem ve skar dokusunun daha az olması, bakteriyemi riskinin azalması ve hasta tarafından daha kabul edilebilir bir yöntem olması, CO₂ lazerlerin geleneksel yöntemlere göre avantajları olarak kabul edilmektedir (162,178).

CO₂ lazerin sert dokuda kullanımı mine dokusunda çatlak ve kırılmalara, dentin dokusunda karbonizasyona ve bunlara ek olarak pulpa dokusunda termal hasara neden olduğu için pek tercih edilmemektedir. Atım modlarındaki gelişmelere bağlı olarak minede yalnızca pürüzlendirme ve fissür örtücü uygulamalarında kullanılmaktadır (173).

4.12.2. Neodymium:YAG (Nd:YAG) Lazer

Nd:YAG lazer dalga boyu 1.064 nm olan, neodymium katkılı yitrium, alüminum, garnet kristallerinden oluşan bir katı hal lazeridir. Bu lazer sistemine de rehber ışık olarak He-Ne lazeri eklenmiştir. Nd:YAG lazerin en önemli özellikleri ince fiber optik kablolardan geçebilmesi, kontak uçlarının olması ve melanin pigmenti içeren koyu renkli dokular ile hemoglobinin tarafından yüksek derecede soğurulmasıdır. Nd:YAG lazer, diş sert dokuları tarafından oldukça az absorbe edilir. Bu da yumuşak doku cerrahisi sırasında komşu sert dokulara zarar vermeden güvenli bir şekilde çalışma olanağı sağlamaktadır.

Defokus modda temassız çalışıldığında milimetrelerce derinliklere penetre olabildiğinden hemostazın sağlanmasında veya pulpanın analjezisinde kullanılabilirler (83,165,173,181,182). Nd:YAG lazerin diş dokuları tarafından emiliminin az, penetrasyon derinliğinin fazla olması ve pulpada ısıl hasar oluşturması nedeni ile diş sert dokularında kullanımı sınırlanmıştır (162). Endodontide kök

kanalının sterilizasyonunda, periodontolojide granülasyon dokusunun uzaklaştırılmasında ve dişeti ceplerinin dezenfeksiyonunda, aftöz lezyonların tedavisinde, gingivektomi, gingivoplasti, frenektomi işlemlerinde ve piyojenik granülom ile hemangiomanın eksizyonel biyopsisinde de kullanımı uygun olmaktadır. Bu işlemler ağrısız olur ve hekim için kansız bir ortam sağlanır (164,183,184).

4.12.3. Diyet Lazer

Diyot lazer, dalga boyu aktif ortamına bağlı olarak 800 nm (aluminum) veya 980 nm (indium) olabilen, aluminum ya da indium, gallium ve arsenid gibi yarı iletken kristaller içeren bir katı hal lazeridir. Lazer enerjisinin iletimi fiberoptik kablolar ile sağlanmaktadır. Kontak modda yumuşak doku cerrahisinde; non-kontak modda koagülasyonun sağlanmasında kullanılmaktadır. Tüm dalga boylarının pigmente dokular tarafından iyi soğurulması nedeni ile yumuşak doku çalışmalarında uygun görülmektedir. Diyet lazerlerin diş sert dokuları tarafından emiliminin az olması nedeni ile mine ve dentine zarar vermeden yumuşak dokularda güvenli bir şekilde çalışılabilmektedir. Diş hekimliğinde diyet lazerlerden, kök kanallarının sterilizasyonunda, periodontal ceplerdeki bakterilerin uzaklaştırılmasında ve dentin hassasiyetinin giderilmesinde yararlanılmaktadır. Diyet lazer yumuşak doku cerrahisi için mükemmel olup dişetin ve mukozanın kesilmesi ve koagülasyonunda kullanılmaktadır. Bu lazer cihazlarının boyutlarının küçük olması taşınabilir olmaları avantajını sağlamaktadır (83,162,162).

4.12.4. Argon Lazer

Aktif ortamında argon gazı bulunan ve yüksek akımlı elektrik sistemi ile çalışan bir lazer sistemidir. Devamlı dalga sağlanan, atım modlu, aktif olarak fiber optik ile taşınan ve ışığı görünür spektrumda bulunan tek cerrahi lazerdir.

Diş hekimliğinde biri 488 nm dalga boyunda mavi renkte, diğeri 515 nm dalga boyunda mavi yeşil renkte olan iki farklı salınım modu ile uygulanmaktadır. Mavi renkteki Argon lazer (488 nm), kompozit materyallerin içinde polimerizasyon başlatıcı

ajan olarak bulunan kamforokinonu aktive edici dalga boyuna sahiptir. Bununla birlikte ışıkla aktive olan ölçü materyallerinde ve beyazlatma jellerinde de uygulanılmaktadır (83). Lazer ile polimerizasyonda uygulama süresinin halojen ışık kaynaklarına göre %75 oranında azaldığı, polimerizasyonun kompozitin tüm bölgelerinde aynı anda başlamasından dolayı kompozit ile restorasyon kenar uyumunun arttığı, kompozitin fiziksel özelliklerinin güçlendiği ve postoperatif hassasiyetin azaldığı belirtilmektedir (162).

Dalga boyu 514 nm olan argon lazer; hemoglobin, hemosiderin ve melanin içeren pigmente dokular tarafından yüksek absorpsiyona sahip olduğundan hemostaz sağlamakta ideal bir lazerdir. Argon lazerin ışığı diş yüzeyini aydınlattığında çürük bölge turuncu rengi ile sağlıklı dokulardan ayırt edilebildiği için çürük teşhisine de yardımcı olmaktadır. Diş sert dokuları ve su tarafından emiliminin zayıf olması nedeniyle yumuşak doku cerrahisi sırasında mine ve dentinin zarar görmemesi için önlem alınmasına gerek duyulmamaktadır (83).

4.12.5. Excimer (Exciplex) Lazer

Akif ortamında Argon, Krypton veya Xenon gibi bir soy gaz ile Florür veya Klorür gibi reaktif bir gazın kombinasyonunu bulunduran ve yüksek akımlı bir elektrik sistemi ile yüksek basınç altında çalışan bir lazer sistemidir. Oluşturulan psödo-molekül, dimerlerden oluşması durumunda *excimer*, soy gazlardan oluşması halinde *exciplex* olarak adlandırılır.

Lazerin dalga boyu içerdiği maddenin kimyasal özelliklerine bağlıdır. Işığı spektrumun ultraviyole kısmında yer alan bir lazer türüdür. Termal olmayan foto ablasyon gerçekleştirir. Mikro mekanik, mikro elektrik ve göz cerrahisi alanlarında sıklıkla kullanılır. *In vitro* çalışmalarda dalga boyu 193 nm olan ArF Excimer lazerin alttaki yüzeylere ve dokulara zarar vermeden diş taşlarının uzaklaştırılmasında etkin olduğu bildirilmiştir. Işın verildikten sonra sement yüzeyi temizlenir ve o bölgede hafif sertleşme meydana gelir. 308 nm dalga boylu XeCl Excimer lazer alttaki dokuya termal hasar vermeden diş taşlarının uzaklaştırılmasında etkilidir (83).

4.12.6. Erbiyum Lazerler

2940 nm dalga boyuna sahip **Er:YAG** lazer, aktif ortamında erbiyum ile kaplanmış yitrium, alüminyum, garnet kristalleri içeren bir katı hal lazeridir. 2780 nm dalga boyuna sahip **Er,Cr:YSGG** lazer ise, aktif ortamında erbiyum ve krom ile kaplanmış yttrium, scandium, gallium, garnet kristalleri içermektedir. Her iki dalga boyu da spektrumun orta kızılaltı (infrared), görünmez ve non-iyonize kısmına düşmektedir. Er:YAG lazerler *dalga kılavuzu iletim sistemi (hollow wave guide)*, *eklemlili kol* ya da su içermeyen *cam fiberler* ile operasyon alanına iletilebilir; ancak Er,Cr:YSGG lazerler için yalnızca fiber optik kablolar uygun görülmektedir. Bu iletim sistemlerinin sonunda bir el parçası ya da küçük çaplı cam bir uç bulunmakta ve lazer enerjisini yaklaşık 0,5 µm'lik bir alana ulaştırmaktadır. Tüm dental işlemler hava ve su soğutması altında gerçekleştirilmelidir (83).

1988 yılında Paghdwala, Er:YAG lazer ile diş sert dokusu ablasyonu üzerinde çalışmış ve ilk önce bu lazeri düşük enerjilerde minde ve dentinde preparasyon delikleri açmak için kullanmıştır. Su soğutması olmadan hazırlanan kavitelere sıcaklığın yükselmesine bağlı olarak mikro kırıklar meydana gelmiştir (144). Hibst ve Keller, herhangi bir termal harabiyet oluşturmaksızın Er:YAG lazer ile diş sert dokularının uzaklaştırılabileceğini bildirmişlerdir. Bu çalışmalarda lazerin su soğutması altında ve uygun ayarlamalar ile kullanılması durumunda mine ve dentinde oluşan termal hasarın en aza indirilebileceği gösterilmiştir (144,185). 1990'ların ortalarına kadar araştırmalar Er:YAG lazerlerin sert doku preparasyonunda kullanılabilecek güvenilir dalga boyunun değeri üzerine yoğunlaşmıştır. Yüksek dalga boylarında lazer cihazı soğutma sistemi olmadan kullanılırsa, sert dokularda tipik mikro çatlaklar ve diğer termal hasarlar oluşmaktadır (83,144).

İlk Er:YAG lazer sistemi (Kavo Key Laser, Kaltenbach and VoigtGmbH & Co., Biberach/Riss, Germany) Almanya'da piyasaya sunulmuştur. Ancak ABD'de 1997 yılına kadar Er:YAG lazerin diş sert dokularında kullanımı için FDA onayı verilmemiştir. Diş hekimliğinde 1997 yılından itibaren kullanılmaya başlanan Erbiyum sınıfı lazerler; sert dokular üzerinde, yumuşak dokular üzerinde ve çürük uzaklaştırma

işlemlerinde kullanılır. Er:YAG lazerler sağlam ya da çürük mine ve dentinde yüzeysel termal penetrasyon derinliği göstererek ablyasyon yaparlar. Sert doku lazerleri vibrasyonu, mikro-kırık oluşumunu, döner aletler ile oluşan sesi ve dolayısıyla gelişen korkuyu da ortadan kaldırmaktadır (144).

4.12.6.1. Er:YAG Lazerlerde Sert Doku Lazer Biyofiziği

Diş hekimliğinde kullanılan tüm lazerler arasında Erbiyum lazerler su molekülleri ve hidroksiapatit tarafından emilimi en fazla olan dalga boylarına sahiptir. Lazer enerjisi apatit kristali içindeki hidroksil grubu ile etkileşerek dişin kristal yapılarına bağlı olan su molekülleri tarafından absorbe edilmektedir. Mineral yapının içerisindeki suyun buharlaşması ile hacim artışı oluşur ve mikro patlamalar meydana gelir (83,144). *Termomekanik ablyasyon* olarak tanımlanan bu işlem ile doku yüzeyinden mekanik ve atravmatik şekilde madde uzaklaştırılması hedeflenmektedir. Gücün artırılması ile ablyasyon süreci hızlanırken termal yan etkiler azalmakta fakat mekanik yan etkilerde artış yaşanmaktadır.

Er:YAG lazerlerde atımların boyu kısaltıldıkça ablyasyon için gereken enerji yoğunluğu azalmaktadır. Er:YAG lazerlerde ablyasyon eşiği 100 µs'lik atımlar için 6 J/cm² ile 700 µs'lik atımlar için 10 J/cm² arasında değişmektedir. Bu nedenle Er:YAG lazer diş hekimliğinde kullanılan tüm lazerler arasında sert doku uzaklaştırmada en etkili lazer olarak bildirilmektedir. Er,Cr:YSGG lazer ablyasyona 10-14 J/cm²'de başladığından daha fazla enerji yoğunluğuna ihtiyaç duymaktadır (169).

Lazer ışınının sert dokulardaki biyolojik etkileri incelenirken lazer ışınının absorpsiyonu, transmisyonu, yansıması ve dağılması gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Tüm erbiyum lazerler, dalga boylarından dolayı su tarafından yüksek absorpsiyona uğrarlar. Lazer enerjisinin suda absorpsiyon değerinin tepe noktası 3-10 µm dir. Er:YAG dalga boyu 2,94 µm de suyun absorpsiyon tepe eğrisine en uygun değeri gösterir. Suda soğurulması açısından 2,94 µm dalga boylu Er:YAG lazer, dalga boyu 2,78 µm olan Er.Cr:YSGG lazerlerden daha etkindir (83,144).

Erbiyum lazerlerin (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG) optik penetrasyonu sadece birkaç mikrometre derinliğindedir. Er:YAG lazer için penetrasyonun gerçek derinliği 300 mikro saniyelik atım genişliğinde yaklaşık 5 µm'dir. Lazer ışığı diş yapısındaki su molekülleri tarafından soğurulduğunda ablasyon meydana gelir ve geride kalan kraterin altında bulunan dokularda enerji seviyesi ablasyon eşiğinin altında kaldığından yalnızca ısı artışı gözlenmektedir. Lazer enerjisi arttıkça ablasyon eşiği düşer ve ablasyon süreci hızlanır. Ablasyon hızı arttığında çevre dokulara transfer edilen ısı miktarı düşerek termal yan etkiler de azalmış olur. Enerji arttıkça, ablasyonda patlama ile dışarı çıkan maddelerin basıncı ve hızı artarken hedef dokuda oluşan etki yoğunlaşır. (144,171) Su spreyi kullanılmayarak atım süresi düşürülürse komşu diş yapılarında minimal düzeyde sıcaklık artışı olduğu gözlemlenmiştir (186).

Tüm erbiyum lazerlerin özelliği olan *foto-akustik etki*, lazer enerjisinin hedef dokuyu patlayıcı şekilde uzaklaştırmasından sonra gelen hızlı şok dalgası nedeniyle ortaya çıkan patlama sesidir. Ses dalgasının atım ve rezonansı dişte çürük olup olmamasına göre değişiklik göstermektedir (144).

Erbiyum lazerler sert dokular dışında gingivektomi-gingivoplasti, frenektomi, vestibuloplasti, eksizyonel işlemler, kuron boyu uzatma, insizyon/drenaj ve aftöz ülserlerin tedavisi gibi yumuşak doku ile ilgili uygulamalarda da etkindir (144).

4.12.6.2. Erbiyum Lazerlerinin Restoratif Diş Tedavisindeki Rolü

1997'de FDA, Er:YAG lazerler ile çürük uzaklaştırılması, kavite preparasyonları, minede pürüzlendirme işlemi için onay vermiştir. İlk çalışmalar Er:YAG lazerin, Sınıf I, II, III, IV, V kavite preparasyonları ve restoratif diş hekimliğindeki rolü üzerine odaklanmıştır. FDA çalışmalarına göre pulpa canlılığı tehlike altında değildir ve tedavi alanı dışında yüzey morfolojisinde değişiklik oluşmamaktadır (83,144,146,185,187-189).

Değişik lazer dalga boylarında pürüzlendirme ve kavite preparasyonlarındaki etkinlikleri şöyle belirtilmiştir:

- Lazer çürüğü tamamen ve etkili olarak uzaklaştırır.
- Kavite preparasyonları etkili şekilde yapılabilir.
- Lazerler ile etkili şekilde pürüzlendirme yapılabilir.
- Lazer ile yapılan kavite preparasyonlarının kalitesi, dental el aletleri ile yapılan kavite preparasyonlarında gözlemlenen kalite ile aynıdır (144).

Bir çok çalışmada Er:YAG lazer uygulanan dişlerde sıcaklık artışının irreversible pulpitis'e neden olmadığı ve bu duruma neden olacak seviyeye ulaşmadığı gösterilmiştir. Glockner ve ark. (190) Er:YAG lazer kullanımında pulpal sıcaklığın 37°C dereceden 25-30°C ye düştüğünü bildirmişlerdir. Pulpadaki bu sıcaklık düşüşünün hava ve su soğutmasından kaynaklandığını öne sürmüşlerdir. Pulpayı riske sokacak sıcaklık artışı 5,5°C iken çürük uzaklaştırılmasında bu artışı 1°C ile 3°C arasında kalmaktadır (144,171,188).

Takamori ve ark. (191) Er:YAG lazerle ve geleneksel yöntemle hazırlanan kavitelere sonra pulpada kalsitonin hormonu ile ilgili peptid immünoreaktif fiberlerin oluşumunu incelemişlerdir ve lazerin frezle yapılan tedaviye göre daha erken yanıt verdiğini göstermişlerdir. Bu sonuca göre Er:YAG lazer pulpal iyileşmeyi frezlere göre daha erken başlatır ve iyileşme frezle açılan kavitelere göre daha çabuk bitmektedir (83,144,188).

Yapılan çalışmalarda, lazer uygulamalarında kontrol grubuna göre dentin köprülerinin daha görünür olduğu tespit edilmiştir. Er:YAG lazer grubunda preparasyon sahasında pulpa ekspoz olduğu zaman, iyileşme sürecinde reaktif dentin oluşumunun, normal el aletleri ile gerçekleştirilen ekspozlarda oluşandan daha fazla olduğu gözlemlenmiştir (144).

Kavite preparasyonu sonrası iyileşme cevabı açısından, Er:YAG lazerin geleneksel yöntem ile karşılaştırıldığı histolojik çalışmalarda süreyle ilgili olumsuz bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir. Preparasyonun pulpayı 1-1,5 mm içine alacak şekilde yapıldığı durumda kesilen dentinal tübül alanında ileri hiperemi durumu tespit edilmiştir (144,171). Odontoblastik ve subodontoblastik tabakalar lazer uygulaması sonrası düzenli organizasyonlarını korumaya devam etmişlerdir. Histolojik olarak

preparasyonlar geleneksel yüksek hızlı el aletleriyle benzer özellik gösterirler. Hiperemi olayı kavite preparasyonlarına komşu pulpa dokusu ile lokalizedir ve geçici bir fizyolojik yanıt olarak değerlendirilmelidir. Mine ve dentinde Er,Cr:YSGG lazer dalga boyu ile yapılan preparasyonlarda işlemden 30 gün sonra bile görünür bir inflamatuvar pulpal cevabın olmadığı bildirilmiştir (171). Farklı çalışmalar Er,Cr:YSGG lazer dalga boyunun, kök yüzeyinde, yüksek enerji ayarında, erime ve karbonizasyon gibi değişiklikler olmadan kullanılabileceğini ortaya koymuştur (83,144,171) .

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanan mine yüzeylerinde karakteristik olarak tebeşirimsi bir görünüm ortaya çıkmaktadır. SEM görüntüleme çalışmaları lazer uygulamalarının yüzeyde restoratif materyal retansiyonunu arttırdığını göstermiştir. Bu yüzeyler kompozit ve kompomer dolgu materyallerinin kullanımı için elverişlidir (144,185,187). Birçok çalışma Er:YAG lazerlerin bağlanma dayanımı ve marjinal kapanma yetenekleri üzerine yapılmıştır ve sonuçlarının değişken olduğu söylenebilir (144,189). 1996 yılında Visuri ve ark. (4) lazer ile ışınlanmış örnekleri, asit etching ve geleneksel yöntem ile uygulama yapılmış örneklerle karşılaştırdıkları zaman, bağlanma dayanımının arttığını belirtmişlerdir. Dentine uygulanan Er:YAG lazerin, kompozit materyalin kuvvetli bağlanma için ihtiyaç duyduğu yüzey pürüzlendirme işlemini sağladığını göstermişlerdir (144,146). Ramos ve ark. (192) lazer uyguladıkları tüm grupları kontrol grubuyla karşılaştırdıklarında bağlanma dayanımında düşüş tespit etmiş ve bu düşüşün tek şişeli adeziv sistemlerde daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, incelenen gruplar içinde self-etching primer sistemleri uygulanan grubun en iyi sonucu verdiğini öne sürmüşlerdir (192).

Bazı araştırmacılar, kompozit restoratif materyallerin lazer ile hazırlanmış minede, hiçbir yüzey düzenlemesi gerekmeden veya asit pürüzlendirmesine ihtiyaç duyulmadan uygulanabileceğini bildirmişlerdir (144). İnce su tabakası, istenmeyen kalsiyum-fosfat ürününün oluşmasını engelleyerek bağlanma dayanımını pozitif etkilemektedir (144). Bu çalışmalardaki değişken sonuçlar lazer parametrelerine, restorasyon materyaline ve yüzeyin pürüzlendirilme durumuna bağlıdır (83,144,146). Optimum bağlanma için Erbiyum grubu lazerlerin ablasyon sınırının hemen altında bir güçte kullanımı pürüzlendirme sırasında uygulanacak en iyi enerji seviyesidir. Böylece

preparasyon artıklarının oluşumu engellenerek ablyasyon debris azaltılır ki bu debris bağlanma için zayıf bir yüzey meydana getirmektedir. Adeziv işleminden önce bunların uzaklaştırılması şarttır (86,144,146,186,187,189,193,194).

