

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**ER:YAG LAZER İLE HAZIRLANMIŞ KAVİTELERDE
ADEZİV SİSTEM-DENTİN BAĞLANTISININ
İNCELENMESİ**

YELİZ GÜVEN

**DANIŞMAN
PROF. DR. OYA AKTÖREN**

**PEDODONTİ ANABİLİM DALI
PEDODONTİ PROGRAMI**

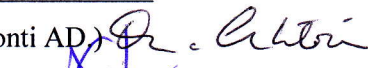
İSTANBUL-2011

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Anabilim Dalı
Doktora Programında Yeliz Güven tarafından hazırlanan Er:YAG Lazer ile Hazırlanmış
Kaviterlerde Adeziv Sistem-Dentin Bağlantısının İncelenmesi başlıklı Doktora tezi,
yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

21 / 01 / 2011

Tez Sınav Jürisi

<u>Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)</u>	<u>İmzası</u>
1.Prof.Dr. Oya AKTÖREN-Danışman (İst.Üni. Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti AD.)	
2.Prof.Dr. Tevfik AKINCI (İst.Üni. Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti AD.)	
3.Prof.Dr. Koray GENÇAY (İst.Üni. Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti AD.)	
4.Prof.Dr. Figen SEYMEN (İst.Üni. Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti AD.)	
5.Prof.Dr. Betül KARGÜL (Mar.Üni. Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti AD.)	

BEYAN

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

Yeliz Güven

İTHAF

“Eğitim hayatım boyunca beni en çok destekleyen sevgili babam Yılmaz Güven’e ithaf ediyorum.”

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi, deneyim ve önerileri ile bana yol gösteren; destek ve anlayışını hiçbir zaman esirgemeyen; kendisinden çok şey öğrendiğim sevgili hocam Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Oya Aktören'e;**

Doktora eğitimim süresince beni her alanda aydınlatan, destekleyen ve yardımlarını esirgemeyen; bilgi ve deneyimlerinden sınırsızca yararlandığım değerli hocam Sayın **Prof. Dr. Koray Gençay'a;**

Pedodonti eğitimim süresince çok değerli katkı ve yardımlarını gördüğüm ve tanımaktan mutluluk duyduğum değerli hocalarım Sayın **Prof. Dr. Tevfik Akıncı, Prof. Dr. Zeynep Aytepe, Prof. Dr. Işın Ulukapı, Prof. Dr. Figen Seymen, Prof. Dr. Gamze Aren ve Prof. Dr. Elif Sepet'e;**

Lazer çalışmalarımı kliniğinde gerçekleştirmemi sağlayan ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen Sayın **Dt. Zafer Kazak'a;** stereomikroskop incelemeleri sırasında desteklerinden dolayı TÜBİTAK MAM malzeme enstitüsünden Sayın **Doç. Dr. Havva Kazdal Zeytin'e;** mikrosızıntı deneyi için kesit alımı işlemlerinde yardımlarından dolayı İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Jeoloji Mühendisliği Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Sinan Öngen'e;** Instron cihazının kullanımındaki yardımlarından dolayı fakültemiz çalışanlarından Sayın **Murat Sağlam'a;** SEM incelemelerindeki desteklerinden dolayı TÜBİTAK MAM malzeme enstitüsü **Elektron Mikroskop Laboratuvarı çalışanlarına;**

Doktora eğitimim sırasında sağladığı burs ile beni maddi olarak destekleyen **TÜBİTAK'a;**

Doktora eğitimim süresince her zaman yanımda olan ve hayatımın her döneminde yanımda olduğunu hissettiren çok sevgili arkadaşım **Dr. Beyza Ballı'ya;**

Doktora eğitimim boyunca yanımda olan, yardımlarını esirgemeyen sevgili *çalışma arkadaşlarıma ve Pedodonti AD çalışanlarına;*

Yaşamımın her anında desteklerini ve sevgilerini hissettiğim, bu noktaya gelmemde tartışmasız en önemli etkiye sahip *sevgili aileme;*

sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 2445

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	Vİİ
TABLolar LİSTESİ.....	Xİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XVİİ
ÖZET	XİX
ABSTRACT.....	XX
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Lazer	3
2.1.1. Lazer Fiziği ve Çalışma Prensibi	3
2.1.1.1. Işık.....	4
2.1.1.2. Amplifikasyon (Işığın Kuvvetlendirilmesi)	5
2.1.1.3. Uyarılmış Salınım	7
2.1.1.4. Radyasyon	8
2.1.2. Lazer İletim Sistemleri.....	9
2.1.3. Lazer Salınım Modları	11
2.1.4. Lazer Işığının Dokudaki Etkileri.....	12
2.1.4.1. Soğurulma (Absorbsiyon)	13
2.1.4.2. Geçme (Transmission)	14
2.1.4.3. Yansıma (Reflection)	15
2.1.4.4. Saçılma (Scattering)	15
2.1.5. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri	16
2.1.5.1. Lazerin Foto-Kimyasal Etkileri.....	16
2.1.5.2. Lazerin Foto-Mekanik ve Foto-Elektrik Etkileri	16
2.1.5.3. Lazerin Foto-Termal Etkileri	17
2.1.6. Lazer Kullanım Parametreleri	18

2.1.6.1. Dalga Boyu (nm).....	18
2.1.6.2. Güç (W) ve Güç Yoğunluğu (W/cm^2)	18
2.1.6.3. Enerji (J) ve Enerji Yoğunluğu (J/cm^2).....	19
2.1.6.4. Frekans (Hz).....	20
2.1.6.5. Atım Devam Süresi (μs ya da ms)	20
2.1.6.6. Maksimum Atım Gücü ($W/\mu s$)	20
2.1.6.7. Spot Çapı (mm).....	20
2.1.7. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması	21
2.1.7.1. Lazer Aktif Maddesine Göre.....	21
2.1.7.2. Lazer Işığının Hareketine Göre:	22
2.1.7.3. Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre	22
2.1.7.4. Lazer Işığının Enerjisine Göre	22
2.1.7.5. Lazer Işığının Uygulanış Şekline Göre	22
2.1.8. Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	22
2.1.8.1. Argon Lazer	22
2.1.8.2. Diyod Lazer.....	23
2.1.8.3. Karbondioksit (CO_2) Lazer	23
2.1.8.4. Neodymium:YAG Lazer	25
2.1.8.5. Erbiyum Lazerler (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG).....	26
2.1.9. Lazerin Pedodontide Kullanım Alanları	27
2.1.9.1. Çürük ve Diş Vitalitesinin Teşhisi	27
2.1.9.2. Çürük Önleme	28
2.1.9.3. Fissür Örtücü Uygulamaları.....	29
2.1.9.4. Kavite Hazırlığı.....	30
2.1.9.5. Direkt Pulpa Kuafajı	32
2.1.9.6. Vital Amputasyon	33
2.1.9.7. Yumuşak Doku Cerrahisi	34
2.2. Adeziv Dişhekimliği	34
2.2.1. Adezyon	35
2.2.2. Diş Sert Dokularının Yapıları	36
2.2.2.1. Minenin Yapısı ve Mineye Bağlanma.....	36
2.2.2.2. Dentinin Yapısı ve Dentine Bağlanma.....	38
2.2.3. Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	42