Yapılan birçok çalışmada Erbiyum lazerlerin Sınıf I ve Sınıf V kavitelere mikro sızıntı durumunu nasıl etkilediği test edilmiştir. Sınıf I kavitelere lazer ile yapılan mine preparasyonları ile frezle yapılan preparasyonlar arasında mikro sızıntı açısından hiçbir fark olmadığı belirtilmiştir (86,144). Araştırmacılar Er:YAG lazerin restorasyonda meydana gelen mikro sızıntıyı arttırıp arttıramayacağını sorgulamışlardır (144,192,195). Er:YAG lazerler mikro sızıntıyı engelleyemezler, fakat yapılan birçok çalışmada el aletleriyle veya air abrazyon metoduyla aralarında farklılık olup olmadığı araştırılmıştır (144,195). Er:YAG lazerin sekonder çürük oluşumunu azalttığı veya tam olarak ortadan kaldırdığı kesin olarak söylenemez. Apel ve ark. (187) yaptıkları *in vitro* çalışmalarda Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerle hazırlanan kavitelere geleneksel yöntemlerle yapılan preparasyonları karşılaştırdıklarında sekonder çürük açısından hiçbir farkın olmadığını bildirmişlerdir.

Er:YAG lazerlerle dentin ablyasyonunun belirgin avantajları vardır. Er:YAG lazer kullanıldığı zaman oluşan krater çapı ve kaldırılan materyal geleneksel yöntemlere göre daha fazladır. Bununla beraber ablyasyon sürecinde komşu dokularda ortaya çıkan sıcaklık artışı Er:YAG lazerde daha azdır. Geleneksel yöntemde yüksek hızlı ve düşük hızlı el aletleri kullanılarak yapılan preparasyonlarda ağrı, ses ve vibrasyon hastada rahatsızlık oluşturur, lazerlerde bu durum söz konusu değildir (144). Erbiyum lazer kullanılarak mine ve dentinde yapılan preparasyonlarda anestezi madde kullanımının azaldığı veya hiç anestezi madde ihtiyacının olmadığı bildirilmiştir (83,144,146,189).

4.13. Sınıf V Kavitelere

Sınıf V kavitelere, kole bölgesindeki çürükleri ve defektleri restore etmek amacıyla hazırlanan kavitelere dir. Mine-sement sınırında, kaynağı mikroorganizmalara dayanmayan diş dokusu kayıpları, çürük içermeyen kole defektleri olarak adlandırılmaktadır (196–198).

Kole bölgesindeki diş sert dokularının kaybıyla karakterize çürüksüz lezyonların çoğu abrazyon ve erozyon nedenleriyle oluşan defektlerdir (199,200). Mekanik nedenlerle meydana gelen **abrazyon** ya da diyet veya ilaçlardan kaynaklanabilen aside bağlı **erozyon** lezyonları, bu tür defektlerin en çok bilinenleri arasında gösterilebilir (201,202). En çok küçük azı dişlerinde ve genellikle dişlerin bukkal yüzeylerinde bulunan kole defektleri popülasyonun %50'sinde görülmekte ve ilerleyen yaşlarda yaygınlaşmaktadır (203). Multifaktöriyel etiyojisinde mekanik-abraziv (diş fırçası/diş macunu) ve eroziv (içecek ve yiyeceklerde bulunan asit) süreçler etken oluşturduğu gibi aşırı okluzal yüklenme ve/veya eksentrik hareketler de yardımcı faktörler olarak gösterilebilmektedir (204).

Dişlerin servikal bölgesindeki defektlerden bir diğeri ise, okluzal travma sonucu servikalde yoğunlaşan stresin bu bölgede hidroksiapatit kristalleri arasındaki bağlanmayı bozup mine prizmalarının kaybına yol açması ile oluşan **abfraksiyon** lezyonlarıdır (205,206). Mine ve dentin arasındaki bağlanmanın servikal bölgede diğer bölgelere oranla daha zayıf olduğu, bu nedenle kole bölgesinde minede çatlak oluşumunun daha sık gözlemlendiği bildirilmiştir (207).

Servikal bölgedeki lezyonların tedavisinde, oral hijyen alışkanlıklarının düzeltilmesi, diyetle ilgili önerilerin ve okluzal düzenlemelerin yapılması gerekmektedir. Restorasyon yapılması; lezyonlara eşlik eden dentin duyarlılığı varlığında, derin ve kama şeklindeki defektlerde madde kaybını telafi etmek amacıyla veya özellikle anterior dişlerde estetik açıdan gerektiğinde önerilmektedir (208). Kole defektlerinin restorasyonu, retansiyonun az olması ve nem kontrolünün kolay olmaması nedeniyle oldukça zordur. Bununla birlikte, lezyon kaviteye dönüştüğünde restore edilmezse mikrobiyal dental plak birikimine bağlı olarak bakterilerden yayılan asit, bu bölgedeki mine ve dentini etkileyerek lezyonun ilerlemesine neden olmaktadır (209).

Sınıf V kavitelerin adeziv restorasyonlarında retansiyon kaybı veya kenar renklenmesinin gözlenmesi günümüzde de geçerliliğini koruyan sorunlardır (203,210). Hassasiyetinden dolayı; kole defektleri, adeziv sistemlerin veya self-adeziv restoratif

materyallerin klinik performanslarını değerlendirmekte kullanılmaktadır (211). Kole defektlerinde restoratif materyal uygulanmadan önce, dentin ve/veya mine yüzeyi prepare edilmektedir. Sağlam veya çürükten etkilenmiş dentinden farklı olarak, kole defektlerinde hibrit tabakasının oluşmasını zorlaştıran yüksek derecede sklerozdan ve mineral varlığından bahsedilmektedir (33).

4.14. Mikrosızıntı

Restorasyonda kullanılan materyal ile kavite duvarları arasında meydana gelen mikro aralıktan, bakteri, oral sıvılar, moleküller ve iyonlar ile havanın tespit edilemeyen geçişi, mikrosızıntı olarak tanımlanmaktadır (212). Mikrosızıntının en önemli sebeplerinden biri restoratif materyalin diş yapısına bağlanmasının zayıf olması iken diğer bir sebep restoratif materyalin yerleştirilmesinden sonra fiziksel ve kimyasal değişiklikler göstererek büzülmesidir (18,24,213). Tüm restoratif materyaller kaviteye yerleştirilme ve polimerizasyon işleminden sonra belirli bir büzülme gösterirler. Bu büzülme sonucunda diş yapısı ile yerleştirilen materyal arasında bir boşluk meydana gelir ve bu boşluğa oral sıvılarda bulunan birçok madde geçişi söz konusu olabilir (212). Isısal genleşme kat sayısı açısından kompozit rezinler ve diş sert dokuları farklılık gösterir. Polimerizasyon büzülmesi, ısısal genleşme farkları, fonksiyonel stresler gibi sebepler ile ortaya çıkabilecek mikrosızıntıyı engellemek oldukça güçtür (18,24,213).

Mikrosızıntının önlenmesi amacıyla ilk önce kompozitin bağlanma dayanımının artırılması amaçlanmış ve Buonocore 1955 yılında asitle pürüzlendirme yöntemini ortaya koymuştur (26). Asitle pürüzlendirme yöntemi mikrosızıntının engellenmesi için kabul gören en etkin yöntem olarak karşımıza çıkmıştır ve kullanımı halen devam etmektedir.

Son 20-25 yılda dental restoratif materyallerin pulpaya verdiği zararlarla ilgili olan görüşlerde kısmen değişiklikler olduğu söylenebilir (18,213). Birçok çalışma restoratif materyale verilen pulpal yanıtın marjinal aralanmanın derecesine bağlı olduğunu bildirmektedir (18).

Mikrosızıntı çalışmaları genellikle Sınıf V kavitelere yapılmaktadır. Örnekler termosiklusa sokulduktan sonra gümüş nitrat, bazik fuksin veya metilen mavisi gibi boyar maddelere atılarak rezin-dentin ara yüzünde boyanmanın miktarına bakılır. Mikrosızıntıyı azaltmak ya da tamamen elimine edebilmek için preparasyon teknikleri modifiye edilmeye çalışılmış veya mevcut materyallerin değişik yöntemlerle uygulanması yoluna gidilmiştir ancak istenen başarı sağlanamamıştır (18,24,58,212).

4.15. Mikrosızıntı Deneyleri

Diş ile restorasyon ara yüzeyinde oluşan mikrosızıntı dental restorasyonların ömrünü etkileyen en önemli etkenlerden biridir. Mikrosızıntı restorasyon kenarlarında renklenmelere, restorasyonun marjinal kenarlarındaki bozulmaların hızlanmasına, diş-restorasyon ara yüzeyinde sekonder çürük oluşumuna, restore edilmiş dişte hassasiyet gelişimine ve pulpa patolojilerinin gözlenmesine neden olabilmektedir. Restoratif materyallerin diş yüzeylerine zayıf bağlanması, rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi, diş ve restoratif materyalin ısıl genişleme katsayısındaki farklılıklar mikrosızıntının oluşumunda etkili olmaktadır (5).

Mikrosızıntının ölçülmesinde birçok *in vivo* ve *in vitro* test yöntemi uygulanmaktadır. *In vitro* test yöntemleri olarak, boyalar, kimyasal işaretçiler, radyoaktif izotoplar, mikrobiyal geçirgenlik, taramalı elektron mikroskobu, yapay çürük teknikleri ve elektriksel geçirgenlik testleri sayılabilir. En sık kullanılan yöntem ise restore edilen diştten elde edilen kesitlerde boya penetrasyon miktarının ölçülmesidir. Bu yöntem çekilmiş dişte uygulanmış bir restorasyonun, restorasyon dışında kalan diş bölgeleri su geçirmez bir tırnak cilası ile örtüldükten sonra, bir boya solüsyonu içerisine aktarılmasını takiben belirli bir süre bekletilmesi ile gerçekleştirilir (5).

Boya penetrasyon yönteminde metilen mavisi, bazik fuksin, gümüş nitrat gibi boyaların değişik oranlardaki solüsyonları belirli sürelerde uygulanmaktadır (214–216). Boyar maddelerin sulu solüsyonlarının kullanılabilmesi, görünen ışık altında kolaylıkla saptanabilmesi, hızlı ve doğrudan ölçüm sağlamaları, sert dokularla reaksiyona girmemeleri, ucuz ve nontoksik olmaları boya penetrasyon yönteminin

avantajlarıdır (5). Yöntemin en önemli dezavantajı ise yalnızca kesit alınan bölgedeki sızıntı miktarına göre saptama yapılabilmesidir. Oysa sızıntının tüm ara yüz boyunca uniform bir şekilde dağılmadığı bazı alanlarda daha derine doğru ilerlediği bilinmektedir (81,215,216).

Sızıntının ara yüz boyunca farklı miktarlarda olmasının smear tabakasının kalınlığındaki farklılıklardan ve farklı asitleme, ıslatma ve polimerizasyon büzülmesi derecelerinden kaynaklanabileceği bildirilmektedir (81).

Mikrosızıntı test sonuçlarını etkileyen çok sayıda değişken bulunmaktadır (217–219):

- **Örnek ile ilgili faktörler:** Örnek sayısı, insan ya da sığır dişi oluşu, kesici ya da azı dişi oluşu, çekim sonrası saklama solüsyonu ve ısısı etkili olmaktadır.
- **Kavite hazırlığı ile ilgili faktörler:** Kavite şekli, boyutları ve konumu; beveling yapılıp yapılmadığı gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.
- **Restorasyon aşaması ile ilgili faktörler:** Tabakalama ya da bulk tekniğinin kullanılması, matriks kullanılması da önem arz etmektedir.
- **Mikrosızıntı deneyi ile ilgili faktörler:** Termal siklus uygulanması, kullanılan boya solüsyonunun çeşidi, konsantrasyonu, pH'sı ve uygulanma süresi, kesit sayısı, yönü ve hangi bölgelerden alındığı test sonuçlarını etkileyebilmektedir.

4.16. Termosiklus Yöntemi ile Yaşlandırma

Termosiklus yöntemi, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5°C ve 55°C suda 500 döngü uygulanması uygun bir yaşlandırma yöntemidir. Termosiklus ağız ortamında oluşan aşırı sıcak ve soğuk dereceleri taklit eder ve diş ile restoratif materyal arasındaki doğrusal termal genleşme katsayısı farkını gösterir (220–222). Gale ve Darvell, 10000 siklusun *in vivo* olarak yaklaşık bir senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanmanın taklit edilmesi için çok kısa olduğunu bildirmişlerdir (223). Leloup ve ark. termosiklusun bağlanma gücü üzerinde anlamlı bir

etkisi olmadığını öne sürmüşlerdir (224). Çalışmalardaki anlamlı siklus sayısının 630 olduğu belirtilmiştir (223,225).

Termosiklus, büzülme ve genleşme stresleri sonucu hızlandırılmış kimyasal bozulma ile sonuçlanan bir yaşlandırma yöntemidir. Araştırmacılar termosiklusun değişken etkilerinin adeziv sistem ve termosiklus sayısı ile ilişkili olduğunu öne sürmüşlerdir (220). Yapılan bir çalışmada, adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımı makaslama testi ile incelenmiş ve kullanılan adeziv sisteme bağlı olarak bağlanma dayanımında 300 döngülük termosiklustan sonra değerlerde anlamlı azalma gözlenmiştir (222).

Termosiklus boyunca örnekler termal değişikliklere ek olarak suya tabi tutulurlar. Örneklerin ara yüzleri direkt olarak ısının değiştiği ortama açık olmalıdır. Termal stresler, termal genleşme katsayılarındaki farklılıklar nedeniyle diş ile restoratif materyalin ara yüzünde mekanik stresler oluşturarak bağlanma bozukluğu oluşturabilir (226). Rezin ile hibrit tabakası ara yüzündeki hidrolizin, bağlanma dayanımının azalmasındaki ana sebep olduğu ileri sürülmektedir (227).

Matris tarafından su alımının kompozit rezinin mekanik özelliklerinde düşüşe sebep olduğu belirtilmiştir. Su alımı, aynı zamanda doldurucular ile resin matris ara yüzünde mikro çatlaklara neden olabilir. Ağız ortamında ısı, yemekler, içecekler ve nefes alma ile değişim göstermektedir. Bu değişimler, matris ve organik partiküller arasında termal genleşme farkı meydana getirerek kompozit rezinin adezyonunda bazı başarısızlıklara yol açabilir (228,229). Tay ve ark. polimerize olmuş tek basamaklı adezivlerin yarı geçirgen membran gibi davranıp bağlanmış nemli dentinden adeziv ile kompozit arasındaki ara karışık bölgeye su difüzyonuna izin verdiğini gözlemlemişlerdir (230).

4.17. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri

Bir taramalı elektron mikroskobunda görüntü oluşumu temel olarak; elektron demetinin incelenen örneğin yüzeyi ile yaptığı fiziksel etkileşmelerin ortaya çıkardığı

sinyallerin toplanması ve incelenmesi prensibine dayanmaktadır. SEM tekniklerinin kullanılması görüntülerde mükemmel alan derinliği sağlar ve morfolojiyi tanımlamaya oldukça elverişlidir (231).

Dentin dokusu ile bağlantı kuran materyaller arasındaki ilişkinin tespitinde en çok kullanılan görüntüleme yöntemlerinden birisidir. SEM’de incelenecek örnek yüzeyi elektron demeti ile taranır. Materyalden yansıyan elektronlar dedektörler vasıtasıyla toplanır ve görüntü elde edilir. Elektronların absorbe edildiği bölgeler koyu, yansıtıldığı bölgeler ise parlak olarak görüntü verir (232).

SEM görüntüyü büyütmek için ışığı elektron ışınını kullanmaktadır. SEM’in odaklama derinliği büyüktür ve çözünme gücü dalga boyuna bağlıdır. SEM örnekleri vakum içinde gözlenir; elektron lensleri tarafından odaklanan elektron ışını örneğin üzerini tarar ve sinyaller görüntü olarak algılanır (233).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ProDenta Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Laboratuvarları'nda yapılmıştır.

Bu çalışmada bir total-etch adeziv sistemi (Adper Single Bond 2), iki farklı self-etch adeziv sistemi (OptiBond All-in-One ve Clearfil SE Bond) ve bir universal adeziv sistemi (Single Bond Universal) kullanılmıştır. Bu sistemlerin Er:YAG lazer tekniği kullanılarak açılan kaviteler ile frezle açılan kaviteler arasında mikrosızıntı açısından göstermiş oldukları farklılıklar incelenmiştir.

Bu çalışma Kocaeli Üniversitesi “Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu”ndan onay almıştır. Etik kurul onay numarası KOÜ KA EK 2016/33'dür.

5.1. Gereç

5.1.1. Dişlerin Saklama Öncesi Hazırlığında Kullanılan Gereçler

- Dental Kretuar (Everedge SH6-79, Hu-Friedy, Chicago, Illinois, ABD)
- Mikro-motor ve Anguldurva (KAVO L-MOTOR 181DBN INTRAMatic ve DURAtec 2068 D, KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Almanya)
- Pomza (İşler Pomza, İşler Dental Akrilik Sanayi Tic. Ltd. Şti. Ankara, Türkiye)
- Kıl Fırça (Stoddard Manufacturing Company Limited, Hertfordshire, İngiltere)

5.1.2. Kavite Hazırlığında Kullanılan Gereçler

5.1.2.1. Geleneksel Yöntem ile Kavite Preparasyonunda Kullanılan Gereçler

- Aeratör (NSK S-Max M600, Nakanishi Inc., Kanuma Tochigi, Japonya)

- Elmas Rond Frezler (#10), Fissür Frezler (#10), Tersine Konik Frezler (#12) (SWS Dental S.A., İzmir, Türkiye)
- Matriks bandı (E. Hahnenkratt GmbH, Königsbach Stein, Almanya)
- Periodontal Sond (122-006 PQ-W Williams Probe, Hu-Friedy, Chicago, Illinois, ABD)

5.1.2.2. Er:YAG Lazer ile Kavite Preparasyonunda Kullanılan Gereçler

- Er:YAG Lazer (LiteTouch, Syneron Dental Lasers, Yokneam Elite, İsrail)
- Başlık (Açılı, AS7825, Syneron Dental Lasers, Yokneam Elite, İsrail)
- Uç (Regular Tip, AS70662 1.3x14 mm, Syneron Dental Lasers, Yokneam Elite, İsrail)
- Koruyucu Lazer Gözlüğü (OP60480, Syneron Dental Lasers, Yokneam Elite, İsrail)
- Periodontal Sond (Hu-Friedy, 122-006 PQ-W Williams Probe, Chicago, Illinois, ABD)

5.1.3. Restorasyon Aşamasında Kullanılan Gereçler

5.1.3.1. Clearfil™ SE Bond (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya)

Clearfil SE Bond ışııkla sertleşen iki aşamalı bir adeziv sistemdir. Kendinden asitli bir primerden ve bir adeziv ajandan oluşur. Primer, mine ve dentinin eş zamanlı tedavisine imkan verir. Aderent yüzey, kesilmemiş yüzeyi kapsıyorsa, fosforik asit uygulanıp 10 saniye beklendikten sonra yıkanıp kurutulmalıdır.



Resim 5.1: Clearfil SE Bond

5.1.3.2. Single Bond™ Universal Adeziv (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

Total-etch, self-etch, selektif-etch tekniklerinden herhangi biri ile uygulanabilen ışıkla sertleşen tek aşamalı adeziv sistemdir. İçeriğinde bulunan MDP Monomeri self-etch performansı optimize ederken zirkonya, alumina ve metallere primer gerekmeden kimyasal bağlanma sağlar. İhtiva ettiği silan, adezivin cam seramik yüzeylere seramik primeri gerekmeden kimyasal olarak bağlanmasını sağlar. Post-operatif hassasiyeti sıfıra indirdiği öne sürülmektedir.



Resim 5.2: Single Bond Universal

5.1.3.3. OptiBond™ All-In-One Adeziv (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD)

OptiBond All-In-One, asit, primer ve adezivin tek bir şişede bir araya geldiği, karıştırmaya ihtiyaç olmayan, ışıkla sertleşen tek aşamalı bir adeziv sistemdir. Klinik uygulamanın tek aşamalı oluşu kolaylık ve zaman tasarrufu sağlar. İki katman olarak uygulanmaktadır.



Resim 5.3: OptiBond All-in-One

5.1.3.4. Adper™ Single Bond 2 Adeziv (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

Adper Single Bond 2, total-etch tekniği ile uygulanan ışıkla sertleşen tek aşamalı bir adeziv sistemdir. İhtiva ettiği beş nanometre çapındaki nano doldurucu partiküller stabildir, kümeleşerek çökelme göstermezler. Bu nedenle kullanmadan önce şişenin çalkalanmasına ihtiyaç yoktur. Servikal alanlardaki hassasiyetin giderilmesi, endikasyonları arasındadır.



Resim 5.4: Adper Single Bond 2

5.1.3.5. Kerr Gel Etchant (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD)

%37,5 konsantrasyonundaki fosforik asit mor renkte ve jel formunda olup, üç gramlık şırıngalar içinde bulunmaktadır. Üretici firma, mine ve dentinin 15 saniye asitlenmesini takiben 15 saniye yıkanarak temiz yağsız hava ile hafifçe kurutulmasını tavsiye etmektedir. Adeziv uygulanması süresince asitlenen yüzeyin tükürük ve kan ile kontamine olmamasına dikkat edilmelidir.



Resim 5.5: Kerr Gel Etchant

5.1.3.6. Filtek™ Z250 Universal Restoratif Sistem (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD)

Filtek Z250 Restoratif Sistem, anterior ve posterior bölge restorasyonlarında kullanılan universal bir mikrohibrit kompozittir. İnorganik doldurucu olarak zirkonyum ve silika partikülleri içermektedir. Toplam ağırlığın %82'sini, hacmin ise %60'ını oluşturan doldurucu partiküllerin boyutları 0,01 – 3,5 µm arasında değişmekte olup ortalama boyutları 0,6 µm'dir. 2,5 mm kalınlığındaki tabakaları, B0.5, C4 ve UD renk tonları hariç, Elipar S-10 LED Polimerizasyon Cihazı ile 10 saniyede sertleşmektedir. B0.5, C4 ve UD tonlarının iki milimetre kalınlığındaki tabakalarının 15saniyede polimerize olduğu bildirilmiştir.



Resim 5.6: Filtek Z250 Universal Kompozit

5.1.3.7. Elipar™ S-10 LED Polimerizasyon Cihazı (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

3M ESPE Elipar S-10 Polimerizasyon cihazı, 430-480 nm dalga boyuna ve 1.200 mW/cm² ışık yoğunluğuna sahip bir LED ışık kaynağıdır. Şarj standına monte ışık yoğunluğu ölçer ile ışık yoğunluğunun kontrolü yapılabilmektedir. Birçok kompozit için polimerizasyon süresi 10 saniyedir, kullanım talimatlarının takibi gerekmektedir.



Resim 5.7: Elipar S-10 LED Polimerizasyon Cihazı

5.1.3.8. OptiDisc® Bitirme ve Cila Sistemi (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD)

Kerr OptiDisc® sistemi kompozitlerde, cam iyonomerde, amalgamlarda, yarı değerli ve değerli metallerde yapılan konturlama, bitirme ve polisaj işlemleri için farklı aşındırıcı büyüklüğündeki disklerin kombinasyonunu içeren bir sistemdir. Alüminyum oksit tanecikler entegre edilmiş dayanıklı polyesterden yapılmıştır.



Resim 5.8: OptiDisc Bitirme ve Cila Sistemi

5.1.4. Mikrosızıntı Deneyi için Kullanılan Gereçler

- Termosiklus Cihazı (Salubris Inc., Boston, Massachusetts, ABD)
- Tırnak Cilasası (Flormar, Kosan Kozmetik Pazarlama ve Ticaret A.Ş., Kocaeli, Türkiye)
- Boyar Madde Çözeltisi (%0,5 Bazik Fuksin)
- Hassas Kesme Cihazı (Micracut 150 Precision Cutter, Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye)
- Kesme Diski (DIMOS-M, Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye)

5.1.5. Işık Mikroskobu Analizinde Kullanılan Gereçler

- Işık Mikroskobu (Olympus BX41M-LED, Olympus Corporation, Tokyo, Japonya)
- Kamera Sistemi (Olympus SC30, Olympus Corporation, Tokyo, Japonya)

5.1.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizinde Kullanılan Gereçler

- Zımparalama ve Parlatma Cihazı (Gripo 2 Grinder-Polisher, Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye)
- Zımpara (600-1000-2000 grit)
- Ultrasonik Temizleme Cihazı (Maxwell Ultrasonic Cleaner, Türkiye)
- Altın ve Karbon Kaplama Cihazı (BAL-TEC SCD 005 Sputter Coater, BAL-TEC AG, Balzers, Lihtenştayn)
- Taramalı Elektron Mikroskobu (JEOL JSM-6060, JEOL Ltd., Tokyo, Japonya)

5.2. Yöntem

5.2.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması

Çalışmamızda, çürüksüz ve restorasyonsuz toplam 40 adet küçük azı dişi kullanılmıştır. Dişler çekildikten sonra üzerlerindeki doku artıkları dental kretuar ile dikkatlice uzaklaştırılmıştır. Tüm yüzeyler, çeşitli nedenlerle oluşan birikintiler, boyalar

ve organik materyallerden arındırılması amacıyla mikro-motor ve anguldurvaya takılan kıl fırçalar ile pomzalanmış ve akan su altında durulanmıştır. Bu şekilde temizlenmiş dişler distile su içerisinde +4°C derecede saklanmıştır.

5.2.2. Örneklerin Hazırlanması

Er:YAG lazer ya da geleneksel yöntem ile hazırlanmış ve dört farklı adeziv sistem uygulanmış yüzeylerde restorasyonların mikrosızıntı ölçümlerinin değerlendirilebilmesi ve oluşan mikrosızıntının niteliğinin ışık mikroskopunda incelenebilmesi için toplam sekiz grup oluşturulmuştur.

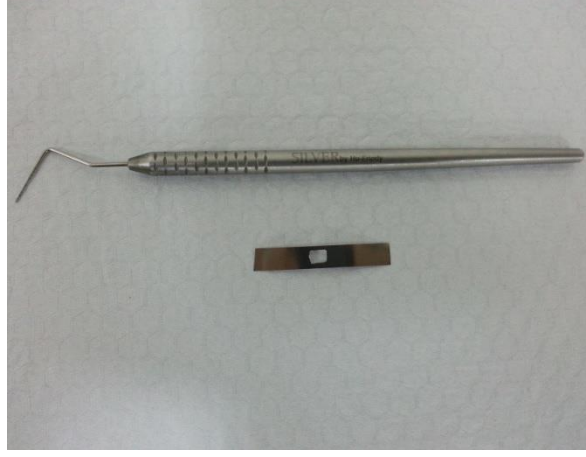
Tablo 5.1: Çalışma grupları

GRUPLAR	PREPARASYON YÖNTEMİ	ADEZİV MATERYAL
GRUP 1 (Frez + CSE)	Frez ile kavite hazırlığı	Clearfil SE Bond
GRUP 2 (Lazer + CSE)	Er:YAG Lazer ile kavite hazırlığı	Clearfil SE Bond
GRUP 3 (Frez + SBU)	Frez ile kavite hazırlığı	Single Bond Universal
GRUP 4 (Lazer + SBU)	Er:YAG Lazer ile kavite hazırlığı	Single Bond Universal
GRUP 5 (Frez + OAO)	Frez ile kavite hazırlığı	OptiBond All-in-One
GRUP 6 (Lazer +OAO)	Er:YAG Lazer ile kavite hazırlığı	OptiBond All-in-One
GRUP 7 (Frez + ASB)	Frez ile kavite hazırlığı	Adper Single Bond 2
GRUP 8 (Lazer + ASB)	Er:YAG Lazer ile kavite hazırlığı	Adper Single Bond 2

5.2.2.1. Kavite Preparasyonu

Her grup için rastgele seçilen beş adet premolar diş üzerinde biri bukkal, diğeri lingual yüzde olacak şekilde 10 adet sınıf V kavite hazırlanmıştır. Kaviteler dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerinde ve oklüzal sınırları minede, servikal sınırları ise mine-sement sınırının 1,5 mm apikalinde olacak şekilde açılmıştır. Kavite boyutlarında standardizasyonu sağlamak için mesio-distal genişliği dört mm, okluzo-gingival boyutu üç mm olan matriks bandından hazırlanmış çerçeve şeklinde şablonlar hazırlanmıştır.

Kavite derinliği iki mm olarak belirlenmiş ve işaretli periodontal sond ile derinlik kontrolü yapılmıştır.



Resim 5.9: şablon matriks bandı ve periodontal sond



Resim 5.10: Dişler üzerinde hazırlanmış kaviteler

Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı non-kontak başlık kullanılarak, lazer ucu diş yzeyinden yedi mm uzakta olacak şekilde ve hava-su soğutması altında geręekleřtirilmiřtir. Enerji değerleri üretici firmanın önerileri doğrultusunda minede 400 mJ/20 Hz; dentinde 200 mJ/20 Hz olarak belirlenmiştir. Lazer ile kavite açmak için 1,3 mm çapında, 14 mm uzunluğundaki silindirik tip uç tercih edilmiştir.



Resim 5.11-a: Er:YAG Lazer Cihazı, **-b:** Mine Ayarı, **-c:** Dentin Ayarı

Frez ile kavite hazırlığı hava-su soğutması altında, aeratöre takılan elmas rond, fissür ve tersine konik frezler kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Elmas frezler her 10 kavitede bir yenilenmiştir.

5.2.2.2. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulanması

Bu çalışmada Er:YAG lazer ile veya geleneksel yöntemle hazırlanmış kavitelere kullanılacak üzere; bir total-etch adeziv sistemi (Adper Single Bond 2), iki farklı self-etch adeziv sistemi (OptiBond All-in-One ve Clearfil SE Bond) ve bir universal adeziv sistemi (Single Bond Universal) tercih edilmiştir.

Adeziv sistemler hazırlanan kavitelere üretici firmaların talimatları doğrultusunda aşağıdaki Tablo 5.2’de gösterildiği şekilde uygulanmıştır.

Tablo 5.2: Adeziv sistemlerin üretici firmaları ve kullanım yöntemleri

ADEZİV SİSTEM	FİRMA	KOMPOZİSYON	YÖNTEM	LOT NO
CLEARFIL SE BOND	KURARAY	<u>PRIMER:</u> <ul style="list-style-type: none">• 10-MDP• 2-HEMA• Hidrofilik dimetakrilat• dl-kamforokinon• N,N-dietanol-p-tolidin• Su	<ul style="list-style-type: none">• PRIMER'i, tek kullanımlık fırça ucu ile tüm kavite duvarlarına uygulayın. 20 saniye bekletin.• 20 saniye bekledikten sonra diş yüzeyine yağ içermeyen hava sıkarak solventlerin buharlaşarak ortadan kalkmalarını sağlayın.• BOND'u, tek kullanımlık fırça ucu ile tüm kavite yüzeylerine uyguladıkta sonra, hafif yağ içermeyen hava sıkarak mümkün olduğunca üniform bir bond tabakası oluşturun.• BOND'u, 10 saniye boyunca dental bir ışık cihazıyla sertleştirin.	000095
		<u>BOND:</u> <ul style="list-style-type: none">• 10-MDP• Bis-GMA• 2-HEMA• Hidrofobik dimetakrilat• dl-kamforokinon• N,N-dietanol-p-tolidin• Silanlanmış koloidal silika		
SINGLE BOND UNIVERSAL	3M ESPE	<ul style="list-style-type: none">• MDP Fosfat Monomer• Dimetakrilat Rezinler• HEMA• Vitrebond™ Kopolimer• Doldurucu• Ethanol• Su• İnisiyatörler• Silan	<ul style="list-style-type: none">• TOTAL-ETCH: 15 sn ortofosforik asit uygulanıp yıkadıktan sonra 20 sn süre ile ovalayarak diş uygulanıp 10 sn polimerize edin.• SELF-ETCH: Mine ve dentine direkt olarak 20 sn süre ile ovalayarak uygulanıp 10 sn polimerize edin. <p>(<u>Çalışmamızda bu teknik</u></p>	580934

			tercih edilmiştir.)
			<ul style="list-style-type: none"> • SELEKTIF-ETCH: Sadece mineyi asitleyip yıkadıktan sonra 20 sn süre ile ovalayarak mine ve dentine uygulanıp 10 sn polimerize edin.
OPTIBOND ALL-IN-ONE	KERR	<ul style="list-style-type: none"> • Gliserol fosfat dimetakrilat • Mono- ve difonksiyonel metakrilat monomerler • Su • Aseton • Ethanol • Kamforkinon bazlı foto-inisiyatör • Üç nano boyutlu doldurucu • Sodium heksaflorosilikat • Ytterbium florid 	<ul style="list-style-type: none"> • Kullanmadan önce şişeyi çalkalayın • Mine ve dentine direkt olarak 20 sn süre ile ovalayarak uygulayın • İkinci kat adezivi yine 20 sn süreyle ovalayarak uygulayın • Önce hafif sonra orta kuvvetli yağ içermeyen hava sıkarak en az 5 sn kurutun • 10 sn ışık ile polimerize edin
ADPER SINGLE BOND 2	3M ESPE	<ul style="list-style-type: none"> • Bis-GMA • HEMA • Dimetakrilatlar • Ethanol • Su • Fotoinisiyatör sistem • Vitrebond polialkenoik asit kopolimer 	<ul style="list-style-type: none"> • Asitleme: Asidi mine ve dentin yüzeyine 15 sn uygulayıp 10 sn yıkayın. • Diş yüzeyini nemli bırakacak şekilde pamuk pelet ile kurulayın. • Adeziv: Adezivle tamamen doyurulmuş bir bond fırçası ile mine ve dentine adezivi 15 sn uygulayın. • 2-5 sn hafifçe kurutun. • 15 sn boyunca 2. Kat adezivi uygulayın. • 5 sn kurutun. • 10 sn ışık ile polimerize edin.
			5295061
			N383552

Kavitelerin tümü Filtek Z250 A2 renk tonlu kompozit ile restore edilmiştir. Restorasyonlarda tek tabaka tekniği (*bulk tekniği*) uygulanmıştır. Kavite derinliği iki mm olarak hazırlandığı için dolgular tek tabakada yerleştirilip 10 sn ışık ile polimerize edilmiştir.

Tablo 5.3: Rezin kompozit materyalin üretici firması ve içeriği

REZİN KOMPOZİT	FİRMA	İÇERİK	LOT NO
Filtek Z250	3M ESPE	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	N413344

5.2.2.3. Bitirme ve Cilalama İşlemleri

Restorasyonları tamamlanan dişlerin, 24 saat distile suda bekletildikten sonra düşük hızda çalışan mikro-motor ve anguldurva ile kullanılan diskler ile bitirme ve cilalama işlemleri gerçekleştirilmiştir. Kalından ince grenliye doğru giden disklerin her biri 15-20 sn uygulanmış ve bir sonraki diskle cilalamaya geçmeden önce diş yüzeyi yıkanıp kurutulmuştur. Her grup için yeni disk kullanılmıştır.

5.2.3. Mikrosızıntı Deneyinin Uygulanması

5.2.3.1. Termosiklus İşleminin Uygulanması

Cilalama işlemleri bittikten sonra tüm örneklere $5(\pm 2)^{\circ}\text{C}$ – $55(\pm 2)^{\circ}\text{C}$ arasında 1000 defa ısıl çevirim işlemi uygulanmıştır. Su banyolarında bekleme süresi otuzar saniye ve banyolar arası transfer süresi 15 saniye olacak şekilde işlem tamamlanmıştır.



Resim 5.12: Örneklerin Termosiklus için Hazırlanması



Resim 5.13: Termosiklus Cihazı

5.2.3.2. Boya Penetrasyon İşleminin Uygulanması

Mikrosızıntı miktarlarının değerlendirilmesi için boya penetrasyon yöntemi tercih edilmiştir. Boya penetrasyon testi öncesi restorasyon dışındaki bölgelerden boya geçişini engellemek için restorasyonların çevresindeki 1 mm'lik alan dışında kalan bölgeler önce iki kat renkli tırnak cilası ile örtülmüştür. Bu şekilde hazırlanan örnekler boyar madde solüsyonu içerisinde 24 saat süre ile bekletilmiştir. Boyar madde olarak %0,5 bazik fuksin solüsyonu kullanılmıştır. Örnekler solüsyondan çıkarıldıktan sonra musluk suyu altında temizlenmiş ve tüm yüzeyleri fırçalanmıştır.



Resim 5.14: Diş yüzeylerinin oje ile kaplanması

5.2.4. Işık Mikroskobu İncelemesi için Örneklerin Hazırlanması

Restore edilmiş dişler termosiklus işlemini takiben hassas kesme cihazı kullanılarak longitudinal olarak ikiye ayrılmıştır. 150 mm çapında elmas kesme diski, 1.000 Rpm hızında ve su soğutması altında kullanılmıştır. 40 dişten 80 kesit elde edilmiştir. Elde edilen kesitler akan su altında yıkanmıştır. Her diş için bir kesit seçilerek toplam 40 kesitin bukkal ve lingual yüzlerinde bulunan 80 restorasyonun okluzal ve servikal duvarları ışık mikroskobu altında mikrosızıntı açısından değerlendirilmiştir. Her bir restorasyon için okluzal ve servikal kenar boyunca görülen boya sızıntı miktarları 50X büyütme altında ölçülmüştür. Her bir kenardaki boyanın uzunluğunun kavitenin aynı kenar uzunluğuna bölünmesi ile okluzal ve servikal mikrosızıntı yüzdeleri hesaplanmıştır.



Resim 5.15: Hassas Kesme Cihazı



Resim 5.16: Işık Mikroskobu

Tablo 5.4: Skor tablosu

Skor	Skor Tanımı
0	Boya penetrasyonu yok
1	Kavite duvarının 1/3'üne ulaşan boya penetrasyonu
2	Kavite duvarının 1/3'ünü aşan veya 2/3'üne ulaşan boya penetrasyonu
3	Kavite duvarının 2/3'ünü aşan veya aksiyal duvara ulaşan boya penetrasyonu

5.2.5. Taramalı Elektron Mikroskobu İncelemesi için Örneklerin Hazırlanması

Dişlerin longitudinal olarak ortadan ikiye bölünmesiyle elde edilen kesitlerden her grup için bir tanesi SEM altında incelenmiştir. SEM örnekleri öncelikle zımparalama ve parlatma cihazında, sırası ile 600-1.000-2.000 gritlik SiC zımparalar ile su yıkaması altında parlatılarak pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir. Ardından kesme ve cilalama işlemleri sırasında oluşan artıkların uzaklaştırılabilmesi için örnekler distile su ile dolu ultrasonik temizleme cihazı içerisinde 10 dakika bekletilmiştir. Rezin ile dentin ara yüzeyinin dekalsifikasyonunun sağlanması için incelenecek yüzeylere 15 saniye süreyle %37,5 fosforik asit jel uygulanmıştır. Asit distile su ile yıkanarak temizlenmiştir. Kollajen yapının uzaklaştırılması için ise örnekler 60 saniye boyunca %3'lük sodyum hipoklorit solüsyonu içerisinde bekletilmiş ve daha sonra akan su altında yıkanmıştır.

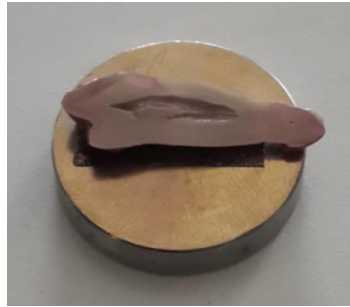


Resim 5.17: Zımparalama ve parlatma cihazı

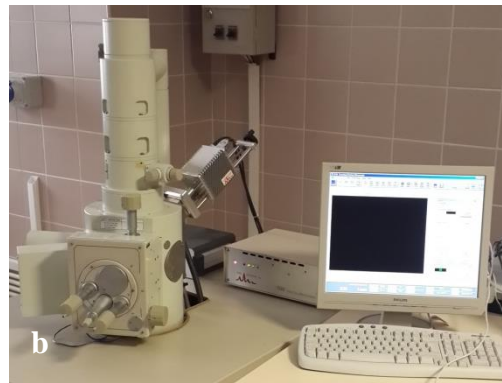
Bir gün sonra tüm örnekler altın ve karbon kaplama cihazı içerisinde vakum altında 100 Angstrom (A°) kalınlığında altın ile kaplanmıştır ve rezin-dentin ara yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu altında 1000X ve 1500X büyütmede incelenerek mikrofotografaları alınmıştır.



Resim 5.18: Altın ve karbon kaplama cihazı



Resim 5.19: Altın ile kaplanmış örnek



Resim 20-a,-b: SEM cihazı

5.2.6. Sonuçların İstatistiksel Analizi

İstatistiksel değerlendirme, IBM SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) paket programı ile yapılmıştır. Normal dağılıma uygunluk testi Kolmogorov-Smirnov Testi ile değerlendirilmiştir. Nümerik değişkenler ortalama +/- standart sapma ve medyan (25. persantil - 75. persantil) olarak ifade edilmiştir. Normal dağılıma sahip olmayan nümerik değişkenlerin gruplar arasındaki farklılığının incelenmesi için Mann Whitney U Testi, Kruskal Wallis tek yönlü varyans analizi ve Dunn's Post Hoc Testi uygulanmıştır. $p < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlılık için yeterli kabul edilmiştir.