2.2.3.1. Adeziv Sistemlerin Kronolojik Gelişimlerine Göre Sınıflandırılması.....	42
2.2.3.2. Adeziv Sistemlerin Smear Tabakası İle İlişkilerine Göre Sınıflandırılması 46	
2.2.3.3. Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulama Aşamalarına Göre Sınıflandırılması 48	
2.2.4. Adeziv Sistemlerin Gelişimi ile Birlikte Kullanılmaya Başlayan Terimler	55
2.2.4.1. Yüzey düzenleyiciler (Pürüzlendiriciler)	55
2.2.4.2. Primerler.....	56
2.2.4.3. Adeziv Rezinler.....	56
2.2.4.4. Rezin Uzantıları	57
2.2.4.5. Hibrit Tabaka-Hibridizasyon	57
2.2.5. Adeziv sistemlerin in vitro olarak değerlendirilmeleri	60
2.2.5.1. Bağlanma Kuvveti (Bond Strength) Testleri.....	60
2.2.5.2. Mikrosızıntı Deneyleri	64
2.2.5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) incelemeleri	65
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	66
3.1. Gereç	66
3.1.1. Dişlerin Saklama Öncesi Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler	66
3.1.2. Kavite Hazırlığında Kullanılan Gereçler	66
3.1.2.1. Frez ile Kavite Hazırlığı Sırasında Kullanılan Gereçler	66
3.1.2.2. Er:YAG Lazer ile Kavite Hazırlığı Sırasında Kullanılan Gereçler.....	66
3.1.3. Restorasyon Aşamasında Kullanılan Gereçler.....	67
3.1.3.1. Adper™ Single Bond™ 2 Adeziv (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD).....	67
3.1.3.2. Adper™ SE Plus Adeziv (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD).....	67
3.1.3.3. Clearfil™ S ³ Bond (Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japonya).....	68
3.1.3.4. %35'lik Ortofosforik Asit (Scotchbond, 3M ESPE, St. Paul. MN, ABD) ..	68
3.1.3.5. Filtek™ Z250 Universal Restoratif Sistem (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)	68
3.1.3.6. Elipar™ FreeLight 2 LED Işık Cihazı (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)	69
3.1.3.7. Sof-Lex™ Bitirme Diskleri (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD).....	69
3.1.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Deneyinde Kullanılan Gereçler	70
3.1.5. Mikrosızıntı Deneyinde Kullanılan Gereçler	71
3.1.6. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizinde Kullanılan Gereçler.....	72
3.2. Yöntem.....	73
3.2.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması.....	73

3.2.2. Örneklerin Hazırlanması	74
3.2.3. Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi İçin Örneklerin Hazırlanması...74	
3.2.3.1. Dentin Yüzeylerinin Hazırlığı.....	75
3.2.3.2. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulanması.....	75
3.2.3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması	77
3.2.4. Mikrosızıntının Değerlendirilmesi İçin Örneklerin Hazırlanması	78
3.2.4.1. Kavite Hazırlığı.....	78
3.2.4.2. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulanması.....	79
3.2.4.3. Bitirme ve Cilalama İşlemleri	79
3.2.4.4. Isısal Çevirim İşleminin Uygulanması	79
3.2.4.5. Mikrosızıntı Deneyinin Uygulanması	79
3.2.5. Rezin-Dentin Bağlanma Ara Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskopunda İncelenmesi İçin Örneklerin Hazırlanması	81
3.2.5.1. Kavite Hazırlığı.....	82
3.2.5.2. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulanması.....	82
3.2.5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi İçin Örneklerin Hazırlanması	82
3.2.6. Sonuçların İstatistiksel Analizi	83
4. BULGULAR.....	84
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları	84
4.2. Mikrosızıntı Testi Bulguları.....	90
4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Bulguları.....	107
4.3.1. Er:YAG lazer ile hazırlık + Clearfil S ³ Bond	107
4.3.2. Er:YAG lazer ile hazırlık + Adper SE Plus Bond.....	109
4.3.3. Er:YAG lazer ile hazırlık + Er:YAG lazer ile pürüzlendirme + Adper Single Bond 2	111
4.3.4. Er:YAG lazer ile hazırlık + asit ile pürüzlendirme + Adper Single Bond 2...113	
4.3.5. Er:YAG lazer ile hazırlık + Adper Single Bond 2 - pürüzlendirme yapılmamış grup	115
4.3.6. Frez ile hazırlık + asit ile pürüzlendirme + Adper Single Bond 2	117
4.3.7. Frez ile hazırlık + Clearfil S ³ Bond.....	119
4.3.8. Frez ile hazırlık + Adper SE Plus Bond.....	121
5. TARTIŞMA	123
KAYNAKLAR	155

ÖZGEÇMİŞ	174
----------------	-----

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 4-1: Gruplarda saptanan ortalama makaslama bağlanma dayanımı (MPa) ve standart sapma değerleri.	84
Tablo 4-2: Farklı adeziv materyallerde yüzey hazırlık yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılması.	85
Tablo 4-3: Dentin yüzey hazırlığının Er:YAG lazer ile gerçekleştirildiği gruplarda adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.	86
Tablo 4-4: Dentin yüzey hazırlığının frez ile gerçekleştirildiği gruplarda adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.	87
Tablo 4-5: Single Bond uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması.	88
Tablo 4-6: Grupların oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerinin değerlendirilmesi.	90
Tablo 4-7: Farklı kavite hazırlığı yöntemlerinin adeziv materyallerin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerine etkisinin karşılaştırılması.	91
Tablo 4-8: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış gruplarda adeziv sistemlerin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerinin karşılaştırılması.	92
Tablo 4-9: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış gruplarda adeziv sistemlerin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerinin karşılaştırılması.	93
Tablo 4-10: Single Bond uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması.	94
Tablo 4-11: Her grubun oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerinin karşılaştırılması.	96
Tablo 4-12: Grupların makaslama bağlanma dayanımı ile mikrosızıntı düzeylerinin ilişkisi.	97

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Normal ışık ve lazer ışığı arasındaki fark.	4
Şekil 2-2: Lazer cihazının temel bileşenleri.	6
Şekil 2-3: Elektronun yörüngedeki hareketi ve lazer fotonlarının oluşumu.	8
Şekil 2-4: Elektromanyetik spektrum ve dişhekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları.	9
Şekil 2-5: Biyolojik doku bileşenlerinin çeşitli dalga boylarını soğurma katsayıları.	14
Şekil 2-6: Lazer ışığının dokudaki etkileri.	15
Şekil 2-7: Dentin yapılarının SEM görüntüsü.	39
Şekil 2-8: Smear tabakası ve smear tıkaçının SEM görüntüsü.	41
Şekil 2-9: Adeziv sistemler ve klinik uygulama aşamaları.	48
Şekil 2-10: Demineralize dentinin SEM görüntüsü.	49
Şekil 2-11: Kuru bağlanma tekniği.	51
Şekil 2-12: Hibrit tabakanın SEM görüntüsü.	58
Şekil 3-1: Er:YAG lazer cihazı.	66
Şekil 3-2: Adper™ Single Bond™ 2 adeziv materyali.	67
Şekil 3-3: Adper™ SE Plus adeziv materyali.	67
Şekil 3-4: Clearfil™ S ³ Bond materyali.	68
Şekil 3-5: %35'lik Ortofosforik asit.	68
Şekil 3-6: Filtek Z250 Universal Restoratif Sistem.	68
Şekil 3-7: Elipar™ FreeLight 2 LED Işık Cihazı.	69
Şekil 3-8: Sof-Lex™ Bitirme Diskleri.	69
Şekil 3-9: Diş yüzeylerinin aşındırılmasında kullanılan zımparalama/parlatma cihazı.	70
Şekil 3-10: Makaslama bağlanma dayanımının ölçülmesinde kullanılan Instron Universal test cihazı.	70
Şekil 3-11: Trinoküler stereomikroskop ve dijital kamera sistemi.	71
Şekil 3-12: İnce kesitlerin elde edilmesinde kullanılan Discoplan TS cihazı.	72
Şekil 3-13: SEM JEOL 6335F taramalı elektron mikroskobu.	72
Şekil 3-14: Altın/Paladyum kaplama cihazı.	73
Şekil 3-15: Minitom kesit alma cihazı.	73
Şekil 3-16: Lazer (a) ve frez (b) ile hazırlanmış dentin yüzeyleri.	75
Şekil 3-17: Kompozitin uygulanması için kullanılan teflon kalıp.	77