6. BULGULAR

6.1. Mikrosızıntı Deneyi Bulguları

Er:YAG lazerle veya geleneksel yöntemle hazırlanmış kavitelere dört farklı adeziv sistem kullanılarak uygulanmış kompozit restorasyonların okluzal ve servikal kenarlarından elde edilen ortalama mikrosızıntı ve standart sapma değerleri Tablo 6.1’de görülmektedir.

Tablo 6.1: Grupların okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

GRUPLAR	OKLUZAL	SERVİKAL
	Ort ± SS / Medyan (25. – 75. Persantil)	Ort ± SS / Medyan (25. – 75. Persantil)
1. Frez + CSE	1,10 ± 1,19 / 1,00	2,10 ± 1,19 / 3,00
2. Lazer + CSE	0,80 ± 0,63 / 1,00	2,20 ± 1,22 / 3,00
3. Frez + SBU	0,40 ± 0,69 / 0,00	1,50 ± 1,43 / 1,50
4. Lazer + SBU	0,20 ± 0,42 / 0,00	0,80 ± 1,22 / 0,00
5. Frez + OAO	0,90 ± 0,99 / 1,00	0,10 ± 0,31 / 0,00
6. Lazer + OAO	0,70 ± 0,67 / 1,00	0,80 ± 1,22 / 0,00
7. Frez + ASB	0,50 ± 0,52 / 0,50	2,20 ± 0,78 / 2,00
8. Lazer + ASB	0,30 ± 0,67 / 0,00	2,60 ± 0,96 / 3,00

Tablo 6.2: Grupların okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın istatistiksel olarak değerlendirilmesi

SIFIR HİPOTEZİ	TEST	P DEĞERİ	SONUÇ
Okluzal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Kruskal- Wallis Testi	0,146	Sıfır hipotezi tutarlı
Servikal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Kruskal- Wallis Testi	< 0,001	Sıfır hipotezi reddedildi

Tablo 6.2’de grupların okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Ancak servikal yüzeylerdeki mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark çok ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Bu anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığını bulabilmek için çoklu karşılaştırma (pairwise comparisons) testi uygulanmıştır. Çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar aşağıdaki Tablo 6.3’te gösterilmiştir.

Tablo 6.3: Grupların servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farklılığın çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirilmesi

GRUP A – GRUP B	P DEĞERİ	DÜZELTİLMİŞ P DEĞERİ
Frez + OAO – Frez + SBU	0,020	0,559
Frez + OAO – Lazer + CSE	0,001	0,016
Frez + OAO – Frez + CSE	0,001	0,016
Frez + OAO – Frez + ASB	0,001	0,016
Frez + OAO – Lazer + ASB	< 0,001	0,001
Lazer + SBU – Lazer + CSE	0,026	0,740
Lazer + SBU – Frez + ASB	0,026	0,740
Lazer + SBU – Frez + CSE	0,026	0,721
Lazer + SBU – Lazer + ASB	0,003	0,095
Lazer + OAO – Lazer + CSE	0,026	0,740
Lazer + OAO – Frez + ASB	0,026	0,740
Lazer + OAO – Frez + CSE	0,026	0,721
Lazer + OAO – Lazer + ASB	0,003	0,095

Yukarıdaki tabloda anlamlı farkın hangi gruplar arasında olduğu görülmektedir. Ancak farkın yorumlanabilmesi için skor dağılım tablosu incelenmelidir. Tablo 6.4’te skorların gruplara göre dağılımı incelenebilir.

Tablo 6.4: Gruplar içerisinde okluzal ve servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı düzeylerinin dağılımı

GRUPLAR	SKORLAR				
	0	1	2	3	
1. Frez + CSE	Okluzal	4	3	1	2
	Servikal	1	3	0	6
2. Lazer +CSE	Okluzal	3	6	1	0
	Servikal	2	0	2	6
3. Frez + SBU	Okluzal	7	2	1	0
	Servikal	4	1	1	4
4. Lazer + SBU	Okluzal	8	2	0	0
	Servikal	6	2	0	2
5. Frez + OAO	Okluzal	4	4	1	1
	Servikal	9	1	0	0
6. Lazer + OAO	Okluzal	4	5	1	0
	Servikal	6	2	0	2
7. Frez + ASB	Okluzal	5	5	0	0
	Servikal	0	2	4	4
8. Lazer + ASB	Okluzal	8	1	1	0
	Servikal	1	0	1	8

Servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki istatistiksel olarak tespit edilen çok ileri düzeyde anlamlı farkın ($p<0,001$) skorların gruplar içindeki dağılımından kaynaklandığı Tablo 6.4'te açıkça görülmektedir.

Frez ile hazırlanan kavitelere OptiBond All-in-One (Frez + OAO) uygulanarak hazırlanmış on kompozit restorasyonun dokuzunun servikal yüzeyinde hiç mikrosızıntıya rastlanmamıştır. Buna karşılık frez veya Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelere uygulanan Clearfil SE Bond, frez ile hazırlanmış kavitelere uygulanan Single Bond Universal, frez veya lazer ile hazırlanan kavitelere uygulanan Adper Single Bond

2 adezivleri üzerine uygulanan kompozit restorasyonların servikal yüzeylerinde birden fazla restorasyonda tüm servikal yüzeyi kapsayan (skor: 3) mikrosızıntı izlenmiştir.

Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelere Single Bond Universal (Lazer + SBU) uygulanarak hazırlanmış on kompozit restorasyonun altısında servikal yüzeylerde hiç mikrosızıntıya rastlanmazken yalnızca iki restorasyonun tüm servikal yüzeyi boyunca (skor: 3) mikrosızıntı oluşumu gözlenmiştir. Buna karşılık frez veya Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelere uygulanan Claerfil SE Bond ve frez veya lazer ile hazırlanan kavitelere uygulanan Adper Single Bond 2 adezivleri üzerine uygulanan kompozit restorasyonların servikal yüzeylerinde daha fazla mikrosızıntı tespit edilmiştir.

Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelere OptiBond All-in-One (Lazer + OAO) uygulanarak hazırlanmış on kompozit restorasyondan, Single Bond Universal adezivi ile benzer olarak, altısında hiç mikrosızıntıya rastlanmazken sadece iki restorasyonun tüm servikal yüzeyi boyunca (skor: 3) mikrosızıntı oluşumu saptanmıştır. Buna karşılık frez veya Er: YAG lazer ile hazırlanmış kavitelere uygulanan Clearfil SE bond ve frez veya lazer ile hazırlanan kavitelere uygulanan Adper Single Bond 2 adezivleri üzerine uygulanan kompozit restorasyonların servikal yüzeylerinde daha fazla mikrosızıntı belirlenmiştir.

Çalışmamızdaki sekiz grubun okluzal ve servikal yüzeylerinde gözlenen mikrosızıntı düzeyleri karşılaştırılmıştır. Okluzal yüzeylerdeki mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken servikal yüzeylerde tespit edilen ileri düzeyde anlamlı farkın ($p<0,001$) hangi gruplardan kaynaklandığı çoklu karşılaştırma testi ile belirlenmiştir.

Her grupta hazırlanan restorasyonların okluzal ve servikal yüzeylerinde gözlenen mikrosızıntı değerleri arasındaki fark Mann Whitney U testi kullanılarak kendi arasında değerlendirilmiştir. Her bir grup için okluzal ve servikal yüzeylerin mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın incelendiği Tablo 6.5 aşağıdadır.

Tablo 6.5: Her gruptaki restorasyonların okluzal ve servikal yüzeylerinde gözlenen mikrosızıntı düzeylerinin birbirleri ile karşılaştırılması

GRUPLAR		P DEĞERİ
1. Frez + CSE	Okluzal	0,089
	Servikal	
2. Lazer +CSE	Okluzal	0,015
	Servikal	
3. Frez + SBU	Okluzal	0,105
	Servikal	
4. Lazer + SBU	Okluzal	0,393
	Servikal	
5. Frez + OAO	Okluzal	0,052
	Servikal	
6. Lazer + OAO	Okluzal	0,739
	Servikal	
7. Frez + ASB	Okluzal	< 0,001
	Servikal	
8. Lazer + ASB	Okluzal	< 0,001
	Servikal	

Frez + Clearfil SE Bond, Frez + Single Bond Universal, Lazer + Single Bond Universal, Frez + OptiBond All-in-One ve Lazer + OptiBond All-in-One gruplarının okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Kavitesi Er:YAG lazer ile hazırlanmış, Clearfil SE bond uygulanmış kompozit restorasyonların servikal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeyi, okluzal yüzeylere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<0,05$).

Kavitesi frez veya Er:YAG lazerle hazırlanmış, Adper Single Bond 2 adezivi uygulanmış kompozit restorasyonların servikal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeyi ile okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeyi arasındaki fark istatistiksel olarak çok ileri

derecede anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Bu iki grupta servikal yüzeylerde daha fazla mikrosızıntıya rastlanmıştır.

Çalışmamızda geleneksel yöntemle hazırlanan kaviteleer ile Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan kavitelere uygulanan kompozit restorasyonlarda mikrosızıntı açısından oluşacak farklar incelenmek istenmektedir. Bu nedenle frez ile hazırlanıp farklı adezivlerin uygulandığı 4 grup bir araya getirilmiş ve lazer ile hazırlanarak aynı 4 adezivin uygulandığı gruplar ile mikrosızıntı açısından karşılaştırılmıştır. Er:YAG lazer ya da frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve dört farklı adeziv sistem kullanılarak hazırlanmış örneklerin okluzal ve servikal kenarlarından elde edilen ortalama mikrosızıntı ve standart sapma değerleri Tablo 6.6'da görülmektedir.

Tablo 6.6: Frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının okluzal ve servikal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeylerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

GRUPLAR	OKLUZAL	SERVİKAL
	Ort ± SS / Medyan (25. – 75. Persantil)	Ort ± SS / Medyan (25. – 75. Persantil)
1. Frez + CSE		
3. Frez + SBU	0,72 ± 0,90 / 0,50	1,47 ± 1,30 / 1,00
5. Frez + OAO		
7. Frez + ASB		
2. Lazer + CSE		
4. Lazer + SBU	0,50 ± 0,64 / 0,00	1,60 ± 1,39 / 2,00
6. Lazer + OAO		
8. Lazer + ASB		

Tablo 6.7: Frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki farkın değerlendirilmesi

SIFIR HİPOTEZİ	TEST	P DEĞERİ	SONUÇ
Okluzal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Kruskal- Wallis Testi	0,358	Sıfır hipotezi tutarlı
Servikal yüzeylerde skorların dağılımı aynıdır	Kruskal- Wallis Testi	0,686	Sıfır hipotezi tutarlı

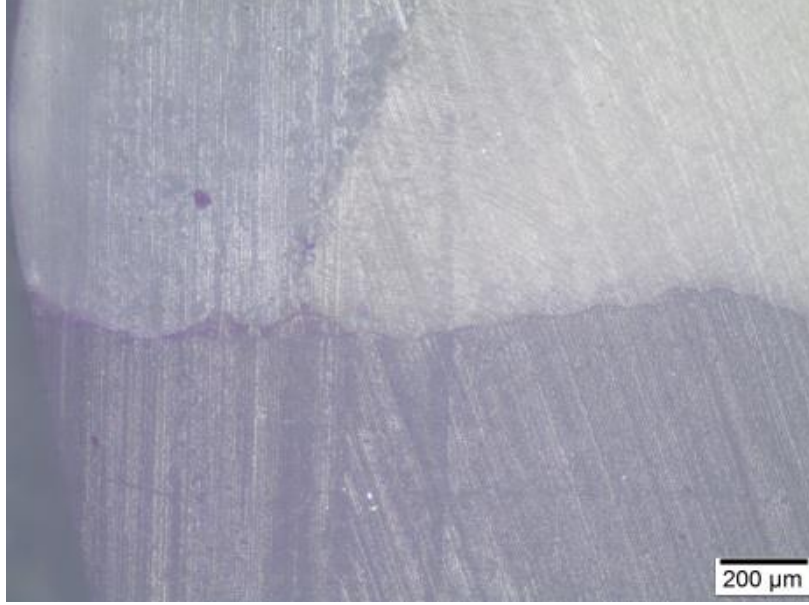
Frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark Kruskal-Wallis testi ile değerlendirilmiş ve kavite preparasyon yönteminin mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç oluşturmadığı Tablo 6.7’de belirlenmiştir. Frez ve lazer gruplarının okluzal ve servikal mikrosızıntı skorlarının dağılımlarının benzerliği aşağıdaki Tablo 6.8’de sunulmuştur.

Tablo 6.8: Frez grupları ile Er:YAG lazer grupları içerisinde okluzal ve servikal yüzeylerde gözlenen mikrosızıntı düzeylerinin dağılımı

GRUPLAR	SKORLAR			
	0	1	2	3
1. Frez + CSE				
3. Frez + SBU				
5. Frez + OAO				
7. Frez + ASB				
2. Lazer +CSE				
4. Lazer + SBU				
6. Lazer + OAO				
8. Lazer + ASB				

6.2. Işık Mikroskobu Altında Mikrosızıntı Görüntüleri

6.2.1. Grup 1 (Frez + Clearfil SE Bond Grubu)



Resim 6.1: Grup 1 (Frez + CSE) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü



Resim 6.2: Grup 1 (Frez + CSE) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü

6.2.2. Grup 2 (Lazer + Clearfil SE Bond Grubu)



Resim 6.3: Grup 2 (Lazer + CSE) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü

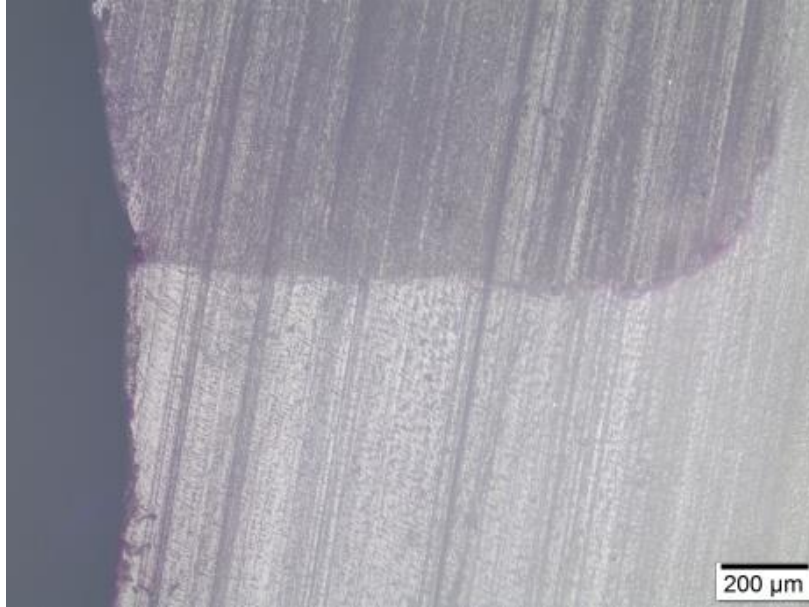


Resim 6.4: Grup 2 (Lazer + CSE) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü

6.2.3. Grup 3 (Frez + Single Bond Universal Grubu)



Resim 6.5: Grup 3 (Frez + SBU) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü



Resim 6.6: Grup 3 (Frez + SBU) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü

6.2.4. Grup 4 (Lazer + Single Bond Universal Grubu)



Resim 6.7: Grup 4 (Lazer + SBU) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü



Resim 6.8: Grup 4 (Lazer + SBU) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü

6.2.5. Grup 5 (Frez + OptiBond All-in-One Grubu)



Resim 6.9: Grup 5 (Frez + OAO) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü



Resim 6.10: Grup 5 (Frez + OAO) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü

6.2.6. Grup 6 (Lazer + OptiBond All-in-One Grubu)

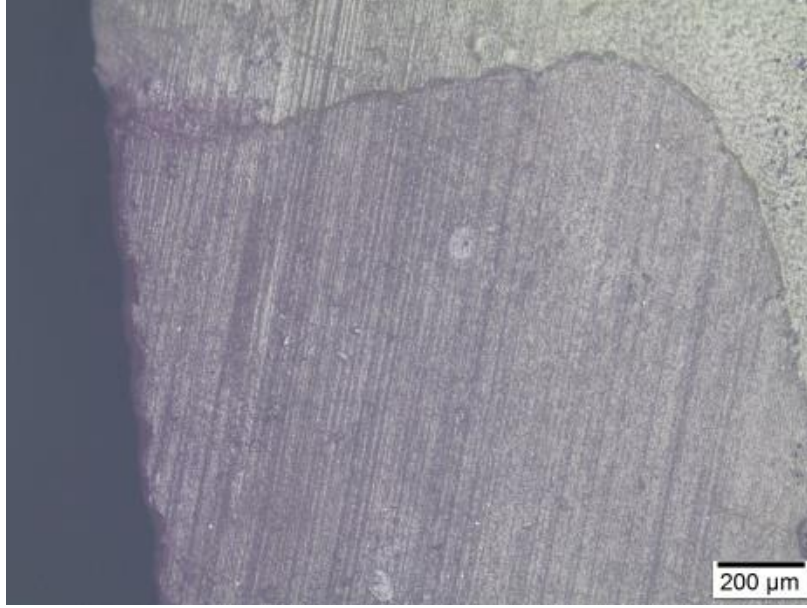


Resim 6.11: Grup 6 (Lazer + OAO) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü

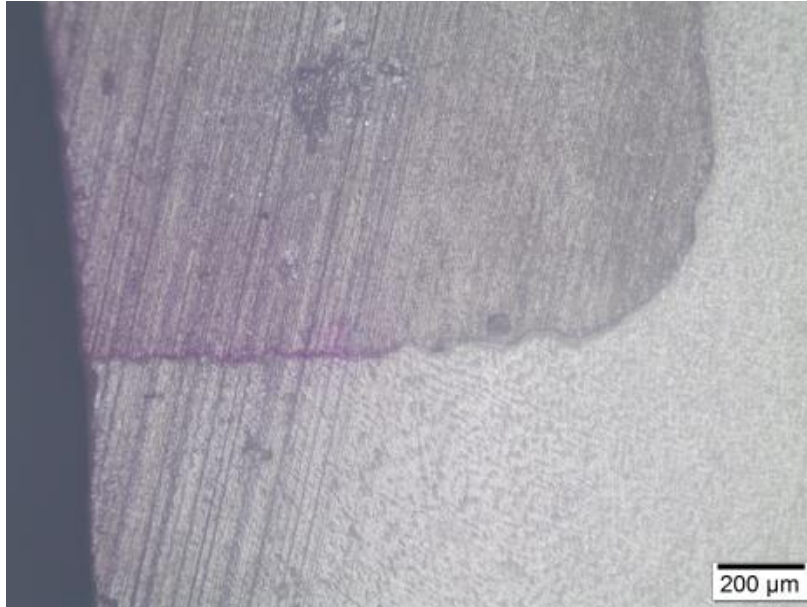


Resim 6.12: Grup 6 (Lazer + OAO) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü

6.2.7. Grup 7 (Frez + Adper Single Bond 2 Grubu)



Resim 6.13: Grup 7 (Frez + ASB) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü

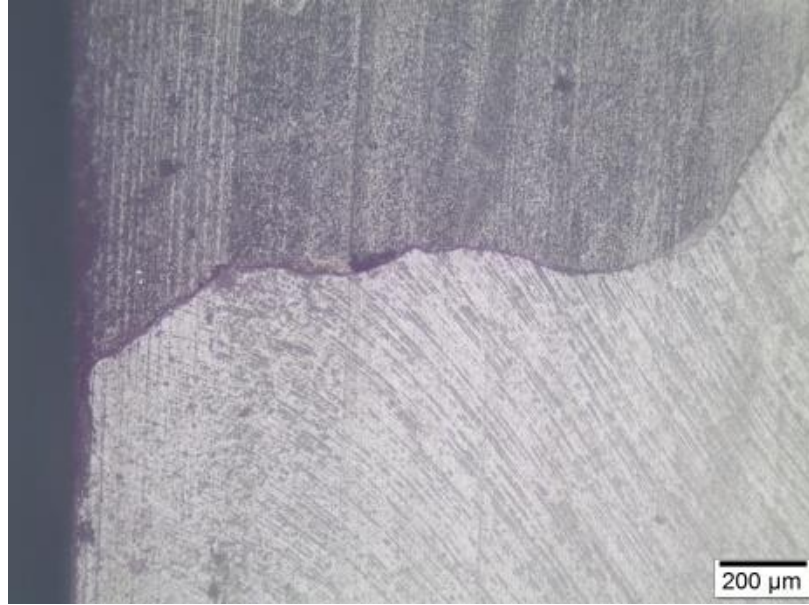


Resim 6.14: Grup 7 (Frez + ASB) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü

6.2.8. Grup 8 (Lazer + Adper Single Bond 2 Grubu)



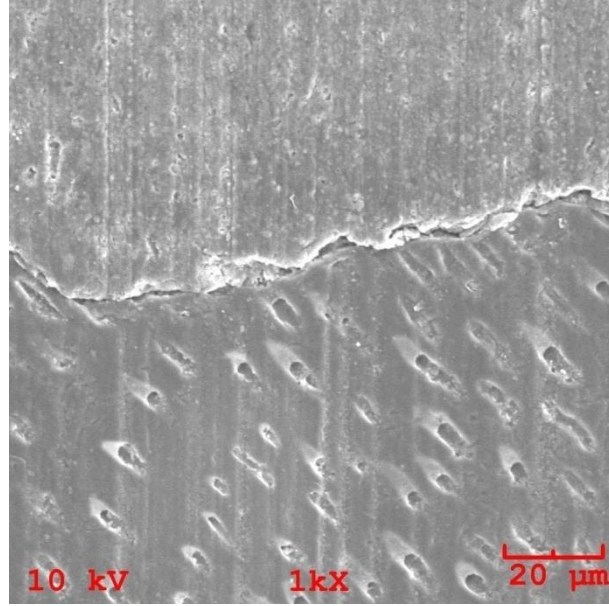
Resim 6.15: Grup 8 (Lazer + ASB) Okluzal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü



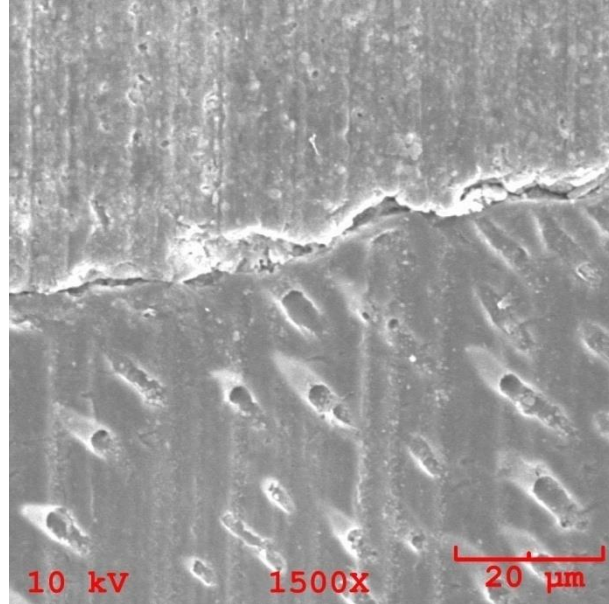
Resim 6.16: Grup 8 (Lazer + ASB) Servikal yüzey ışık mikroskobu görüntüsü

6.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri

6.3.1. Grup 1 (Frez + Clearfil SE Bond Grubu)

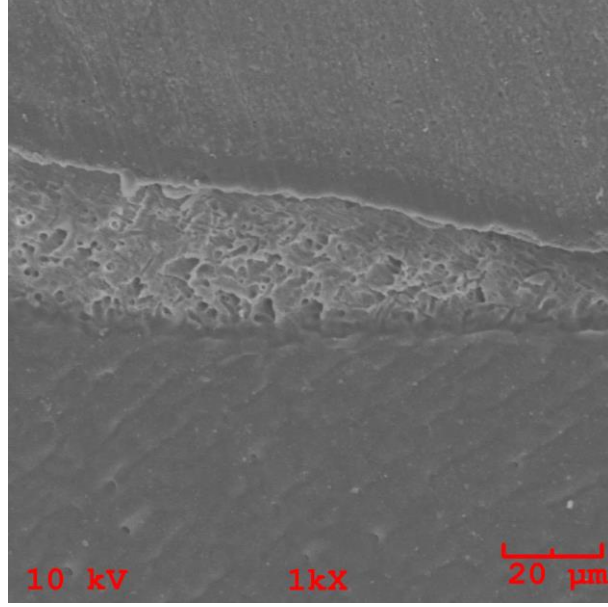


Resim 6.17: Grup 1 (Frez + CSE) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)

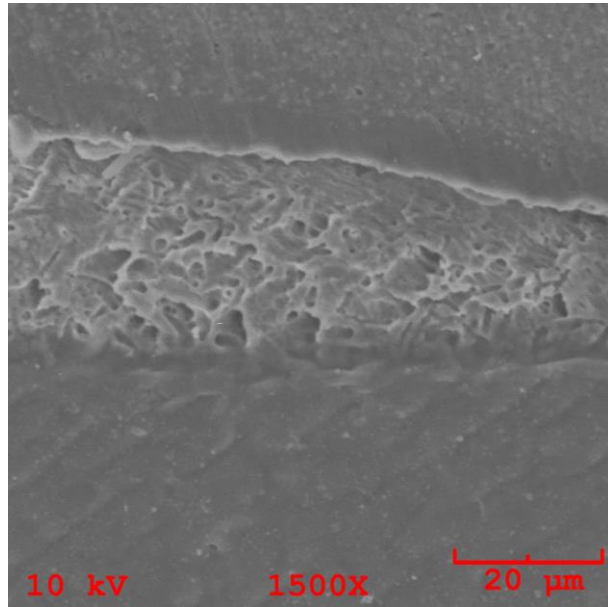


Resim 6.18: Grup 1 (Frez + CSE) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)

6.3.2. Grup 2 (Lazer + Clearfil SE Bond Grubu)

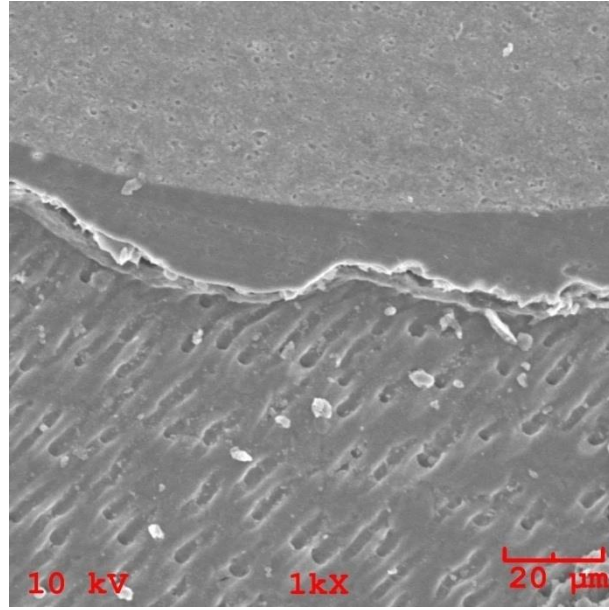


Resim 6.19: Grup 2 (Lazer + CSE) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)

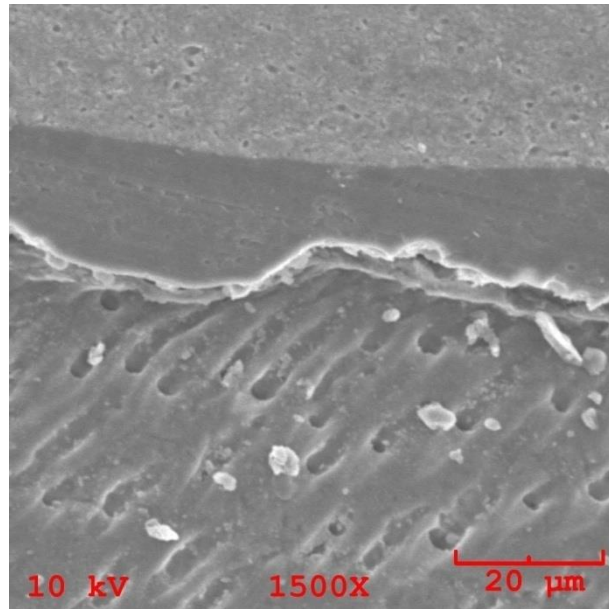


Resim 6.20: Grup 2 (Lazer + CSE) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)

6.3.3. Grup 3 (Frez + Single Bond Universal Grubu)

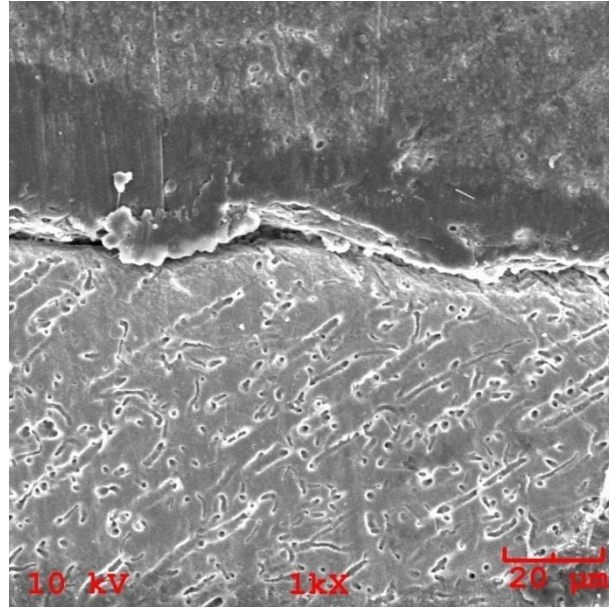


Resim 6.21: Grup 3 (Frez + SBU) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)

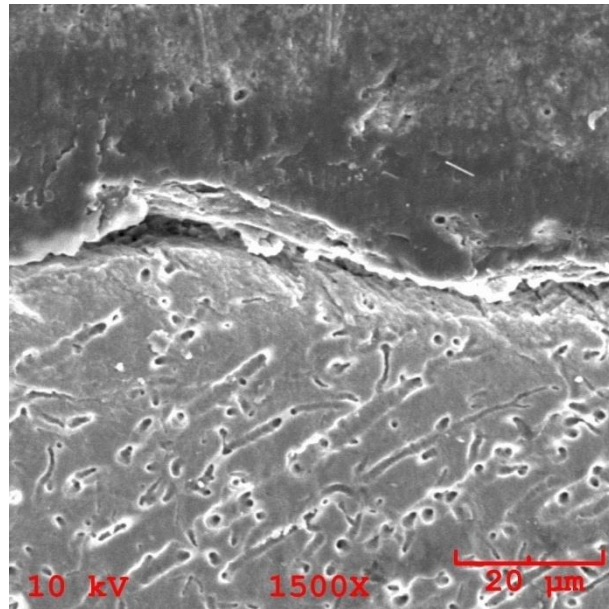


Resim 6.22: Grup 3 (Frez + SBU) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)

6.3.4. Grup 4 (Lazer + Single Bond Universal Grubu)

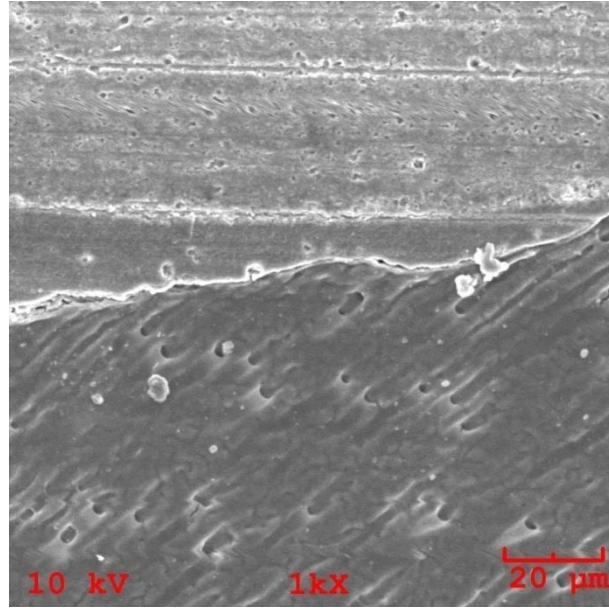


Resim 6.23: Grup 4 (Lazer + SBU) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)

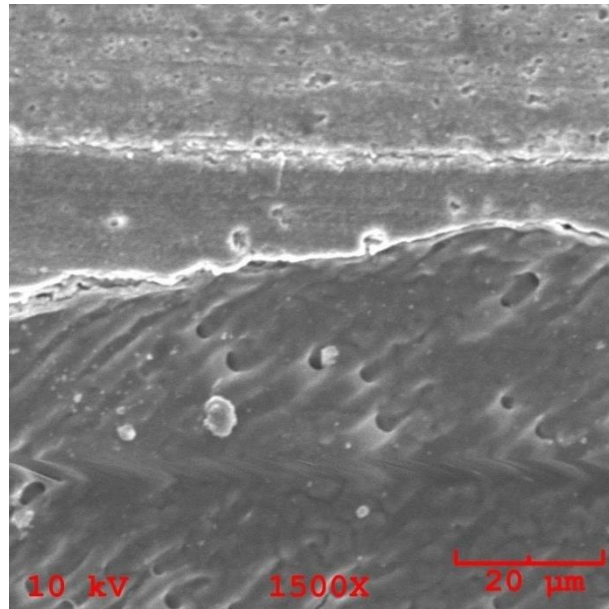


Resim 6.24: Grup 4 (Lazer + SBU) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)

6.3.5. Grup 5 (Frez + OptiBond All-in-One Grubu)

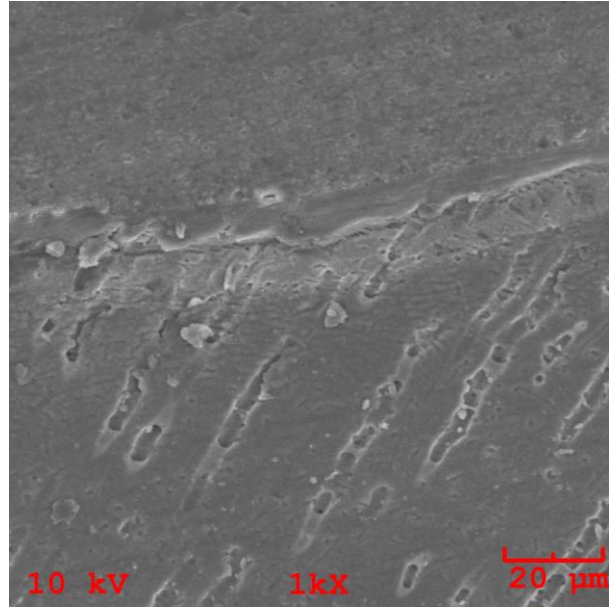


Resim 6.25: Grup 5 (Frez + OAO) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)

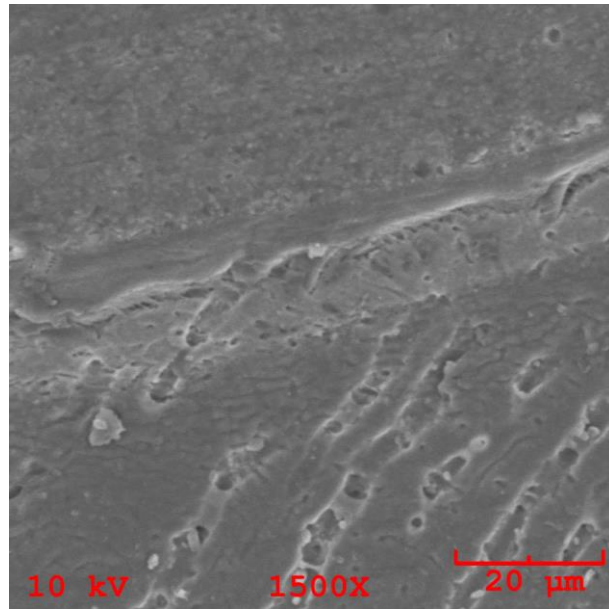


Resim 6.26: Grup 5 (Frez + OAO) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)

6.3.6. Grup 6 (Lazer + OptiBond All-in-One Grubu)

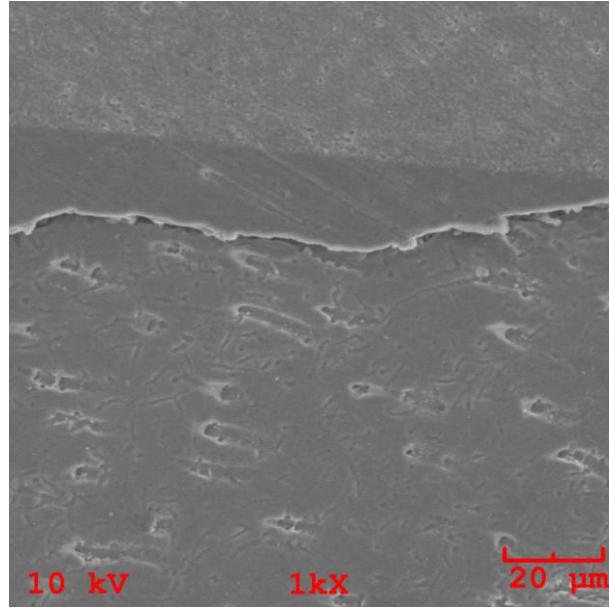


Resim 6.27: Grup 6 (Lazer + OAO) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)

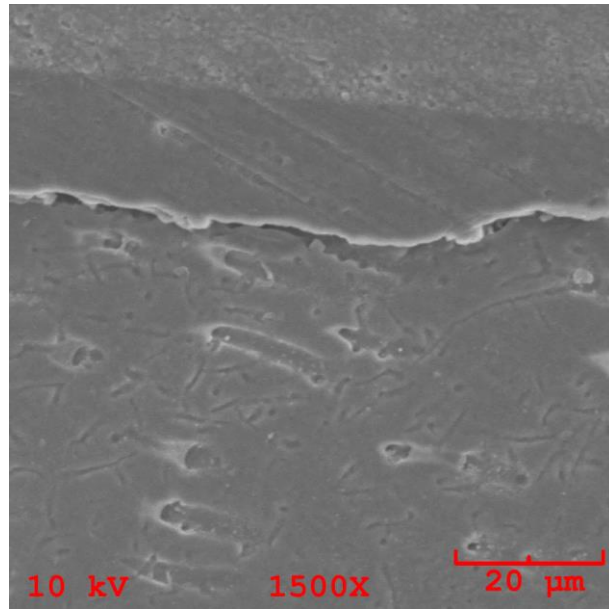


Resim 6.28: Grup 6 (Lazer + OAO) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)

6.3.7. Grup 7 (Frez + Adper Single Bond 2 Grubu)

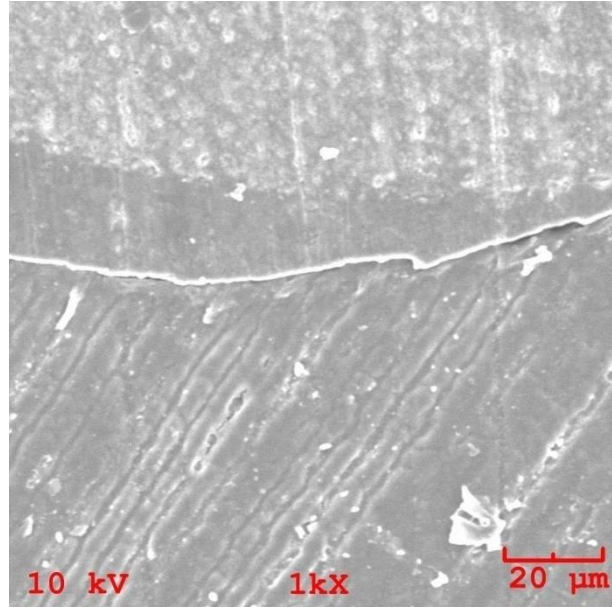


Resim 6.29: Grup 7 (Frez + ASB) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)

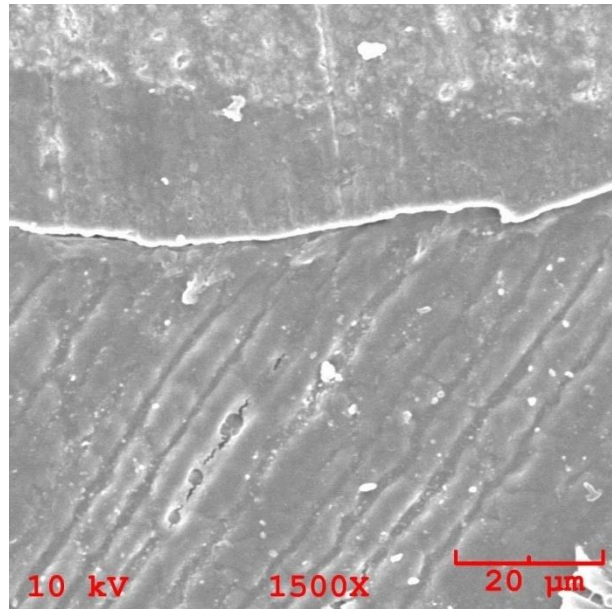


Resim 6.30: Grup 7 (Frez + ASB) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)

6.3.8. Grup 8 (Lazer + Adper Single Bond 2 Grubu)



Resim 6.31: Grup 8 (Lazer + ASB) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1000X)



Resim 6.32: Grup 8 (Lazer + ASB) Rezin-dentin ara yüzeyi SEM görüntüsü (1500X)

7. TARTIŞMA

Bilimsel araştırmalar ve modern teknoloji ışığında, çürük lezyonlarının tanısı ve tedavisi ile ilgili bilgi düzeyi artarken yeni restoratif teknikler ve materyaller de geliştirilmektedir. Bu gelişmeler sayesinde diş hekimliği pratiğinde geçmişten günümüze önemli bir yol kat edilmiştir. Önce diş yüzeylerinin asit ile pürüzlendirilmesi tekniğinin ileri sürülmesi ve ardından geliştirilen adeziv sistemler, güncel adeziv diş hekimliği kavramını doğurmuştur. Bu kavram çerçevesinde hazırlanan kavitelerde diş dokusu kaybı minimale indirilirken diş ile daha uyumlu ve daha estetik restorasyonlar yapılabilmektedir.