Şekil 3-18: Makaslama bağlanma dayanımı için hazırlanan düzenek.....	77
Şekil 3-19: Matrix bandından hazırlanmış şablon ve sınıf V kavite görüntüsü.....	78
Şekil 3-20: Restorasyon çevresinin 1mm'lik alan dışında kalan tüm bölgelerinin şeffaf oje ve boxing mumu ile kaplanmış görüntüsü.	80
Şekil 3-21: (a) Kesme diskinin geçeceği alanların işaretlenmesi. (b) Elde edilen kesitlerin görüntüleri.	80
Şekil 3-22: SEM'de incelenmek üzere epoksi reçine içine gömülmüş dişlerin görüntüleri.....	81
Şekil 3-23: Elmas kesme diski ile kesim sonrası rezin-dentin bağlanma ara yüzeylerinin açığa çıkarılması.	83
Şekil 3-24: Altın-palladyum ile kaplanmış örnekler.....	83
Şekil 4-1: Er:YAG+S3 Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%16,19).	99
Şekil 4-2: Er:YAG+S3 Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:0).	99
Şekil 4-3: Er:YAG+AdperSE uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:%3,2, GM:%22,8).....	100
Şekil 4-4: Er:YAG+AdperSE uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:0).	100
Şekil 4-5: Er:YAG+YAG pür.+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%22,8).	101
Şekil 4-6: Er:YAG+YAG pür.+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%26,55).	101
Şekil 4-7: Er:YAG+asit+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%3,4).	102
Şekil 4-8: Er:YAG+asit+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%4,2).	102
Şekil 4-9: Er:YAG+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%59,68).	103
Şekil 4-10: Er:YAG+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%66,22).	103
Şekil 4-11: Frez+asit+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%17,56).	104

Şekil 4-12: Frez+asit+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü (OM:0, GM:0).....	104
Şekil 4-13: Frez+S3 Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%19,66).	105
Şekil 4-14: Frez+S3 Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%19,66).	105
Şekil 4-15: Frez+AdperSE bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:%11,7, GM:%72,61).....	106
Şekil 4-16: Frez+AdperSE bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%67,44).	106
Şekil 4-17: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).....	107
Şekil 4-18: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).....	108
Şekil 4-19: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).....	108
Şekil 4-20: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).....	109
Şekil 4-21: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).....	110
Şekil 4-22: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).....	110
Şekil 4-23: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı ve pürüzlendirme yapılmış ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).....	111
Şekil 4-24: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı ve pürüzlendirme yapılmış ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).....	112
Şekil 4-25: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı ve pürüzlendirme yapılmış ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).....	112
Şekil 4-26: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış, asit ile pürüzlendirilmiş ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)..	113
Şekil 4-27: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış, asit ile pürüzlendirilmiş ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).	114

Şekil 4-28: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış, asit ile pürüzlendirilmiş ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).	114
Şekil 4-29: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve pürüzlendirme olmadan Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).	115
Şekil 4-30: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve pürüzlendirme olmadan Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).	116
Şekil 4-31: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve pürüzlendirme olmadan Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).	116
Şekil 4-32: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve asit ile pürüzlendirme sonrası Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).	117
Şekil 4-33: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve asit ile pürüzlendirme sonrası Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).	118
Şekil 4-34: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve asit ile pürüzlendirme sonrası Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).	118
Şekil 4-35: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).	119
Şekil 4-36: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).	120
Şekil 4-37: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).	120
Şekil 4-38: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).	121
Şekil 4-39: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).	122
Şekil 4-40: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).	122

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

°C:	Derece, Celcius
µm:	Mikrometre, mikron
10-MDP:	10-Metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat
4-MET:	4-Metakriloksietil trimellitik asit
4-META:	4-Metakriloksietil trimellitat anhidrit
Bis-EMA:	Etoksilat bisfenol A glikol dimetakrilat
BİS-GMA:	Bisfenol glisidil metakrilat
BPDM:	Bifenil dimetakrilat
Ca(OH) ₂ :	Kalsiyum Hidroksit
Carbon-13 NMR:	Karbon-13 Nükleer Manyetik Rezonans
CO ₂ :	Karbondioksit
EDTA:	Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
Er,Cr:YSGG:	Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
Er:YAG:	Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet
GPa:	Gigapaskal
HEMA:	Hidroksietilmetakrilat
He-Ne:	Helium-Neon
Ho:YAG:	Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet
HWG:	Hollow Wave Guide
Hz:	Hertz
LDF:	Lazer Doppler Flowmetry
LED:	Light Emitting Diode
mJ:	milijul
MMA:	Metil metakrilat
MPa:	Megapaskal
N ₂ :	Nitrojen
Nd:YAG:	Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet
nm:	Nanometre

NPG-GMA:	N-fenilglisin glisidil metakrilat
NTG-GMA:	N-toliglisin Glisidil Metakrilat
PENTA:	Dipentaeritritol penta akrilat monofosfat
PMDM:	Piromellitik asit dimetilmetakrilat
SEM:	Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
SiC:	Silisyum karbür
TBB:	Tributilboran
TEG-DMA:	Trietilen glikol dimetakrilat
TEM:	Transmission Electron Microscope (Geçirmeli elektron mikroskobu)
TMPTMA:	Trimetilolpropan trimetakrilat
UDMA:	Ürethan dimetakrilat
VSP:	Very short pulse
W:	Watt

ÖZET

Güven Y. Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelere adeziv sistem-dentin bağlantısının incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2011.

Bu çalışma, Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanmış kavitelere adeziv sistem-dentin bağlantısının in-vitro olarak bağlanma dayanımı, mikrosızıntı ve SEM analizi ile değerlendirilmesi amacı ile gerçekleştirildi. Bağlanma dayanımı, mikrosızıntı ve SEM analizi için hazırlanmış örnekler 8 gruba ayrıldı: 1.Grup: Er:YAG lazer(Fidelis PlusIII,Fotona)+ClearfilS3Bond(KurarayCo); 2.Grup: Er:YAG lazer+AdperSEPlus(3MESPE); 3.Grup:Er:YAG lazer+lazer pürüzlendirme+AdperSinglebond2(3MESPE); 4.Grup:Er:YAG lazer+asit ile pürüzlendirme+AdperSinglebond2; 5.Grup:Er:YAG lazer+AdperSinglebond2; 6.Grup:Frez+asit ile pürüzlendirme+AdperSinglebond2; 7.Grup: Frez+ClearfilS3Bond; 8.Grup:Frez+AdperSEPlus. Mine ve dentin yüzey hazırlığı çürüksüz üçüncü büyük azı dişlerde Er:YAG lazer (minede 300 mJ/20 Hz; dentinde 200 mJ/20 Hz) ya da aeratöre takılan elmas frez ile gerçekleştirildi. *Bağlanma dayanımı testi*: 80 dişin düzleştirilmiş dentin yüzeylerine yerleştirilen teflon kalıplara(3,5x2,0mm) adeziv-kompozit materyallerin uygulanması ile elde edilen örneklerde makaslama bağlanma dayanımı(MBD) Instron cihazında(0,5 mm/dak.) ölçüldü. *Mikrosızıntı testi*: 80 dişte hazırlanmış V.Sınıf kavitelere adeziv sistem-dentin arayüzeyinde boya penetrasyonu, stereomikroskop ve görüntü analiz programı ile değerlendirildi. *SEM analizi*: Adeziv sistem-dentin arayüzeyleri hibrit tabakanın ultrastrüktürel yapısı açısından incelendi. Gruplarda elde edilen MBD (MPa) ve mikrosızıntı değerleri ANOVA,TukeyHSD ve Kruskal Wallis,Mann WhitneyU testleri ile istatistiksel olarak değerlendirildi. AdperSEPlus uygulanan gruplarda, Er:YAG lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerindeki MBD'nin frez ile hazırlanan yüzeylere göre daha yüksek olduğu belirlendi ($p<0,01$). Total-etch adeziv uygulanan gruplarda, lazer ya da asit ile pürüzlendirmenin MBD'de anlamlı farklılıklar oluşturmadığı saptandı($p>0,05$). AdperSEPlus uygulanan gruplarda, Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelere oklüzal mikrosızıntı frez ile hazırlanmış olanlara göre anlamlı olarak daha az bulundu($p<0,05$). ClearfilS3 ve AdperSinglebond2 gruplarında kavite hazırlığının lazer ya da frez ile yapılmasının mikrosızıntı açısından anlamlı bir farklılık oluşturmadığı saptandı($p>0,05$). SEM analizinde, lazer ile hazırlanmış dentin yüzeylerinde hibrit tabakanın geleneksel olarak hazırlanmış yüzeylere göre daha düzensiz olduğu ve homojen yapıda olmadığı gözlemlendi. Sonuç olarak, elde edilen bulgularda Er:YAG lazerin geleneksel yöntemle alternatif bir kavite hazırlama yöntemi olarak kullanılabileceği, ancak lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde optimal adeziv bağlanmanın sağlanabilmesi için gelecek araştırmalara gereksinim olduğu belirlendi.

Anahtar Kelimeler: Er:YAG lazer, mikrosızıntı, hibrit tabaka, bağlanma kuvveti, adeziv

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 2445

ABSTRACT

Guven Y. Analysis of adhesive system/dentin interface on Er:YAG laser prepared cavities. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Pedodontics. PhD thesis. İstanbul. 2011.

The aim of this study is to assess the adhesive systems/dentin interfaces on Er:YAG laser and bur prepared cavities by in-vitro tests of bond strength, microleakage and SEM analysis. The specimens prepared for bond strength, microleakage and SEM analysis were randomly assigned to 8 groups: Group1: Er:YAG laser(Fidelis PlusIII,Fotona)+ ClearfilS3Bond(KurarayCo); Group2: Er:YAG laser+AdperSE Plus (3MEspe); Group3: Er:YAG laser+laser etch+AdperSinglebond2(3MEspe);Group4:Er:YAGlaser+acidetch+AdperSinglebond2;Group5: Er:YAGlaser+AdperSinglebond2(noetching); Group6:Bur +acidetch+AdperSinglebond2; Group7:Bur+ClearfilS3Bond; Group8:Bur+AdperSE Plus. Er:YAG laser (enamel 300mj/20Hz, dentin 200mj/20 Hz) and diamond bur in a high-speedhandpiece were applied on enamel and dentin of noncarious third molars. *Bond strength test*: Specimens with adhesives-composites applied in teflon molds(3.5x2.0mm) on flat labial dentin surfaces of 80 teeth were submitted to shear bond strenght(SBS) test in Instron(0.5mm/min). *Microleakage test*:The teeth/restoration interfaces in Class V cavities of 80 teeth were assessed for dye penetration by stereomicroscope and image analysis program. *SEM analysis*; the dentin/adhesive interfaces were evaluated for the ultrastructure of hybrid layer. Data of SBS(MPa) and microleakage were statistically analyzed by ANOVA, TukeyHSD and Kruskal Wallis,Mann WhitneyU. ER:YAG laser prepared dentin has demonstrated significantly more SBS($p<0.01$) for AdperSE Plus when compared to bur prepared dentin. No significancies($p>0.05$) in SBS have been determined between the total-etch adhesive applied groups with regard to etching types. AdperSE Plus has shown significantly less ($p<0.05$)occlusal microleakage in Er:YAG laser prepared cavities than bur prepared cavities. ClearfilS3Bond and AdperSinglebond2 have shown no significancies($p>0.05$) in microleakage on bur or laser prepared dentin. SEM analysis revealed that hybrid layers obtained in lased dentin exhibited more irregular and non-homogeneous pattern than the conventional prepared dentin. 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: Er:YAG laser, microleakage, hybrid layer, bond strength, adhesive

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 2445

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz modern restoratif tedavi anlayışı çerçevesinde kavite hazırlığında geleneksel yöntemlere alternatif olarak lazer sistemlerinin kullanımlarının giderek arttığı görülmektedir. Lazer sistemlerinin gelişimine bağlı olarak kullanılan farklı lazer tipleri ve uygulanan farklı lazer enerjileri ile diş sert dokularında farklı sonuçlar alındığı dikkati çekmektedir. Çürük mine ve dentin dokusunun lazer ile uzaklaştırıldığı dişlerin mine ve dentin yüzeylerinde gözlenebilecek farklılıklar ise uygulanacak adeziv sistemlerin etkinliğinde anlamlı değişiklikler oluşturabilmektedir.

Rezinlerin mine ve dentine bağlanmasında kullanılan dental adeziv sistemler kimyasal yapıları, mekanizmaları, uygulama teknikleri ve klinik etkinlikleri ile ilgili değişikliklere göre gelişim göstermişlerdir. Günümüzde kullanılan adeziv sistemler üç aşamalı total-etch sistemler, iki aşamalı total-etch sistemler, iki aşamalı self-etch sistemler ve tek aşamalı self-etch sistemlerden oluşmaktadırlar (167). Kavite hazırlığının Er:YAG lazer ile yapıldığı durumlarda bu farklı adeziv sistemlerin dentine bağlanma kuvvetlerinde farklı sonuçlar elde edildiği görülmektedir (26,60,62,216). Bu nedenle adeziv sistemlerin diş yüzeylerine bağlanma kuvvetleri ile ilgili daha fazla çalışmaya gereksinim olduğu bilinmektedir.

Arka dişlerin restorasyonlarında yaşanan en büyük sorunlardan biri uygulanan materyallerin özellikle dişeti kenarında diş dokusuna uyumlarındaki eksikliklerdir. Kenar uyumundaki eksiklik sekonder çürük oluşumuna, restore edilen dişlerde hassasiyetlere, pulpa patolojisinin gelişimine, kenar renklemelerine ve restorasyonda kırılmalara yol açabilmektedir (3). Lazer ile hazırlanmış kavitelere mikrosızıntının değerlendirilmesi ile ilgili çeşitli çalışmalar bulunmaktadır (25,38,55,125,147). Çürük mine ve dentin dokusunun lazer ile uzaklaştırıldığı dişlerin mine ve dentin yüzeylerinde gözlenebilecek farklılıkların yanı sıra adeziv sistemlerin de sürekli olarak yenilenmesi ve yeni nesil ürünlerinin kullanılması dentin-adeziv sistem bağlantısında farklılıklara neden olmaktadır (10,25). Bu nedenle farklı bonding sistemlerinin uygulandığı lazer ile hazırlanmış kavitelere kompozit dolgu materyalinin kenar uyumunun ölçülmesi ile ilgili çalışmalara gerek duyulmaktadır.

Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavite yüzeyleri geleneksel aletlerle hazırlanmış olanlara göre oldukça farklı morfolojiye sahiptir. Taramalı elektron mikroskobu

incelemelerinde lazer uygulanmış dentin yüzeylerinde karakteristik mikro düzensizlikler, smear tabakasının yokluğu ve açık dentin kanalları görülmüş ve bu yüzey özelliklerinin bağlanmayı olumlu etkilediği belirtilmiştir (13,153). Ancak diğer bazı araştırmacılar ise lazer uygulanmış yüzeylerde bağlanma kuvvetlerinin geleneksel aletlerle hazırlanmış olanlara göre olumsuz etkilendiğini gözlemişlerdir (9,25,122,183). Dentin adezyonundaki bu olumsuzluğun nedenlerinden biri olarak Er:YAG lazerin kollajen yapısına zarar vermeden hidroksiapatit kristallerini uzaklaştıramayışı olarak ifade edilmektedir (10). Er:YAG lazerin kollajen ağına etkisi ile ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. 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 dikkati çekmekte, lazer uygulanan dişlerde hibridizasyonun niteliği ve sızdırmazlığı konusu ile ilgili çalışmaların ise yetersiz kaldığı görülmektedir.