Ancak adeziv diş hekimliğinde karşılaşılan en büyük sorun dentin yüzeyinin karmaşık yapısına bağlı olarak bu yüzeyin tam olarak örtülmesinin ve kuvvetli bir bağlanma sağlanmasının zorluğudur. Bu zorluk nedeniyle adeziv restorasyon ile dentin yüzeyi arasında bağlanma yeterli düzeyde olamazsa, mikrosızıntı meydana gelerek bu bölgeye tükürük, dişeti oluğu sıvısı, mikroorganizma, molekül, asit, enzim ve iyonların geçişi söz konusu olmaktadır. Mikrosızıntıya bağlı olarak restorasyon yapılmış dişte postoperatif hassasiyet, restorasyon kenarlarında renklenme, sekonder çürük oluşumu, pulpa patolojisi gelişimi veya yapılan restorasyonun kırığı ve/veya kaybı gözlenebilmektedir (234,235). Adeziv diş hekimliğinin geleceği, dentin yüzeyine bağlanmada yaşanan bu sorunun ortadan kaldırılmasına; daha güçlü ve daha uzun süreli bir adezyon sağlanmasına bağlıdır. Daha uzun ömürlü restorasyonlar yapılabilmesi ve rezin-dentin ara yüzeyinde ideal bağlanmanın geliştirilebilmesi için mikrosızıntı konusu üzerinde bilimsel araştırmalar devam etmektedir (2,11).

Adeziv diş hekimliğinde diş yüzeylerine etkin bir bağlanma sağlanmasında mine ve dentin yüzeyinde hazırlanan kavitenin hazırlanma yöntemi büyük önem taşımaktadır. Döner aletler ile hızlı ve etkin bir biçimde kavitelerin hazırlanması gelenekselleşmiş bir yöntem olmasına rağmen; bu yöntemin ses, ısı, titreşim, ağrı ve mikro çatlak oluşumuna sebep olabildiği, hatta fazla madde kaybına yol açabildiği bilinmektedir. Gelişen teknoloji sayesinde günümüzde lazer sistemleri kavite hazırlığı aşamasında geleneksel yöntemlere alternatif oluşturmaktadır. Bu yöntemde ağrı ve titreşimin olmaması ve

sesin geleneksel yönteme göre kabul edilebilir düzeylere inmiş olmasından ötürü, dental fobisi olan hastalarda ve ocuk diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmaktadır. Lazer ile hazırlanan kavite yüzeyleri mikroskobik olarak incelendiklerinde yüzeylerde demineralizasyon meydana gelmediği, smear tabakasının oluşmadığı, dentin kanalı ağızlarının açık olduğu ve mekanik olarak ortaya çıkmış girintili-çıkıntılı yüzeyler oluştuğu gözlenmiştir. Ayrıca lazerin kavite yüzeyinde bakterisid etkisi olduğu da belirtilmektedir. Tüm bu olumlu özellikler sayesinde, lazer sistemleri diş hekimliği pratiğinde giderek daha fazla tercih edilen bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır (10,236,237).

Bu nedenle, bu tez çalışmasında Er:YAG lazerin kavite hazırlığında kullanımının dentin yüzeyine ve farklı adeziv sistemlerin dentine bağlanmasına olan etkisinin *in vitro* olarak gözlenmesi ve bu etkinin geleneksel yöntem ile karşılaştırılması amaçlanmıştır. Kompozit restorasyon kenarlarının mikrosızıntı testi kullanılarak incelenmesi ve rezin-dentin ara yüzeyinin ışık mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu altında değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

Klinik alışmalar tedavi yöntemlerinin uzun dönem başarısını tahlil etmekte en etkili yöntemdir ancak bu çalışmalarda tedavinin başarısını etkileyen birden çok değişkenin varlığı, olası bir başarısızlık durumunda sebebin tespitini zorlaştırmaktadır. Adeziv diş hekimliğinde, ağız ortamında yapılan rezin kompozit restorasyonların başarısını, değişken ısı ve tükürük yapısı gibi birçok kişiye özel durum etkileyebilmektedir. Bu nedenle *in vitro* ortamda yapılan çalışmalar, değişkenlerden yalnızca birinde farklılık yaratılarak bu değişimin tedavi yöntemi üzerindeki etkisini diğer değişkenlerden bağımsız olarak inceleyebilmektedir. Bununla birlikte klinik araştırmalara göre laboratuvar incelemeleri, yeni yöntem veya materyallerin başarısının değerlenmesinde daha kısa sürede sonuç verdikleri ve daha düşük bütçeler ayrılarak yapılılabildikleri için tercih edilen çalışmalardır (56). Adeziv sistemler de bağlanma kuvvetleri ve mikrosızıntı düzeyleri açısından klinikte gösterebilecekleri başarının ölçülebilmesi ve geliştirilebilmeleri adına *in vitro* alışmalar ile denenmektedir (221,238).

Bu çalışmanın amacı Er:YAG lazer ve frez ile hazırlanan kavitelere güncel adeziv sistemler kullanılarak uygulanan rezin kompozit restorasyonlarda mikrosızıntı düzeylerinin değerlendirilmesi olduğu için, diğer değişkenlerin etkilerinden kaçınılmak istenmiştir. Bu nedenle standardize edilebilen bir yöntem olan *in vitro* çalışma tercih edilmiştir. Bu şekilde güncel adeziv materyallerin mikrosızıntı düzeylerine bakılarak dentini örtüleme kapasiteleri değerlendirilecek; sekonder çürük oluşumu, postoperatif hassasiyet ve pulpa patolojisi gibi olası klinik başarısızlıkları da tahmin edilebilecektir (33,81).

Boyalar, kimyasal işaretçiler (indikatör), radyoaktif izotoplar, mikrobiyal geçirgenlik, taramalı elektron mikroskobu, yapay çürük teknikleri ve elektriksel geçirgenlik gibi birçok laboratuvar yöntemi mikrosızıntı testlerinde uygulanmıştır (5). Çalışmamızda, bu yöntemler arasından en çok tercih edilen ve en pratik olan boya penetrasyon yöntemi seçilmiştir.

Yapılan çalışmalarda boya penetrasyon yöntemi için bazik fuksin, metilen mavisi, rhodamin B, gümüş nitrat, floresans gibi çeşitli boyaların solüsyonları tercih edilerek, 4-72 saatlik sürelerde kullanımları uygun görülmüştür (214,216). Kullanılan boya solüsyonunun test sonuçları üzerinde anlamlı bir fark yaratmadığı bilinmekle birlikte, 144 mikrosızıntı çalışmasının değerlendirildiği bir araştırmada, çalışmaların %40,7'sinde bazik fuksin kullanıldığı ortaya konmuştur (218,219,239). Çalışmamızda da boyar madde olarak bazik fuksinin %0,5 oranındaki solüsyonu 24 saatlik süre ile kullanılmıştır.

ISO, 2015 yılında yayınladığı raporda diş yapısına adezyonun restoratif diş hekimliği için önemli bir konu olduğunu belirtmiş ve kullanılan dental materyal ile diş yapısının bağlanma kalitesinin klinik veya laboratuvar testlerinin prosedürlerine bağlı olduğunu bildirmiştir (240). Bu tez çalışmasında, her grup için rastgele beş insan premolar dişi seçilmiş ve bu dişler üzerine biri bukkal diğeri lingual yüzeyde olacak şekilde 10 adet sınıf V kavite hazırlanmıştır. Kavite boyutları matris bandı üzerine açılan genişliği dört mm, yüksekliği üç mm olan şablon ile standardize edilerek iki mm derinliğinde açılmıştır.

Termosiklus işleminin en çok tercih edilen yaşlandırma yöntemi olmasına karşın, etkisi konusunda araştırmacılar ortak bir kanaata varamamışlardır. Bazı araştırmacılar termosiklus işleminin mikrosızıntı üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığını öne sürerken, bazı araştırmacılar mikrosızıntı düzeylerini arttırdığını bildirmişlerdir. Bir diğer grup ise bu işlemin etkisinin, materyale bağlı ısıl geçirgenliğe göre değişim gösterdiğini belirtmişlerdir (218,219,223). ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre $5\pm 2^{\circ}\text{C}$ ile $55\pm 2^{\circ}\text{C}$ suda 500 döngü yapılması uygun bir yaşlandırma yöntemidir. Ancak Gale ve Darvell, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun, adezyonun uzun dönem taklit edilmesi için çok kısa olduğunu bildirmişlerdir (223). Bu çalışmada, tüm örnekler $5\pm 2^{\circ}\text{C}$ ile $55\pm 2^{\circ}\text{C}$ banyolar arasında 1000 devir yapmıştır. Su banyolarında bekleme süresi 30 saniye, transfer süresi 15 saniye olacak şekilde ısıl çevirim işlemi bitirilmiştir.

Mikrosızıntı deneyi için restorasyon yapılmış dişlerden alınan kesit sayısı, test sonuçlarını etkileyen önemli faktörlerdendir. Kesit sayısı arttıkça belirlenebilen mikrosızıntı düzeyi artmaktadır çünkü daha fazla kesit elde edildiğinde boyanın en fazla penetre olduğu bölgenin yakalanma olasılığının arttığı düşünülmektedir (216). Türkün ve Ergücü, araştırmalarında, tek kesit alma oranının 84 yayınlanmış mikrosızıntı çalışması içerisinde %50,9 oranında olduğunu bildirmişlerdir (241). Çalışmamızda molar dişlere göre dar mesio-distal boyutlarda olan premolar dişler kullanıldığı için tek kesit almak yeterli görülmüştür.

Boya penetrasyon yöntemi ile yapılan deneylerde görülen mikrosızıntı düzeyleri üç farklı yöntem ile değerlendirilebilmektedir. Skorslama, boya infiltrasyonunun yüzdesel ölçümü ve spektrofotometrik analiz yöntemleri arasından, uygulanması en kolay ve maliyeti en düşük olan skorslama yöntemi en çok tercih edilendir. Bu yöntemde mikroskop altında mikrosızıntı düzeyleri tespit edilmeden önce bir skor tablosu oluşturulur. Ardından subjektif bir yöntem olması sebebiyle birden fazla gözlemci tarafından sonuçlar incelenerek boya penetrasyon derecelerini ifade eden skora göre değerlendirmeler yapılır (214). Bu çalışmada mikrosızıntı düzeyleri her restorasyon için okluzal ve servikal yüzeylerde ayrı ayrı değerlendirilmiştir. İki araştırmacı tarafından yapılan değerlendirmelerde, önceden belirlenen skor tablosu kullanılmıştır. Skor tablosu

bir yüzeyin üçe bölünmesi ve mikrosızıntı düzeylerinin bu sınırlar arasındaki farklı konumları ifade edilerek hazırlanmıştır. Araştırmacılar ışık mikroskobu altında restorasyonların okluzal ve servikal yüzeylerinde meydana gelen mikrosızıntı düzeylerini 50X büyütme altında incelemişlerdir.

Kavite preparasyon yöntemi, dentin yüzey özelliklerinde değişime sebep olduğu için adezyon açısından oldukça önemlidir. Dentin yüzey özelliklerinin, adezyon mekanizmasını ve hibrit tabakasının morfolojisini etkilediği araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (242). Bu nedenle çalışmamızda kavite hazırlık yöntemi olarak Er:YAG lazer ile geleneksel yöntem karşılaştırılarak ortaya çıkan bu yüzey farklılıklarının adeziv restorasyonlarda mikrosızıntı düzeylerinde oluşturdukları etkinin gözlenmesi amaçlanmıştır.

Yapılan SEM incelemelerinde geleneksel yöntem ve lazer ile hazırlanmış kavite yüzeylerinde farklı özellikler tespit edilmiştir. Frez ile açılan kavite yüzeyleri mikro morfolojik olarak daha düzenli gözükmele beraber dentin kanalı ağızları smear tabakası ile kapalıdır. Ancak SEM analizlerinde, lazer ile açılan kavite yüzeylerinde dentin kanalı ağızlarının smear tabakası ile örtülmediği için geniş bir biçimde açık olduğu ve oldukça düzensiz bir mikro morfolojik yapı sergiledikleri gözlenmektedir (243). Literatürde SEM analizleri ile lazer kullanılarak hazırlanmış kavite yüzeylerinde meydana gelen değişimin tespit edildiği birçok çalışma mevcutken rezin-dentin ara yüzeyinin incelendiği çalışma sayısı azınlıktadır. Çalışmamızda bu ara yüzey SEM ile analiz edilmiş, hibrit tabaka ve rezin taglar incelenmiştir.

Ceballos ve ark. (236) yaptıkları çalışmada, sınıf V kavite duvarlarında asit, lazer veya lazer ve asit ile pürüzlendirmenin kompozit restorasyonlarda meydana gelen mikrosızıntı düzeylerine etkisini incelemişlerdir. Dişlerin rastgele üç gruba ayrıldığı çalışmada; birinci grup %35 fosforik asit, ikinci grup Er:YAG lazer, üçüncü grup Er:YAG lazer ve ardından asit ile pürüzlendirilmiştir. Sınıf V kavite yüzeylerinde gruplar arasında mikrosızıntı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,05$) derecede fark bulunmuştur. Ceballos ve ark. sonuçları mine yüzeyinde yalnızca asit ile pürüzlendirmenin en iyi değerleri gösterdiğini söyleyerek mine

yüzeyinde lazer kullanımının asit ile pürüzlendirmeye iyi bir alternatif oluşturmadığı yönünde yorumlamışlardır. Servikal yüzeyler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiştir (236). Çalışmamızda ise frez grupları ile Er:YAG lazer gruplarının okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark Kruskal-Wallis testi ile değerlendirilmiş ve kavite preparasyon yönteminin mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç oluşturmadığı belirlenmiştir ($p>0,05$). Grupların servikal yüzeylerinde mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak çok ileri düzeyde anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$). Grupların okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p>0,05$).

Er:YAG lazer ve geleneksel yöntemle açılmış kavite yüzeylerindeki morfoloji ve mikrosızıntı Koharo ve ark. (244) tarafından incelenmiştir. 30 insan süt dişi üzerinde yapılan çalışmada dişler rastgele ikiye ayrılarak 15 diş üzerinde Er:YAG lazer ile kavite açılırken diğer 15 diş üzerindeki kavite frez ile hazırlanmıştır. İki gruptaki beşer kavitenin yüzeyi SEM ile analiz edilmiştir. Geri kalan kavitelere uygulanan rezin kompozit restorasyonlar ise mikrosızıntı açısından değerlendirilmiştir. Sonuç olarak Er:YAG lazer ile açılan kavite yüzeylerinin frez ile açılanlardan daha düzensiz olduğu ancak bu yüzeylerde neredeyse hiç smear tabakasının bulunmadığı gözlenmiş ve mikrosızıntı açısından Er:YAG lazer ile hazırlanan kavite geleneksel yöntemle hazırlananlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede ($p<0,05$) üstün olduğu tespit edilmiştir (244). Bu çalışmada ise kavite frez ile hazırlanmasının mikrosızıntı değerleri açısından fark yaratmadığı görülmüştür ($p>0,05$).

Schein ve ark. (13) *in vitro* olarak elde ettikleri dentin diskleri üzerinde Er:YAG lazer ve frez ile hazırlanmış kavite rezin-dentin ilişkisini SEM ile analiz etmişlerdir. Hazırlanan kavite yarısı asit ile pürüzlendirildikten sonra tamamı rezin kompozit ile restore edilmiştir. Sonuç olarak lazerle hazırlanmış ve asitle pürüzlendirilmiş yüzeyin, monomerlerin kollajen ağından geçebilmesi için uygun olmadığını; bu grupta rezin-dentin ara yüzünde ince tagların ve çok kısıtlı bir hibrit tabakasının bulunduğunu gözlemişlerdir (13). Çalışmamızda da benzer olarak, bir total-etch adeziv olan Adper Single Bond 2 uygulanmadan önce frez veya lazer kullanılarak

açılmış kaviteler asit ile 15 saniye pürüzlendirilmiştir. Kavitesi frez veya Er:YAG lazerle hazırlanmış, asitlenmiş ve Adper Single Bond 2 adezivi uygulanmış kompozit restorasyonların servikal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeyi ile okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeyi arasında, istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı fark ($p<0,001$) bulunmuştur. Lazer ile hazırlanan kavitelere asit pürüzlendirmesini takiben uygulanan Adper Single Bond 2 grubunda (n=10) sekiz örneğin tüm servikal yüzeyi boyunca (skor: 3) mikrosızıntı izlenmiştir. Er:YAG lazer ile prepare edildikten sonra asit uygulanan kavitelere rezin-dentin ara yüzeyinde yeterli bir adezyonun oluşmadığı tespit edilmiştir.

Farklı kavite hazırlık yöntemlerinin sınıf V rezin kompozit restorasyonlarda oluşan mikrosızıntı düzeyleri üzerindeki etkileri Setien ve ark. (245) tarafından incelenmiş ve bu çalışmada yalnızca Er:YAG lazer kullanılarak hazırlanan bir grup hariç geri kalan yedi gruptaki tüm kaviteler adeziv uygulaması öncesinde asit ile pürüzlendirilmiştir. Okluzal yüzeylerde, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulunmamıştır. Servikal yüzeylerde ise; Er:YAG lazer ile açılıp asitlenmiş ve karbid frez ile açılıp Er:YAG lazer ve asit ile pürüzlendirilmiş iki grupta elde edilen mikrosızıntı düzeyleri, diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,01$). Yalnızca Er:YAG lazer ile hazırlanmış ve asitlenmemiş tek grupta ise istatistiksel olarak anlamlı olmasa da dentinde en az mikrosızıntı düzeyine rastlanmıştır. Sonuç olarak asitlenmiş mine yüzeyinde gözlenen mikrosızıntı düzeylerinde kavite hazırlık yöntemi ile bir fark oluşmamıştır. Fakat kavite hazırlık yöntemi olarak lazer tercih edilecekse, dentin yüzeyinin asit ile muamele edilmemesinin marjinal sızdırmazlık açısından daha iyi olacağı tespit edilmiştir (245). Yaptığımız çalışmada benzer olarak, asit uygulaması lazerle veya frezle hazırlanmış kavitelerin okluzal yüzeyinde, yani mine ile sonlanan yüzeyinde anlamlı bir fark oluşturmamaktadır. Ancak en fazla mikrosızıntı durumuna [medyan: 3,0 (25.-75.persantil)] lazer ile hazırlanan kavitelere asit uygulanmış servikal yüzeyde rastlanmıştır.

Aranha ve ark. (246) Er:YAG lazer veya frez ile prepare edilmiş sınıf V kavitelere üç farklı adeziv sistem uygulanarak oluşturulmuş rezin kompozit

restorasyonların mikrosızıntı seviyelerini değerlendirmişler ve kavite preparasyon metodunun mikrosızıntı değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığını tespit etmişlerdir. Sonuç olarak, Er:YAG lazerin kavite preparasyonunda frez kadar efektif olduğu ve adeziv restorasyonlarda diş dert dokularının hazırlığında geleneksel yöntemlere alternatif olarak uygulanabileceği ifade edilmiştir (246). Bu çalışmamızın sonuçları, Aranha ve ark.'nın çalışma sonuçları ile örtüşmektedir. Tüm hastalarda, fakat özellikle çocuk hastalarda veya dental fobisi olan kişilerde, ses, titreşim ve ağrıyı minimuma indirme avantajını da sunan lazer tekniği, tedavi yöntemi olarak tercih edilebilir. Bu çalışmadan elde ettiğimiz sonuçlara dayanarak, adezyon çerçevesinde geleneksel yöntem ile Er:YAG lazer sisteminin farkı yoktur.

Yaptıkları çalışmada Ceballos ve ark. (247) dentin yüzeyini asit ile Er:YAG lazer ile ve hem Er:YAG lazer hem asit ile pürüzlendirerek rezin kompozitle bağlanma kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, Er:YAG lazer ile pürüzlendirmenin dentin yüzeyinde oluşturduğu lazer-modifiye tabakanın adezyonu negatif etkilediği ve lazer tekniğinin geleneksel asit ile pürüzlendirme tekniğine alternatif teşkil etmediği kararlarını açıklamışlardır (247). Çalışmamızda lazer ile oluşturulmuş yüzeylerde adezyon açısından olumsuz bir etkiye rastlanmamıştır.

Korkmaz ve ark. (248) Er:YAG lazer ve frez ile açılmış sınıf V kaviteleri, all-in-one self-etch adeziv sistemler ve bu sitemlere ait nanokompozitler ile restore ederek, mikrosızıntı düzeylerini ve SEM analizlerini değerlendirmişlerdir. Frez ile hazırlanan kavitelere tüm adeziv grupları mine yüzeyinde istatistiksel olarak anlamlı derecede ($p<0,05$) daha düşük mikrosızıntıya neden olmuştur. Servikal yüzeylerde lazer ve frez grupları arasında mikrosızıntı düzeyleri açısından farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$). Servikal yüzeylerde okluzal yüzeylere göre daha yüksek mikrosızıntı değerleri ile karşılaşmıştır. Ancak Er:YAG lazer ile hazırlanmış sınıf V kavitelere okluzal yüzeylerde daha fazla mikrosızıntı ortaya çıkmıştır (248). Bu çalışmamızda, iki aşamalı self-etch adeziv (Clearfil SE Bond), universal adeziv (Single Bond Universal), all-in-one self-etch adeziv (OptiBond All-in-One) ve total-etch adeziv (Adper Single Bond 2) karşılaştırılmıştır. Korkmaz ve ark.'nın çalışması ile örtüşecek şekilde, servikal yüzeylerde tüm gruplarda daha fazla mikrosızıntı görülmektedir ancak frez ve lazer

grupları arasında anlamlı ($p>0,05$) bir fark bulunmamıştır. Fakat bizim çalışmamızda Korkmaz ve ark.'ninkinden farklı olarak lazer ile hazırlanmış okluzal yüzeylerde daha fazla mikrosızıntıya rastlanmamıştır. Buna karşılık, servikal yüzeylerdeki mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark çok ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). All-in-one self-etch adezivinin kullanıldığı frez ve lazer gruplarında servikal yüzeylerde elde edilen mikrosızıntı düzeyleri, universal adeziv grupları hariç tüm gruplardan anlamlı derecede ($p<0,05$) üstündür. İki aşamalı self-etch ve total-etch gruplarında, all-in-one self-etch grubuna göre daha fazla mikrosızıntı tespit edilmiştir. OptiBond All-in-One (Kerr), içeriğinde adezyonu güçlendirip mikrosızıntıya karşı koyan gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM) monomeri bulunduran, pH değeri 2,5 olan hafif asiditeye sahip bir self-etch adezividir. Çalışmamızda kullanılan universal adeziv sistemi de bu başarıya yaklaşmıştır. Single Bond Universal (3M ESPE), içeriğinde daha iyi bağlanma ve self-etch özelliği sağlayan metakriloksidesil fosfat (MDP) bulunduran, pH değeri 2,7 olan hafif asiditeye sahip, self-etch, total-etch veya selektif-etch tekniğiyle kullanılabilen universal bir adezividir. Universal bond bu çalışmada self-etch tekniği ile kullanılmıştır. Hafif self-etch adezivlerin mine ve dentin ile yüzeyel olarak etkileşim göstererek sığ bir demineralizasyon gerçekleştirdiği; bu durumda ilerleyen kimyasal bağlanmalar için kollajen fibriller etrafında yeterli hidroksiapatitin mevcut kaldığı ve böylece hibrit tabakası ve rezin tag oluşumu az miktarda olmasına rağmen tatmin edici bir bağlanma gücü sağlayabildikleri bildirilmiştir (33). Çalışmamızın sonuçları da bu çerçevede Van Meerbeek ve ark.'nın (33) tespiti ile örtüşmektedir. Hafif (mild) self-etch adeziv gruplarında kaviteilerin servikal yüzeylerinde bağlanma daha başarılı, mikrosızıntı düzeyleri daha düşüktür.

Lopes ve ark. (249) 2015 yılında, dental dokulara bağlanma üzerinde Erbium lazerin etkilerini inceleyen derleme makalelerinde, minimal invaziv diş hekimliği alanında, lazer sistemlerinin avantajını vurgulayarak çürük uzaklaştırılması, kavite hazırlığı, yüzey pürüzlendirilmesinde geleneksel yöntemle alternatif oluşturan ve hastalar tarafından da kabul gören bir tedavi seçeneği olduğunu bildirmişlerdir. Ancak daha olumlu sonuçlar elde edilebilmesi için standart bir prosedür oluşturulması amacıyla çalışmaların gelecekte devam etmesi gerektiğini ifade etmişlerdir (249). Literatür taramamızda Lopes ve ark.'nın da belirttiği gibi, Er:YAG lazer ile kavite

hazırlığında standart bir prosedürün mevcut bulunmadığı, araştırmacıların bu konu hakkında lazerin gücü, enerjisi, atımı gibi bilgileri detaylı olarak belirtmedikleri görülmüştür. Piyasada birçok dental lazer firmasına ait farklı cihazlar bulunmaktadır ve diş hekimliği pratiğinde hekimler bu cihazları üretici firmanın önerileri doğrultusunda kullanmaktadırlar. Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazer cihazı (LiteTouch, Syneron Dental Lasers) mine ve dentin üzerinde yapılacak işlemler için önceden belirlenmiş ayarlara sahiptir. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, yoğun hava-su soğutması altında, enerji değerleri minede 400 mJ/20 Hz, dentinde 200 mJ/20 Hz olarak belirlenerek kavite hazırlığı işlemleri gerçekleştirilmiştir. Ancak adeziv diş hekimliği için standart bir kavite hazırlığı prosedürünün belirlenebilmesi için bu alanda çalışmaların devam etmesi gerekmektedir.

8. SONUÇLAR

1. Tüm gruplarda mikrosızıntı düzeyleri karşılaştırıldığında okluzal yüzeylerde tespit edilen mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Buna karşılık servikal yüzeylerdeki mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark istatistiksel olarak çok ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Servikal yüzeylerde en az mikrosızıntıya OptiBond All-in-One (Kerr) self-etch adeziv sebep olurken başarı sıralamasında Single Bond Universal (3M ESPE) universal adeziv onu izlemiştir. Servikal yüzeylerde elde edilen anlamlı farkın sebebi, bu iki adeziv sistemin, Clearfil SE Bond (Kuraray) iki aşamalı self-etch adeziv ve Adper Single Bond 2 (3M ESPE) total-etch adeziv sistemlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az mikrosızıntı göstermesidir.
2. Grupların okluzal ve servikal yüzeylerinde gözlenen mikrosızıntı değerleri kendi aralarında da karşılaştırılmıştır. Kavitesi Er:YAG lazer ile hazırlanmış, Clearfil SE Bond (Kuraray) uygulanmış kompozit restorasyonların servikal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeyi, okluzal yüzeylere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<0,05$). Kavitesi frez veya Er:YAG lazerle hazırlanmış, Adper Single Bond 2 (3M ESPE) adezivi uygulanmış kompozit restorasyonların servikal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeyleri ile okluzal yüzeylerindeki mikrosızıntı düzeyleri arasındaki fark istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$).
3. Asit ile pürüzlendirme işlemini takiben kaviteye uygulanan bir total-etch adeziv sistem olan Adper Single Bond 2 (3M ESPE), çalışmamızda servikal yüzeylerde en fazla mikrosızıntının görüldüğü adeziv sistemdir. All-in-one ve universal adezivler bağlanma ve mikrosızıntı açısından daha başarılı bulunmuştur.
4. Kavite hazırlığının Er:YAG lazer veya frez ile gerçekleştirilmesinin adeziv sistemlerin okluzal ve servikal mikrosızıntı düzeyleri üzerine etkisi incelendiğinde; kavite hazırlık yönteminin grupların mikrosızıntı değerleri

arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı tespit edilmiştir ($p>0,05$). Adeziv diş hekimliği alanında, lazer sistemlerinin geleneksel yöntemlere alternatif oluşturabileceği belirlenmiştir.

5. Rezin-dentin ara yüzeylerinin SEM analizinde, frez ile hazırlanan kavitelere daha homojen ve devamlı bir hibrit tabaka gözlenirken, Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelere kalınlığı değişen, devamlılığı bozulan bir hibrit tabaka tespit edilmiştir.
6. Adeziv sistemlerin lazer ile hazırlanmış yüzeylerdeki performanslarını belirlemek adına daha fazla laboratuvar ve klinik çalışma yürütülmesine ihtiyaç vardır. Bununla birlikte adeziv diş hekimliği çerçevesinde kavite hazırlığı için standart bir lazer prosedürünün belirlenebilmesi için, bu alanda çalışmaların devam etmesi gerekmektedir.

9. KAYNAKLAR

1. Güven Y. Er:YAG Lazer ile Hazırlanmış Kavitelere Adeziv Sistem-Dentin Bağlantısının İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2011.
2. Powers JM, O'Keefe KL, Pinzon LM. Factors affecting in vitro bond strength of bonding agents to human dentin. *Odontol Soc Nippon Dent Univ.* 2003;91:1–6.
3. Eguro T, Maeda T, Otsuki M, Nishimura Y, Katsuomi I, Tanaka H. Adhesion of Er:YAG laser-irradiated dentin and composite resins: application of various treatments on irradiated surface. *Lasers Surg Med.* 2002;30:267–272.
4. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res.* 1996;75:599–605.
5. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent.* 1997;22:173–185.
6. Ceballo L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res.* 2002;81:119–122.
7. Chinelatti MA, Ramos RP, Chimello DT, Corona SAM, Pécora JD, Dibb RGP. Influence of Er:YAG laser on cavity preparation and surface treatment in microleakage of composite resin restorations. *Photomed Laser Surg.* 2006;24:214–218.
8. Bertrand M-F, Hessleyer D, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca J-P. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. *Lasers Surg Med.* 2004;35:51–57.
9. Aranha ACC, De Paula Eduardo C, Gutknecht N, Marques MM, Ramalho KM, Apel C. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er,Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microsc Res Tech.* 2007;70:745–751.
10. Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, Hamel H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: in vitro study. *J Endod.* 1999;25:543–546.
11. Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation--phase I. *J Clin Laser Med Surg.* 1997;15:109–115.
12. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, vd. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res.* 1998;77:1404–1414.

13. Schein MT, Bocangel JS, Nogueira GEC, Schein PAL. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using ER:YAG laser. *J Dent.* 2003;3:127–135.
14. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 2003;28:647–660.
15. Perdigao J SE. Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. İçinde: Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (Ed: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ). St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier, 243-281, 2006.
16. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. İkinci baskı. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., İstanbul; 25-60, 2011.
17. Cagle CV, Lee H, Neville K. Handbook of adhesive bonding. New York: McGraw Hill; 1973.
18. Roberson T, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 6th ed. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier, 3439, 2006.
19. Söderholm KJ. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 1991;7:74–83.
20. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2010;26:11–16.
21. Roberson T, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 6th ed. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier, 245-271, 2006.
22. Rather BD HA, Scohen FJ LJ. Adhesives and sealants in biomaterials science. İçinde: An introduction to materials in medicine. San Diego: Academic Press, 319–328, 1996.
23. Degrande M RJ. Minimally Invasive Restorations with Bonding. Quintessence Publishing Co Inc., Chicago; 1997.
24. Summit JB RJ, Hilton TJ SR. Fundamentals Of Operative Dentistry. Üçüncü baskı. Quintessence Publishing, China; 183-226, 2006.
25. Perdigão J, Lopes M. Dentin bonding--questions for the new millennium. *J Adhes Dent.* 1999;1:191–209.
26. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34:849–853.
27. Sevilmiş HH, Bulucu B. Adeziv Materyallerin Su Emilimi Özellikleri. *Hacettepe Dişhek Fak Derg.* 2007;31:16–21.

28. Turgut H. Farklı adeziv sistemlerin sağlam dentine bağlanma dayanımlarının iki farklı bekletme süresinde mikrotensile test metodu ile incelenmesi ve taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum, 2008.
29. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 1939. 2000;131:20 – 25.
30. 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, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2009.
31. Gökçe K, Özel E. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniv Dişhek Fak Derg.* 2005;15:52–60.
32. Çötel K. Farklı termosiklus döngüsü ve hızlandırılmış yaşlandırmanın tek basamaklı adeziv sistemlerin dentine bağlanması üzerine olan etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2008.
33. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, vd. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003;28:215–235.
34. Gökalp S, Ayvaz EY. Dental adezivler. *TDBD.* 2002;71:10–14.
35. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 1995;11:117–125.
36. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent.* 1992;5:111–124.
37. Albers HF. *Tooth-Colored Restoratives: Principles and Techniques.* 9th edition. Hamilton, Ont.; Lewiston, NY: BC Decker Inc.; 2001. 316 s.
38. Tay FR, Pashley DH. Etched Enamel Structure and Topography: Interface with Materials. *Dental Hard Tissues and Bonding* (Ed: Dent GED Dr, FADM DW DSc, FADM TED MS, Dr Med). Berlin Heidelberg: Springer, 3–33, 2005.
39. Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper Dent.* 1986;11:111–116.
40. Schmidseder, J., Bonding. K., K. H. Rateitschak, H. F. Wolf. *Color Atlas of Dental Medicine- Aesthetic Dentistry.* Munich: Thieme Stuttgart, 2000.
41. Gwinnett AJ. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol.* 1971;16:731–738.

42. Jordan RE. Resin-Enamel Bonding. Esthetic composite bonding: techniques and materials. Mosby-Year Book, 26–45, 1993.
43. Turşucu Z. Dentin bonding sistemlerinin makaslama kuvvetlerine dayanımlarının farklı uygulama teknikleri açısından in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2009.
44. Hallett KB, Garcia-Godoy F, Trotter AR. Shear bond strength of a resin composite to enamel etched with maleic or phosphoric acid. *Aust Dent J.* 1994;39:292–7.
45. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* 1990;98:154–160.
46. Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen RJ. Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1991;22:47–49.
47. Meola MT, Papaccio G, Caporaso S, Tolino A. Morphology of the aprismatic enamel: a SEM study of different etching. *Boll Della Soc Ital Biol Sper.* 1984;60:2325–2331.
48. Chosack A, Shapira J, Tzukert A, Eidelman E. The parameters influencing time of application of fissure sealants: etching time, type of polymerization, and experience. *Clin Prev Dent.* 1987;9:17–21.
49. Gardner A, Hobson R. Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* 2001;120:64–67.
50. Roulet J-F, Degrange M. Adhesion: The Silent Revolution in Dentistry. *Quintessence*; 380, 2000.
51. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* 1997;25:441–458.
52. Marshall GW. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1993;24:606–617.
53. Nakabayashi, Nobuo, Pashley, David H. Hybridization of Dental Hard Tissues. *Quintessence Publishing Co., Tokyo*, 1998.
54. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med Off Publ Am Assoc Oral Biol.* 1997;8:306–335.
55. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent.* 1992;5:81–94.
56. Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1995;26:95–110.

57. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24:456–461.
58. Eliades G, Watts DC, Eliades T. Bonding to dentin: smear layer and the process of hybridization. *Dental Hard Tissues and Bonding: Interfacial Phenomena and Related Properties.* Berlin Heidelberg: Springer, 89-122, 2005.
59. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007;51:333–357.
60. Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MAC, Vieira LCC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int Berl Ger 1985.* 2002;33:213–224.
61. Richard Van Noort. *Introduction to Dental Materials.* Dördüncü baskı. Londra: Mosby Elsevier, 2013.
62. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 2002;46:211–245.
63. Tarçın B. Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış dentin yüzeyine bazı bonding ajanlarının adaptasyonlarının ve bağlanma kuvvetlerinin incelenmesi. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2005.
64. Garant PR. *Oral Cells and Tissues.* Quintessence Publishing Company; 448, 2003.
65. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, vd. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2002;18:359–369.
66. Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner JA, Brewer PD, Pashley DH. Regional bond strengths of resins to human root dentine. *J Dent.* 1996;24:435–442.
67. Joynt RB, Davis EL, Wieczkowski G, Yu XY. Dentin bonding agents and the smear layer. *Oper Dent.* 1991;16:186–191.
68. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982;16:265–273.
69. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2005;21:895–910.
70. Uno S, Finger WJ. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int Berl Ger 1985.* 1995;26:733–738.
71. Van Meerbeek B, Dhém A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, VanHerle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res.* 1993;72:495–501.

72. Say EC, Karakaya S, Soyman M, Özer F, Tagami J. Self-etch sistemler ile hibridizasyon; SEM çalışması. Hacettepe Dis Hek Fak Derg. 2003;27:7–11.
73. Nakajima M, Ogata M, Okuda M, Tagami J, Sano H, Pashley DH. Bonding to caries-affected dentin using self-etching primers. Am J Dent. 1999;12:309–314.
74. Sundaram G, Bartlett D, Watson T. Bonding to and protecting worn palatal surfaces of teeth with dentine bonding agents. J Oral Rehabil. 2004;31:505–509.
75. Watson TF, Bartlett DW. Adhesive systems: composites, dentine bonding agents and glass ionomers. Br Dent J. 1994;176:227–231.
76. Erickson RL. Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding agents. Am J Dent. 1989;2:117–123.
77. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. J Dent Res. 1992;71:1530–1540.
78. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. J Dent Res. 1970;49:1359–1368.
79. Brännström M, Glantz PO, Nordenvall KJ. The effect of some cleaning solutions on the morphology of dentin prepared in different ways: an in-vivo study. ASDC J Dent Child. 1979;46:291–295.
80. Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, vd. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2008;24:492–501.
81. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. J Dent. 1997;25:355–372.
82. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, vd. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005;84:118–132.
83. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dent Clin North Am. 2004;48:751–770.
84. Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. Clinical assessments of the Erbium:YAG laser for soft tissue surgery and scaling. J Clin Laser Med Surg. 1996;14:67–75.
85. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2001;17:296–308.

86. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci.* 2002;110:322–329.
87. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17:105–109.
88. Cecchini RCM, Zezell DM, de Oliveira E, de Freitas PM, Eduardo C de P. Effect of Er:YAG laser on enamel acid resistance: morphological and atomic spectrometry analysis. *Lasers Surg Med.* 2005;37:366–372.
89. Türkün M, Türkün LS, Celik EU, Ateş M. Bactericidal effect of Er,Cr:YSGG laser on *Streptococcus mutans*. *Dent Mater J.* 2006;25:81–86.
90. Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg Med.* 1997;20:32–38.
91. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, vd. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent.* 1998;26:649–656.
92. Matsumoto K, Wang X, Zhang C, Kinoshita J-I. Effect of a novel Er:YAG laser in caries removal and cavity preparation: a clinical observation. *Photomed Laser Surg.* 2007;25:8–13.
93. Walsh LJ. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J.* 2003;48:146–155.
94. Bachmann L, Diebolder R, Hibst R, Zezell DM. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. *Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc.* 2005;61:2634–2639.
95. Yazici AR, Ozgünlaltay G, Dayangaç B. A scanning electron microscopic study of different caries removal techniques on human dentin. *Oper Dent.* 2002;27:360–366.
96. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc* 1939. 2000;131:777–185.
97. Nordenvall KJ, Brännström M, Malmgren O. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth. A comparison between 15 and 60 seconds of etching. *Am J Orthod.* 1980;78:99–108.
98. De Moor RJG, Delme KIM. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 2. present-day adhesion to erbium-lased tooth structure in permanent teeth. *J Adhes Dent.* 2010;12:91–102.

99. Bakry AS, Sadr A, Takahashi H, Otsuki M, Tagami J. Analysis of Er:YAG lased dentin using attenuated total reflectance Fourier transform infrared and X-ray diffraction techniques. *Dent Mater J*. Mayıs 2007;26(3):422–8.
100. Jepsen S, Açil Y, Peschel T, Kargas K, Eberhard J. Biochemical and morphological analysis of dentin following selective caries removal with a fluorescence-controlled Er:YAG laser. *Lasers Surg Med*. 2008;40:350–357.
101. Kinoshita J-I, Kimura Y, Matsumoto K. Comparative study of carious dentin removal by Er,Cr:YSGG laser and Carisolv. *J Clin Laser Med Surg*. 2003;21:307–315.
102. Sattabanasuk V, Burrow MF, Shimada Y, Tagami J. Resin adhesion to caries-affected dentine after different removal methods. *Aust Dent J*. 2006;51:162–169.
103. Tachibana A, Marques MM, Soler JMP, Matos AB. Erbium, Chromium:Yttrium Scandium Gallium Garnet laser for caries removal: influence on bonding of a self-etching adhesive system. *Lasers Med Sci*. 2008;23:435–441.
104. Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, vd. Influence of Er,Cr:YSGG laser treatment on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent*. 2008;10:25–33.
105. de Almeida Neves A, Coutinho E, Cardoso MV, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *J Adhes Dent*. 2011;13:7–22.
106. Chimello-Sousa DT, de Souza AE, Chinelatti MA, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Milori Corona SA. Influence of Er:YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. *J Dent*. 2006;34:245–251.
107. Delfino CS, Souza-Zaroni WC, Corona SAM, Palma-Dibb RG. Microtensile bond strength of composite resin to human enamel prepared using Erbium: Yttrium Aluminum Garnet laser. *J Biomed Mater Res A*. 2007;80:475–479.
108. Şar Sancaklı H. Dentin bağlayıcı sistemler ve hibrid tabakanın oluşturulması. *İst Üni Diş Hek Fak Derg*. 2010;44:189–195.
109. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc*. Aralık 2003;69:726–731.
110. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*. 1998;26:1–20.
111. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, vd. Bonding effectiveness of a new “multi-mode” adhesive to enamel and dentine. *J Dent*. 2012;40:475–484.
112. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent*. 2012;25:153–158.