Bu nedenle bu tez çalışmasında Er:YAG lazerin kavite hazırlığında kullanımının dentin yüzeyine ve farklı adeziv sistem-dentin bağlantısına olan etkilerinin in-vitro kapsamlı olarak incelenmesi ve geleneksel yöntemlerle karşılaştırılması amaçlanmıştır, lazer uygulanan ve geleneksel kavite hazırlığı yapılan örneklerde kullanılan çeşitli adeziv sistemlerin dentin ile olan bağlantılarının ultramikroskobik düzeyde SEM ile incelenmesi, bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesi ve mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi planlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Kavite hazırlığı herhangi bir nedenle madde kaybına uğramış dişlerde şekil, fonksiyon ve estetiği yeniden sağlamak amacı ile yapılan mekanik işlemlerdir. Kavite hazırlığı uzun yıllar boyunca Black adlı araştırmacının öncülüğünü yaptığı “koruma için genişletme” prensibi doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. ‘Minimal İnvaziv Tedavi’ yaklaşımının öne çıkması ve adeziv dişhekimliğinin gelişimi ile birlikte kavite hazırlığında ‘koruma için genişletme’ prensibi terk edilmeye başlanmış ve yalnızca çürük diş dokularının kaldırıldığı minimal kavite hazırlığı ile daha estetik tedaviler uygulanmıştır (129,170,228).

Geleneksel bir yöntem olan döner aletler ile kavite hazırlığı hızlı ve etkili bir yöntem olmak ile birlikte vibrasyon, ısı ve ses oluşturmaya, dişlerde istenenden fazla madde kaybı yaratması ve çatlaklara yol açabilmesi gibi olumsuzluklara sahiptir. Bu nedenle diş çürüğünün uzaklaştırılmasında geleneksel yöntemlere alternatif olarak air abrazyon, air polishing, kemomekanik yöntemler ve lazer gibi birçok yöntem kullanılmıştır (129,228).

Lazer ile kavite hazırlığında yoğun elektromanyetik enerji kullanılarak dokuda ablasyon oluşturulmaya çalışılmaktadır. Ablasyon basitçe dokuların lazer ile uzaklaştırılması işlemi olarak tanımlanmaktadır. Ablatif etki lazer ışığının dalga boyuna bağlı olarak kimyasal ya da termal etkiler (fotokimyasal ya da fototermal ablasyon) sonucu oluşmaktadır. Lazer ışığının farklı doku içerikleri tarafından farklı emilim oranları düşük ya da yüksek ablasyon ile sonuçlanmaktadır (81,129).

2.1. Lazer

2.1.1. Lazer Fiziği ve Çalışma Prensibi

Radyasyonun uyarılmış salınımı ile ışığın kuvvetlendirilmesi anlamına gelen lazer kelimesi Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (LASER) sözcüklerinin baş harflerinden oluşmaktadır (43). Lazer aslında bir enerji dönüştürücü olarak işlev görmektedir. Işık, hareket ya da elektrik enerjileri kendine özgü özelliklere sahip yeni bir optik enerji şekline dönüşmektedirler. Bu yeni optik enerji şekli tamamen yapaydır ve doğada bulunmamaktadır. Diğer bir ifade ile lazer ‘düşük kaliteli’ bir enerjiyi ‘yüksek kaliteli’ bir enerjiye dönüştürmektedir (124).

Lazer ile çalışırken hedeflenen etkinin en etkili ve en güvenli şekilde oluşmasını sağlayabilmek için lazerin temel prensiplerinin ve lazer-doku etkileşimi mekanizmalarının bilinmesi gerektiği vurgulanmaktadır (43).

2.1.1.1. Işık

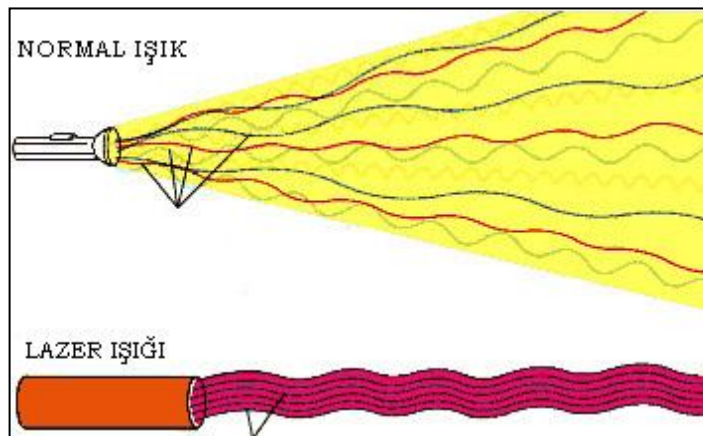
Elektromanyetik enerji şekli olan ışık hem tanecik hem de dalga özelliği taşımaktadır. Bu enerji şeklinin en küçük birimi ‘foton’ olarak isimlendirilmektedir. Lazer ışığı normal ışıktan farklı özelliklere sahiptir (Şekil 2.1).

Lazer ışığının özellikleri:

1. Monokromatik (Tek renkli): Lazer ışığı tek bir renk ve tek bir dalga boyuna sahiptir. Normal ışık (örneğin lamba ışığı) görünür spektrumdaki birçok rengin birleşiminden oluşmuştur ve bir prizma yardımı ile renkleri birbirinden ayırmak mümkündür. Lazer ışığı ise görünür ya da görünmez spektruma ait tek bir renkten meydana gelmiştir. Lazer ışığının tek dalga boyuna sahip olması lazerin cinsine göre çeşitli renkte ışınlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır (43,220).

2. Kollime (Paralel): Lazer ışığı doğrusaldır. Fotonlar birbirine paralel ve dağılmadan hareket ederler. Lazer ışığının darlığı, yani etrafa gelişi güzel dağılmaması önemli düzeyde enerjinin çok ufak noktalara odaklanmasını sağlamaktadır. Bu özelliği sayesinde başka aletlerle ulaşılabilen bölgelere ulaşılabilir. Diğer yandan bir lamba, ışığını çeşitli doğrultularda yayar, ışık dağınık ve zayıftır (37,86,224).

3. Koherent (Eşfazlı): 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 (37,43,220).



Şekil 2-1: Normal ışık ve lazer ışığı arasındaki fark.

Geleneksel enerji kaynaklarıyla tüm bu özellikler ayrı ayrı oluşturulabilir. Ancak her üç özelliği de bir arada taşıyan yalnızca lazer ışığıdır. Bu üç özelliğin meydana gelmesi için uyarılmış salınım gerçekleşmelidir. Normal ışıktaki atomlar elektronlarını gelişi güzel salarlarken, uyarılmış salınımında foton salınımı düzenlidir. Salınım bir kez başladığında hareketlenen elektronlar kendileri gibi uyarılmış elektronlarla karşılaşır ve onların da foton oluşturmalarına neden olabilirler (37,43,220).

Lazer ışığının klinik olarak önemli bir özelliği ise etkinliğidir. Örneğin masa lambası temel işlevi olan aydınlatmanın yanısıra önemli miktarda ısı açığa çıkarmaktadır. 100 Watt (W) gücünde bir ampul ile 20 W'lık aydınlanma sağlanır iken aynı anda yaklaşık 80 W'lık görünmeyen (aydınlatma özelliğine sahip olmayan) ve ampulün etrafını ısıtan enerji açığa çıkmaktadır. Diğer taraftan 2 W'lık bir Nd:YAG lazer ışığının sağladığı ısı enerjisi ile dişeti papilinde çok düzgün bir kesi yapılabilir (43).

Lazer tarafından oluşturulan foton dalgalarını tanımlayan üç ölçüm bulunmaktadır. Bunlardan birincisi *ışığın hızı*dır. İkincisi vertikal ekseninde dalganın tepe noktası ile en alt noktası arasındaki yüksekliği tanımlayan *genlik (amplitude)* terimidir. Genlik arttıkça lazer ışığının etkinliği de artmaktadır. Üçüncü özellik ise bir dalganın aynı yatay eksene denk düşen iki noktası arasındaki uzaklığı ifade eden *dalga boyudur (wavelength)*. Dalga boyu lazer ışığının operasyon alanına nasıl uygulanacağını ve dokuda nasıl bir etki oluşturacağını belirlemede önemli bir role sahiptir. Dişhekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boylarını ölçmek için mikron (μm) ve nanometre (nm) gibi birimler kullanılmaktadır. Bir saniyede oluşan toplam dalga sayısı ise 'frekans' olup dalgaboyu ile ters orantılıdır. Dalga boyu azaldıkça frekans artmaktadır (43).

2.1.1.2. Amplifikasyon (Işık Kuvvetlendirilmesi)

Işık kuvvetlendirilmesi lazer cihazının içinde gerçekleşen bir süreç olduğundan lazer cihazının bileşenlerinin bilinmesi bu sürecin daha iyi anlaşılması açısından önemlidir (43).

Lazer temel olarak üç kısımdan oluşmaktadır (Şekil 2.2):

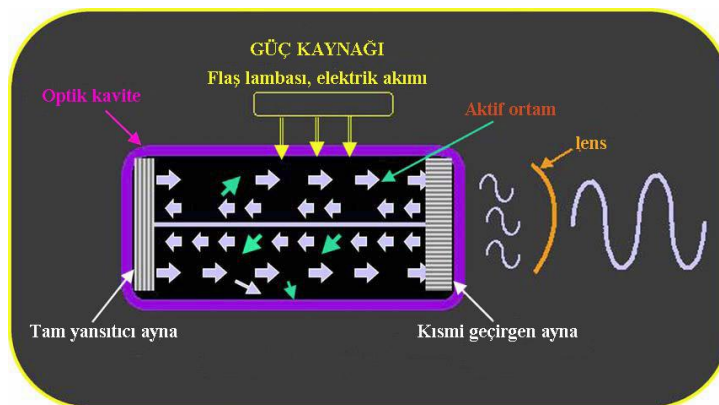
- Cihazın ortasında **optik kavite** (lazer kavitesi, rezonasyon tüpü) denilen kısım bulunmaktadır. Optik kavite her iki uçta birbirine paralel aynalar içeren ve ışığı

yansıtarak git-gel hareketi yapmasını sağlayan sonuç olarak pompalama kaynağından gelen enerjiyi ışık olarak amplifiye eden kısımdır. 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 düzeyindeki ışığın optik kaviteden çıkışına izin vermektedir (124, 148).

- Optik kavite içerisinde **aktif ortam** olarak isimlendirilen kimyasal elementler, moleküller ya da bileşiklerden oluşan kısım bulunmaktadır. Lazerler aktif ortamı oluşturan maddeye göre isimlendirilirler. Aktif ortam gaz, sıvı, kristal ya da katı haldeki yarı iletken bir madde olabilir. Dişhekimliğinde Argon ve CO₂ lazer olmak üzere iki gaz lazeri kullanılmaktadır. Kullanılan diğerk lazerler ise katı hal yarı iletken lazerleri olup; gallium, alüminum, indium ve arsenid ile ya da garnet kristallerinin değişik kombinasyonları olan yytrium, alüminum, scandium ve gallium ile birlikte chromium, neodymium ve erbium'un birkaç tabaka şeklinde kullanılması ile yapırlılar (43,124).

- Optik kavitenin etrafında aktif ortama enerji aktaran ve **pompalama kaynağı** ya da **eksitasyon kaynağı** olarak isimlendirilen bir güç kaynağı bulunmaktadır. Bu güç kaynağı bir elektrik bobini, flaş lambası ya da diyod lazer olabilmektedir. Aktif ortam içindeki atomlar ancak pompalama işlemi yapan yani eksitasyonu sağlayan sabit bir enerji kaynağı varsa dinlenme halinden uyarılmış konuma geçerler (43,148).

- Amplifikasyon sırasında oluşan ısının soğutulması için soğutma sistemi, odaklama için lensler ve diğerk kontrol bölümleri lazerin mekanik yapısını tamamlamaktadırlar (43).



Şekil 2-2: Lazer cihazının temel bileşenleri.

2.1.1.3. Uyarılmış Salınım

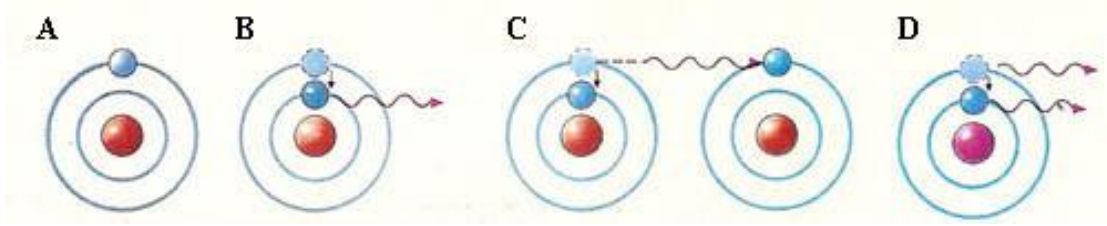
Uyarılmış salınımın temelini quantum teorisi oluşturmaktadır. Quantum teorisi basitçe bir atomun yörüngelerinde bulunan elektronların enerji seviyeleri arasındaki sıçrayışlar olarak ifade edilebilmektedir. Quantum teorisini dolayısıyla uyarılmış salınım ve lazer fiziğini anlayabilmek için öncelikle atomun yapısını bilmek gerekmektedir (43,86).

Atom herhangi bir maddenin en küçük birimidir. Her atomun proton adlı pozitif yüklü taneciklerden oluşan bir çekirdeği ve çekirdeğin etrafında dönen negatif yüklü elektronları vardır. Her proton çekirdekten belli uzaklıkta bulunan bir elektronla dengelenmiştir. Elektronlar sahip oldukları enerjilere göre çekirdeğe değişik uzaklıktaki yörüngelerde hareket halindedirler ve atom bir dış etkiye maruz kalmadıkça hareketlerine bu yörüngelerde devam ederler. Elektronların çekirdeğe en yakın oldukları durum atomun en küçük enerjili olduğu durumdur ve Ground State (Bazal durum) olarak tanımlanır. Çekirdeğin çekme gücüne en iyi karşı koyabilen elektronlar çekirdeğe en uzak seviyelerde bulunurlar. Bu nedenle herhangi bir dış müdahalede ilk etkilenenler dış yörüngede olan elektronlardır (86,148).

Atomik sistem dışından enerji verildiğinde en dış yörüngedeki elektron bu enerjiyi kendisine alır ve bir üst yörüngeye çıkar. Bu durumdaki atoma “uyarılmış atom” denilmektedir. Uyarılmış atom kararsızdır ve kararsız atom eski enerji seviyesine dönme eğilimindedir. Elektronlar spontan olarak yüksek düzeyden eski enerji düzeyli yörüngelerine döndüklerinde, iki seviye arasındaki enerji farkı foton olarak dışarıya çıkar. Bu olay “Kendiliğinden Emisyon” olarak tanımlanmaktadır. Lazer dışındaki ışık kaynaklarının atomları uyarılmış konumdan kararlı konuma kendiliğinden geçerler. Bu geçişler atomların değişik seviye çiftleri arasında olduğundan salınan fotonlar aynı frekansta olmazlar. Bunun yanı sıra, kendiliğinden salınım bir olasılık kanununa tabi olduğundan fotonlar aynı anda değil de birbirlerinden bağımsız olarak düzensiz bir şekilde ve değişik yönlerde saçılırlar (43,86,148,220).