113. Barutçigil Ç, Barutçigil K, Kürklü D, Harırlı OT. Güncel Dentin Bağlayıcı Ajanların ve Uygulama Yöntemlerinin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilim Derg. 2013;2:27–32.
114. Klapdohr S, Moszner N. New inorganic components for dental filling composites. *Monatsh Chem.* 2005;136:21–45.
115. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105:97–116.
116. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2011;27:29–38.
117. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials.* Elsevier Health Sciences; 417, 2012.
118. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1993;24:641–658.
119. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent.* 2000;12:300–308.
120. Park YJ, Chae KH, Rawls HR. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 1999;15:120–127.
121. Neumann MG, Miranda WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent.* 2005;33:525–532.
122. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* 1939. 1994;125:687–701.
123. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig.* 2009;13:427–438.
124. Blackham JT, Vandewalle KS, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Oper Dent.* 2009;34:697–702.
125. Ernst C-P, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig.* 2006;10:119–125.
126. Krämer N, Reinelt C, Richter G, Petschelt A, Frankenberger R. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in Class II cavities: clinical results and margin analysis after four years. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2009;25:750–759.
127. Scougall-Vilchis RJ, Hotta Y, Hotta M, Idono T, Yamamoto K. Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dent Mater J.* 2009;28:102–112.

128. Rose K, Glaubitt W, Wolter H. Multifunctional (meth)acrylate alkoxy silanes—a new type of reactive compounds. *Mat Res Soc Symp Proc.* 1992;271:719–724.
129. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2009;25:810–819.
130. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2005;21:68–74.
131. Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dent Mater J.* 2006;25:445–454.
132. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 1939. 1998;129:567–577.
133. Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D. Properties of packable dental composites. *J Esthet Dent.* 2000;12:216–226.
134. Yip HK, Samaranayake LP. Caries removal techniques and instrumentation: a review. *Clin Oral Investig.* 1998;2:148–154.
135. Reyto R. Lasers and air abrasion. New modalities for tooth preparation. *Dent Clin North Am.* 2001;45:189–206.
136. Zach L, Cohen G. Pulp Response To Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:515–530.
137. RizoIU I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, Eversole LR. Pulpal thermal responses to an Erbium, Chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998;86:220–223.
138. Cavalcanti BN, Lage-Marques JL, Rode SM. Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent.* 2003;90:447–451.
139. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *J Endod.* 2000;26:138–141.
140. Gürgan G, Kansu Ö. Kavite Preparasyonunun Diş Yapısında Neden Olduğu Çatlakların Transilluminasyon Yöntemiyle İncelenmesi. *Hacettepe Üniv Dişhek Fak Derg.* 1989;134:203–206.
141. Kawahara H, Yamagami A. In vitro studies of cellular responses to heat and vibration in cavity preparation. *J Dent Res.* 1970;49:829–835.
142. Searls JC. Light and electron microscope evaluation of changes induced in odontoblasts of the rat incisor by the high-speed drill. *J Dent Res.* 1967;46:1344–1355.

143. Burkes EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent.* 1992;67:847–851.
144. van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48:1017–1059.
145. Altshuler GB, Belikov AV, Sinelnik YA. A laser-abrasive method for the cutting of enamel and dentin. *Lasers Surg Med.* 2001;28:435–444.
146. Adams TC, Pang PK. Lasers in aesthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48:833–860.
147. Schoop U, Kluger W, Moritz A, Nedjelic N, Georgopoulos A, Sperr W. Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin. *Lasers Surg Med.* 2004;35:111–116.
148. Dostálová T, Jelínková H, Kucerová H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, vd. Noncontact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. *J Clin Laser Med Surg.* 1998;16:273–282.
149. Einstein A. Zur Quantentheorie der Strahlung. On the Quantum Mechanics of Radiation. *Phys Z.* 1917;18:121–128.
150. Miserendino LJ, Pick RM. *Lasers in Dentistry.* Chicago: Quintessence; 1995.
151. Maiman TH. Stimulated Optical Radiation in Ruby. *Nature.* 1960;187:493–494.
152. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact Of The Laser On Dental Caries. *Nature.* 1964;203:417.
153. Snitzer E. Optical maser action of N³⁺ in Ba crown glass. *Phys Rev Letter.* 1961;7:444.
154. Sullins KE. Lasers and wound healing: Practical uses. *Clin Tech Equine Pract.* 2004;3:182–187.
155. Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J.* 1990;40:323–332.
156. Aoki A, Ando Y, Watanabe H, Ishikawa I. In vitro studies on laser scaling of subgingival calculus with an erbium:YAG laser. *J Periodontol.* 1994;65:1097–1106.
157. Özbayrak S. *Lazer Prensipleri, Biyolojik Etkileri ve Diş Hekimliğinde Kullanımı.* İstanbul: E.S.C. ve Sharplan Lazerleri Türkiye Temsilciliği Ortadoğu A.Ş. Bilimsel Yayın Serisi; 1999.
158. Tuner J HL. *Some Basic Laser Physics. The Laser Therapy Handbook.* Grangesberg: Prima Books AB; 2004.
159. *Fotona Lazer Çalışma El Kitabı. İdealdent teknolojik dental ürünler;* 2010.

160. Welch AJ, Torres JH, Cheong WF. Laser physics and laser-tissue interaction. *Tex Heart Inst J Tex Heart Inst St Lukes Episcop Hosp Tex Child Hosp.* 1989;16:141–149.
161. Carroll L, Humphreys TR. LASER-tissue interactions. *Clin Dermatol.* 2006;24:2–7.
162. Moritz A. *Oral Laser Application.* Quintessence Publishing Company, 576, 2006.
163. Parker S. Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light production. *Br Dent J.* 2007;202:21–31.
164. Gutknecht N. *Proceedings of the 1st International Workshop of Evidence Based Dentistry on Lasers in Dentistry.* Quintessence Publishing Company, 260, 2007.
165. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc* 1993. 1993;124:57–61.
166. Parker S. Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. *Br Dent J.* 2007;202:73–81.
167. Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. *Chem Rev.* 2003;103:577–644.
168. Moshonov J, Stabholz A, Leopold Y, Rosenberg I, Stabholz A. Lasers in dentistry. Part B--Interaction with biological tissues and the effect on the soft tissues of the oral cavity, the hard tissues of the tooth and the dental pulp. *Refu'at Ha-Peh Yeha-Shinayim* 1993. 2001;18:21–28, 107–108.
169. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent.* 2006;19:178–186.
170. Samo Pirnat. Versatility of an 810nm diode laser in dentistry: an overview. *J of Oral Health and Laser Acad.* 2007;4:1–9.
171. Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48:771–794.
172. Aschheim KW. *Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials.* Elsevier Health Sciences, 602, 2014.
173. De Moor RJG, Delmé KIM. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. *J Adhes Dent.* 2009;11:427–438.
174. Pick RM, Pecaro BC, Silberman CJ. The laser gingivectomy. The use of the CO₂ laser for the removal of phenytoin hyperplasia. *J Periodontol.* 1985;56:492–496.

175. Fiorotti RC, Bertolini MM, Nicola JH, Nicola EMD. Early lingual frenectomy assisted by CO₂ laser helps prevention and treatment of functional alterations caused by ankyloglossia. *Int J Orofac Myol Off Publ Int Assoc Orofac Myol.* 2004;30:64–71.
176. Haytac MC, Ozcelik O. Evaluation of patient perceptions after frenectomy operations: a comparison of carbon dioxide laser and scalpel techniques. *J Periodontol.* 2006;77:1815–1819.
177. Nammour S, Dourov N. Removal of benign tumors using the CO₂ laser. *J Clin Laser Med Surg.* 1992;10:109–113.
178. Pick RM, Colvard MD. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol.* 1993;64:589–602.
179. Pinheiro AL, Frame JW. Surgical management of premalignant lesions of the oral cavity with the CO₂ laser. *Braz Dent J.* 1996;7:103–108.
180. Romanos GE. Treatment of periimplant lesions using different laser systems. *J Oral Laser Applications.* 2002;2:75–81.
181. Kutsch VK. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *J Am Dent Assoc* 1939. 1993;124:49–54.
182. Pick RM. Using lasers in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc* 1939. 1993;124:37–34.
183. Romanos GE. Clinical applications of the Nd:YAG laser in oral soft tissue surgery and periodontology. *J Clin Laser Med Surg.* Nisan 1994;12:103–108.
184. White JM, Chaudhry SI, Kudler JJ, Sekandari N, Schoelch ML, Silverman S. Nd:YAG and CO₂ laser therapy of oral mucosal lesions. *J Clin Laser Med Surg.* 1998;16:299–304.
185. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med.* 1989;9:338–344.
186. Mir M, Meister J, Franzen R, Sabounchi SS, Lampert F, Gutknecht N. Influence of water-layer thickness on Er:YAG laser ablation of enamel of bovine anterior teeth. *Lasers Med Sci.* 2008;23:451–457.
187. Apel C, Meister J, Götz H, Duschner H, Gutknecht N. Structural changes in human dental enamel after subablative erbium laser irradiation and its potential use for caries prevention. *Caries Res.* 2005;39:65–70.
188. 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;18:112–118.

189. Kotlow LA. Lasers in pediatric dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48:889–922.
190. Glockner K, Rimpler J, Ebeleseder K, Städtler P. Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg.* 1998;16:153–157.
191. Takamori K, Furukawa H, Morikawa Y, Katayama T, Watanabe S. Basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er:YAG laser irradiation. *Lasers Surg Med.* 2003;32:25–31.
192. Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Nonaka T, Pécora JD, Palma Dibb RG. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *Lasers Surg Med.* 2002;31:164–170.
193. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent.* 2003;90:24–30.
194. Otsuki M, Eguro T, Maeda T, Tanaka H. Comparison of the bond strength of composite resin to Er:YAG laser irradiated human enamel pre-treated with various methods in vitro. *Lasers Surg Med.* 2002;30:351–359.
195. Oda M, Zárata-Pereira P, Matson E. In vitro study of marginal microleakage in dental caries treated with Er:YAG laser and restored with esthetic materials. *Pesqui Odontológica Bras Braz Oral Res.* 2001;15:290–295.
196. Borcic J, Anic I, Urek MM, Ferreri S. The prevalence of non-cariou cervical lesions in permanent dentition. *J Oral Rehabil.* 2004;31:117–123.
197. Nguyen C, Ranjitkar S, Kaidonis JA, Townsend GC. A qualitative assessment of non-cariou cervical lesions in extracted human teeth. *Aust Dent J.* 2008;53:46–51.
198. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *J Am Dent Assoc* 1939. 2004;135:1109–1118.
199. Krejci I, Lutz F. Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *J Dent.* 1991;19:24–32.
200. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-cariou cervical lesions. *J Dent.* 1994;22:195–207.
201. Larsen IB, Westergaard J, Stoltze K, Larsen AI, Gyntelberg F, Holmstrup P. A clinical index for evaluating and monitoring dental erosion. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2000;28:211–217.
202. Lussi A, Kohler N, Zero D, Schaffner M, Megert B. A comparison of the erosive potential of different beverages in primary and permanent teeth using an in vitro model. *Eur J Oral Sci.* Nisan 2000;108:110–114.

203. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-cariou cervical tooth surface loss: a literature review. *J Dent*. 2008;36:759–766.
204. Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. *Aust Dent J*. 2009;54:2–8.
205. Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Konuma M. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2000;31:267–274.
206. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *J Dent*. 2001;29:123–130.
207. Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth--a finite element investigation. *J Prosthet Dent*. 1991;66:451–459.
208. Ermiş RB. 5. sınıf restorasyonların retansiyonunu etkileyen faktörler. *GÜ Diş Hek Fak Derg*. 2003;1:53–59.
209. He L-H, Xu Y, Purton DG. In vitro demineralisation of the cervical region of human teeth. *Arch Oral Biol*. 2011;56:512–519.
210. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2005;21:864–881.
211. Heintze SD, Ruffieux C, Rousson V. Clinical performance of cervical restorations--a meta-analysis. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2010;26:993–1000.
212. Altun C. Restoratif Dişhekimliğinde Mikrosızıntı. *Gülhane Tıp Dergisi*. 2004;3:264–269.
213. Hübbezoğlu İ. Yeni Nesil Self-Etching Adeziv Sistemlerin Mikrogerilim Bağlanma Dayanımları Ve Nanosızıntı Bakımından Etkinliğinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas, 2004.
214. Amarante de Camargo DA, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L, de Sousa Neto MD, Consani S. Influence of the methodology and evaluation criteria on determining microleakage in dentin-restorative interfaces. *Clin Oral Investig*. 2006;10:317–323.
215. Raskin A, Tassery H, D'Hoore W, Gonthier S, Vreven J, Degrange M, vd. Influence of the number of sections on reliability of in vitro microleakage evaluations. *Am J Dent*. 2003;16:207–210.

216. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent.* 2002;27:628–635.
217. Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent.* 1994;22:73–81.
218. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent.* 2007;9:77–106.
219. Raskin A, D’Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Déjou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *J Adhes Dent.* 2001;3:295–308.
220. Titley K, Caldwell R, Kulkarni G. Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. *Am J Dent.* 2003;16:120–124.
221. Oilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand.* 1993;51:263–269.
222. Davidson CL, Abdalla AI, De Gee AJ. An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehabil.* 1993;20:291–300.
223. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27:89–99.
224. Leloup G, D’Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res.* 2001;80:1605–1614.
225. Nikaido T, Kunzelmann K-H, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, vd. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2002;18:269–275.
226. Price RB, Dérand T, Andreou P, Murphy D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials.* 2003;24:1013–1021.
227. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8:17–24.
228. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res.* 1998;42:465–472.

229. Chadwick RG, McCabe JF, Walls AW, Storer R. The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 1990;6:123–128.
230. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent*. 2002;30:371–382.
231. Yañez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech*. 2003;61:463–468.
232. Watt IM. *The Principles and Practice of Electron Microscopy*. Cambridge University Press, 506, 1997.
233. Önal B, Özata F, Diekwisch TGH. *Diş sert dokularında taramalı elektron mikroskobu atlası*. 18. baskı. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, İzmir; 2003.
234. Martínez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*. 2000;84:280–288.
235. Palma Dibb RG, Milori Corona SA, Borsatto MC, Ferreira KC, Pereira Ramos R, Djalma Pécora J. Assessing microleakage on class V composite resin restorations after Er:YAG laser preparation varying the adhesive systems. *J Clin Laser Med Surg*. 2002;20:129–133.
236. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2001;17:340–346.
237. Bertrand M-F, Semez G, Leforestier E, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca J-P. Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single-component adhesive system: relationship between shear bond strength and microleakage. *Lasers Surg Med*. 2006;38:615–623.
238. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J*. 1993;43:492–498.
239. Youngson CC, Jones JC, Manogue M, Smith IS. In vitro dentinal penetration by tracers used in microleakage studies. *Int Endod J*. 1998;31:90–99.
240. International Organization for Standardization. *ISO/TS 11405:2015, Dentistry — Testing of adhesion to tooth structure*. 3rd edition. 2015;12.
241. Türkün LŞ, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerinin karşılaştırılması. *GÜ Dişhek Fak Derg*. 2004;2:143–151.
242. Perdigao J, Swift EJ, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res*. 1994;73:44–55.

243. Delmé KIM, De Moor RJG. Scanning electron microscopic evaluation of enamel and dentin surfaces after Er:YAG laser preparation and laser conditioning. *Photomed Laser Surg.* 2007;25:393–401.
244. Kohara EK, Hossain M, Kimura Y, Matsumoto K, Inoue M, Sasa R. Morphological and Microleakage Studies of the Cavities Prepared by Er:YAG Laser Irradiation in Primary Teeth. *J Clin Laser Med Surg.* 2002;20:141–147.
245. Setien VJ, Cobb DS, Denehy GE, Vargas MA. Cavity preparation devices: effect on microleakage of Class V resin-based composite restorations. *Am J Dent.* 2001;14:157–162.
246. Aranha ACC, Turbino ML, Powell GL, Eduardo C de P. Assessing microleakage of class V resin composite restorations after Er:YAG laser and bur preparation. *Lasers Surg Med.* 2005;37:172–177.
247. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated Dentin. *J Dent Res.* 2002;81:119–122.
248. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Bicer CO, Firatli E. Microleakage and scanning electron microscopy evaluation of all-in-one self-etch adhesives and their respective nanocomposites prepared by erbium:yttrium–aluminum–garnet laser and bur. *Lasers Med Sci.* 2009;25:493–502.
249. Lopes RM, Trevelin LT, da Cunha SRB, de Oliveira RF, de Andrade Salgado DMR, de Freitas PM, vd. Dental Adhesion to Erbium-Lased Tooth Structure: A Review of the Literature. *Photomed Laser Surg.* 2015;33:393–403.

10. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Soyadı, Adı : GÜDER GİZEM
Uyruğu : T.C
Doğum tarihi ve yeri : 08.07.1988 / İstanbul
Medeni hali : Evli
E-Posta : gzmkacar@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Uzmanlık	Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lise	Kadıköy Anadolu Lisesi	2006

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl -Yıl)
1. Arş.Gör.Dt	Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012-2016

YABANCI DİL BİLGİSİ:

ÜDS (İngilizce): 96.25

ULUSLARARASI HAKEMLİ DERGİLERDE YAYINLANAN MAKALELER

1-) Öztürk E, Güder G. Correlation between three-dimensional surface topography and color stability of different nanofilled composites. Scanning. 2015 Jun 30. doi: 10.1002/sca.21233. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 26130240. (Science Citation Index Expanded Dergisi)

ULUSAL HAKEMLİ DERGİLERDE YAYINLANAN MAKALELER

1-) Güder G, Efe-Serim M, Özel E. Rezin Kompozitler ile Gülüşün Yeniden Oluşturulması. Türkiye Klinikleri J Dental Sci Cases 2015; 1(1): 56-63.

ULUSAL VE ULUSLARARASI KONGRELERDE SUNULAN SÖZLÜ BİLDİRİLER

1-) Ozturk E, Kacar G. 3D-Surface roughness of a novel vs. conventional nanofilled composites. CED IADR Congress with NOF 4-7 September 2013, Florence, ITALY.

ULUSAL VE ULUSLARARASI KONGRELERDE SUNULAN POSTERLER

1-) Ozturk E, Kacar G.

Color Stability of Different Resin Based Restorative Materials.

FDI World Annual Dental Congress. August 28-31 2013, Istanbul, TURKEY.

2-) Kacar G, Ozturk E.

Effects of sport-beverages and time on color stability of composites.

CED IADR Congress with NOF. September 4-7 2013, Florence, ITALY.

3-) Guder G, Ozel E.

Esthetic and Restorative Approach for the Rehabilitation of Multiple Dental Defects on One Patient.

19th Congress of the Balkan Stomatological Society. April 24-27, 2014, Belgrade, SERBIA.

4-) Guder G, Ozel E, Aydemir S.

Management of Coronal Fractures: Reattachment of Fragment with Fiber-Reinforced Post.

18th World Congress on Dental Traumatology, International Association of Dental Traumatology, June 19-21, 2014, Istanbul, TURKEY.

5-) Tekce N, Guder G, Demirci M, Tuncer S, Sinanoglu A.

Esthetic and Functional Rehabilitation of Amelogenesis Imperfecta with Direct Composite Restorations: Report of Four Cases.

20th Congress of the Balkan Stomatological Society. April 23-26, 2015, Bucharest, ROMANIA.

6-) Ozturk E, Guder G.

Surface roughness of nano-hybrid composites before and after immersing in a sports drink. ConsEuro 2015, May 14-16 2015, London, U.K.

7-) Guder G, Ozturk M, Ozel E, Karaman AI.

Reattachment of Crown Fracture with Dual-cure Resin Cement

Turkish Dental Association 21st International Dental Congress, 28-30 Mayıs 2015, İSTANBUL.

8-) Guder G, Ozel E.

Esthetic Rehabilitation of a Dental Fluorosis Case with Composite Veneers

Turkish Dental Association 21st International Dental Congress, 28-30 Mayıs 2015,
İSTANBUL.

9-) Cora S, Seven N, Guder G.

The Influence of Inadvertent MTA Extrusion to the Periapical Tissue Healing: A Case
Report.

17th Biennial ESE Congress, September 2015, Barcelona, SPAIN.