Einstein’in kuramına göre uyarılmış durumdaki atom daha önce soğurduğu düzeyde enerjiye sahip bir fotonla karşılaşır ve bunu bir uyarı olarak alır ve kendini indükleyen foton ile aynı özelliklere sahip (aynı enerjide, aynı frekansta, aynı yönde ve aynı fazda) bir foton yayınlayarak kararlı olduğu enerji seviyesine döner. Buna ‘Uyarılmış Salınım’ denilmektedir. Uyarılmış salınımda sonuç olarak iki eş foton açığa

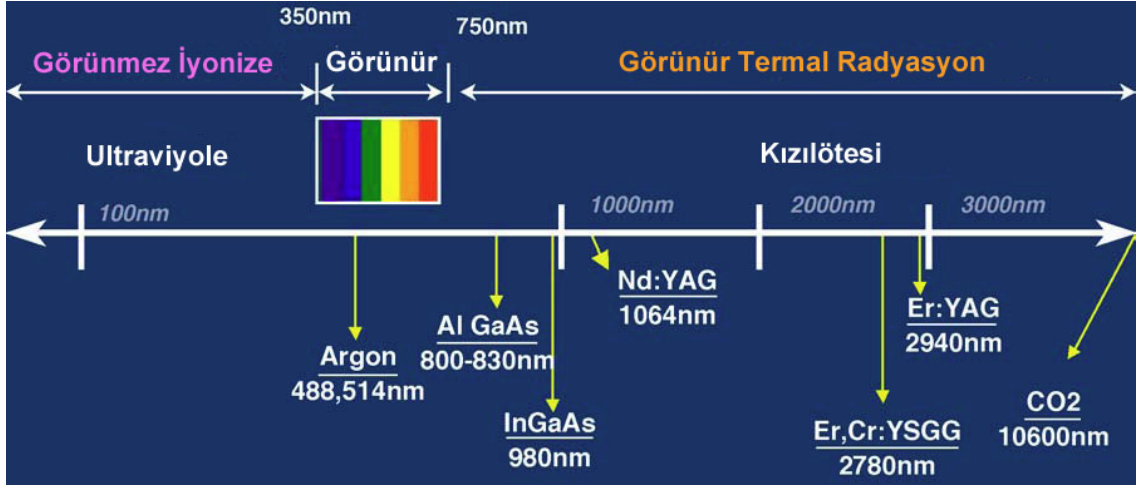
çıkar. Bu iki eş foton daha sonra başka iki atoma çarpınca dört eş foton oluşur ve bu şekilde zincirleme olarak devam eden olaylar neticesinde aynı yönde ilerleyen, aynı frekansta, aynı fazda ve çok yüksek sayıda foton elde edilmiş olur (Şekil 2.3). Ancak atomların her birinin birer fotonla çarpışması mümkün olamayacağından etkinliği artırmak için aktif madde iki aynanın arasına konulur ve oluşan fotonların aynalar arasında gidip gelmeleri sağlanır (86,148,220,224).



Şekil 2-3: Elektronun yörüngedeki hareketi ve lazer fotonlarının oluşumu.

2.1.1.4. Radyasyon

Radyasyon lazer tarafından üretilen ve elektromanyetik enerjinin bir formu olan ışık dalgalarını ifade etmektedir. Elektromanyetik spektrum dalga boyu 10^{-12} metre olan gamma ışınları ile binlerce metre dalga boyuna sahip radyo dalgaları arasında geniş bir enerji alanına sahiptir. 300 nm'den daha kısa dalga boyları 'iyonize' olarak isimlendirilmektedir. Dalga boyu kısa, frekansı yüksek radyasyon biyolojik dokularda daha derinlere penetre olması açısından önemlidir. 300 nm'den daha geniş dalga boyları foton enerjisi kaybına uğramakta, hedef dokunun uyarılmasına ve ısınmasına neden olmaktadır. Günümüzde dişhekimliğinde kullanılan lazer cihazları yaklaşık 0,5 μm (500 nm) ile 10,6 μm (10.600 nm) arasında değişen dalga boylarına sahiptirler (Şekil 2.4). Bu cihazlar elektromanyetik spektrumun görünür ya da görünmez kızılötesi noniyonize bölümlerinde bulunmakta ve termal radyasyon yayabilmektedirler. İyonize ve noniyonize radyasyonu birbirinden ayıran çizgi ultraviyole ve görünür ışığın birleşim alanında bulunmaktadır (43).



Şekil 2-4: Elektromanyetik spektrum ve dişhekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları.

Sonuç olarak lazer optik bir kavite içerisinde bulunan lazer ortamı ve bu ortamdaki atomları uyaran bir eksternal güç kaynağından meydana gelmekte ve uyarılmış salınım ile spesifik bir dalga boyuna sahip tek renkli, birbirine paralel ve eş fazlı ışık oluşmaktadır (43).

2.1.2. Lazer İletim Sistemleri

Lazer cihazından çıkan lazer ışığının hedef dokuya ergonomik ve kayıpsız olarak iletilmesini sağlayan fiziksel donanımlar lazer iletim sistemleri olarak tanımlanmaktadır. Lazer iletim sistemleri CO₂ lazer gibi uzun dalga boylarına sahip lazerlerde kullanılan eklemli kol (articulated arm) iletim sistemi, içi yansıtıcı aynalar ile döşeli “hollow wave-guide” (HWG) (dalga kılavuzu) iletim sistemi ve cam fiber optik iletim sistemleri olarak üçe ayrılmaktadır (43).

Eklemli kol iletim sistemleri lazerin uygulama ucunu istenilen yere getirebilmek ya da eğebilmek için birbirine çeşitli açılarla ek yapılmış birkaç içi boş metal borudan ve bu metal borular içinde 6-8 adet yansıtıcı aynadan oluşmaktadır. Eklemli kol iletim sistemlerinde yüksek enerjiler herhangi bir kayba uğramadan aktarılabilir. Bu nedenle yüksek enerjiye sahip CO₂ lazerlerinin iletiminde kullanılabilen yegane iletim sistemleridir. Ayrıca Ho:YAG, Nd:YAG ve Er:YAG lazerlerde de kullanılabilirler. Eklemli kol sistemlerin en büyük dezavantajı ise kullanıcılara sınırlı hareket olanağı vermesidir. Bu sistemler yüzeysel dokularda fazla

soruna yol açmaz iken ağız boşluğu gibi ulaşımın zor olduğu bölgelerde ideal olmaktan uzaktırlar (17,44,206).

Hollow wave-guide (HWG) sistemler ışığı dokuya kadar iletmek amacı ile içi yansıtıcı aynalar ile döşeli esnek bir metal tüpten oluşmaktadırlar. Lazer enerjisi tüpün iç duvarları içinde yansıtılarak iletiğinden eklemli kollarda olduğu gibi ayna sistemlerine ve bunların ayarlanmasına da gerek kalmamaktadır. HWG iletim sistemleri 20 μm üzerindeki dalga boylarının aktarımında kullanılabilir. Bu sistemler 250 ile 1000 μm çapları arasında bulunmakta ve 100 W'a kadar enerji taşıyabilmektedirler. HWG teknolojisinin avantajı eklemli kollara göre maliyetinin daha düşük ayrıca daha yumuşak ve bükülebilir olması, dezavantajı ise aktarım sırasında kablonun bükülmesi oranında enerji kaybının artması ve yansıtıcı yüzeylerdeki aşınmalardan ötürü kullanım ömrünün kısıtlı olmasıdır. Optik fiberler ile karşılaştırıldığında dalga kılavuzlarının en büyük dezavantajları, esnekliklerinin ve uzunluklarının daha az olmasıdır. Dalga kılavuzları 1,5 m ya da daha kısadırlar. Ancak medikal alanda kullanılan optik fiberlerin 3-4 m uzunluğunda olması gerekmektedir. Bu da lazerin ana güç kaynağının cerrahi müdahalenin yapıldığı yerden uzaklaşması ve cerrahın kullanacağı alanın büyümesini sağlamaktadır. Dalga kılavuzları çoğu zaman uzaklık problemini çözebilmek için eklemli kollara ucuna eklenmektedirler. Bu da eklemli kollarda oluşan problemlerin hepsinin dalga kılavuzları için de geçerli olması anlamına gelmektedir. HWG sistemler erbiyum ve CO₂ lazerlerde kullanılmaktadırlar (17,43,206).

Cam fiber optik iletim sistemleri diğer sistemlere göre daha esnek ve daha hafif olup çapları da oldukça küçüktür. Bazı yumuşak doku lazerlerinde çap 200-600 μm arasında değişmektedir. Lazer iletim sistemlerinde kullanılan optik fiberler quartz (cam) maddesinden yapılmıştır. Camın bu kadar ince tel hali esnek aynı zamanda mekanik olarak güçlü bir yapıya sahiptir. Uygulanacak tedavi prosedürlerine ve diğer faktörlere göre kullanılacak farklı fiber çapları, iletilecek lazer enerjisini değiştirecektir. Cam fiber optik iletim sistemlerinde en fazla 6 W'a kadar taşıma yapılabilir. Cam fiber optik sistemler kısa dalga boyuna sahip argon, diyod ve Nd:YAG lazerler ile kullanılmakta olup Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin dalga boylarının yüksek olması ve camdaki kristal moleküllerinin içine sığmaması nedenleri ile fiber teknolojisi ile üretimleri sınırlı kalmaktadır. Ayrıca Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin suda emilimleri yüksek olduğundan minimum hidroksil içeriğine sahip özel ve pahalı bir

fiber dizaynı gerektirmektedirler. En geniş dalga boyuna sahip dental lazerler olan CO₂ lazerler fiber teknolojisi ile üretilmemektedirler (17,43)

Lazer iletim sistemlerinin distal ucunda bir el parçası (dental başlık) bulunmaktadır. Bu el parçası ile ‘kontakt’ ya da ‘non-kontakt’ modda çalışılmaktadır. Lazerlerin hedef doku ile temasta çalışmasına “kontakt” mod, uzak mesafeden (cihaza göre değişmektedir, genellikle 7-8 mm mesafe) dokunmadan çalışılmasına “non-kontakt” mod denilmektedir (17,43).

Kontakt modda fiber, safir ya da kuartz uçlar kullanılmaktadır. Safir uçlar optik olarak çok net bir aktarım gücüne sahip olmalarına karşın kırılma durumunda tamir edilemezler. Kuartz uçlar ise zarar gördüklerinde onarılıp cilalanarak tekrar kullanılabilirler. Fiber uçlar düşük maliyet ve dayanıklılıkları sebebi ile Nd:YAG ve diydolarda başarı ile kullanılırlar. Kontakt modda hekimin hedef dokuya dokunarak çalışması nedeni ile daha kontrollü bir uygulama gerçekleştirilir. Ayrıca dokuda ulaşılması güç alanlara daha kolay giriş sağlanır (17,43,124).

Non-kontakt modda yüksek enerji güçlerinde çalışıldığında yansıtıcı aynalarda erken aşınmalar ve bozulmalar ortaya çıkabilmektedir. Lazer ışınının görünmez olması nedeni ile non-kontakt modda çalışma sırasında lazer enerjisinin hangi noktada odaklandığını gösteren lazer ya da normal ışık şeklinde bir ışık kaynağı bulunmaktadır (43).

2.1.3. Lazer Salınım Modları

Dental lazer cihazları ışık enerjisini süre ile ilişkili olarak sabit ya da atımlı olmak üzere iki şekilde dışarı vermektedirler. Atımlı lazerler de kendi aralarında enerjinin hedef dokuya iletilmesine göre ikiye ayrılmaktadırlar. Bu nedenle toplamda 3 farklı salınım modu bulunmaktadır (43).

Lazer salınım modlarından birincisi kullanıcının ayak pedalına bastığı sürece sabit bir lazer gücünde ışın salınımının devam ettiği *continous wave (sürekli dalga)* modudur. İkinci lazer salınım modu yanıp sönen bir ışık gibi lazer enerjisinde periyodik değişimlerin olduğu *gated-pulse (aralıklı atım)* modudur. Bu mod devamlı salınım modundaki ışın demetinin önüne açılıp kapanan mekanik bir perde konulması ile elde edilmektedir. Üçüncüsü ise yüksek enerjili oldukça kısa atımlar ve aralarında uzun bekleme aralıkları olan *free-running pulsed (serbest ilerleyen atımlı)* moddur (43).

Medikal ve bilimsel amaçlı kullanılan lazer cihazlarının atım süreleri nanosaniyeler (saniyenin milyarda biri) ve pikosaniyeler (saniyenin trilyonda biri) ile ifade edilmektedir. Uygulanan lazerin gücü çok yüksek olsa da kısa atım süresi nedeni ile toplamdaki lazer enerjisi küçük olmaktadır. Ayrıca lazerin atımlı modda kullanılması hedef dokunun bir sonraki atımdan önce soğumasına izin vermektedir. Sürekli dalga modunda ise kullanıcı manuel olarak lazer salınımını durdurmalı ve açığa çıkan ısının soğurulmasını sağlamalıdır (43).

Doku ile çalışmada operasyon modunun farklı etkilerinden yararlanılmaktadır. Örneğin dentinde 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 edilir (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 (124).

2.1.4. Lazer Işığının Dokudaki Etkileri

Değişik tipteki lazerler aynı doku üzerinde farklı etkiler gösterebilirler. Benzer şekilde bir lazer uygulandığı dokuya göre de farklı etkiler oluşturabilir. Bu nedenle her tip lazerin her uygulamada aynı etkiyi yaratmayacağı unutulmamalıdır (43).

Lazer ışığı hedef dokunun optik özelliklerine bağlı olarak dokuda dört farklı etki göstermektedir (Şekil 2.6). Dişsel yapılar karmaşık bir yapıya sahip olduğundan bu dört etkinin tümünü farklı oranlarda görmek mümkün olmaktadır. Doku üzerine düşen bir lazer ışını hem yüzeyde hem de dokunun derinliklerinde yayılmaktadır. Bu ışının ne kadarının doku tarafından soğurulacağı (absorption) veya geçirileceği (transmission), ne kadarının yüzeyden yansıtacağı (reflection), ne oranda ortamda dağıtılacağı (scattering) ışının dalga boyuna ve dokunun fiziksel ve optik özelliklerine bağlı olarak değişmektedir (43).

2.1.4.1. Soğurulma (Absorbsiyon)

Lazer ışığının esas etkisi hedef dokunun lazer ışığını soğurması ile ortaya çıkmaktadır. Doku tarafından soğurulan enerjinin miktarı pigmentasyon derecesi, su içeriği, doku kalınlığı, yüzey ıslaklığı gibi doku özelliklerinin yanısıra lazerin dalga boyu ve salınım moduna, kontakt ya da non-kontakt çalışılmasına, lazer ışığının doku ile yaptığı açıya da bağlıdır (149).

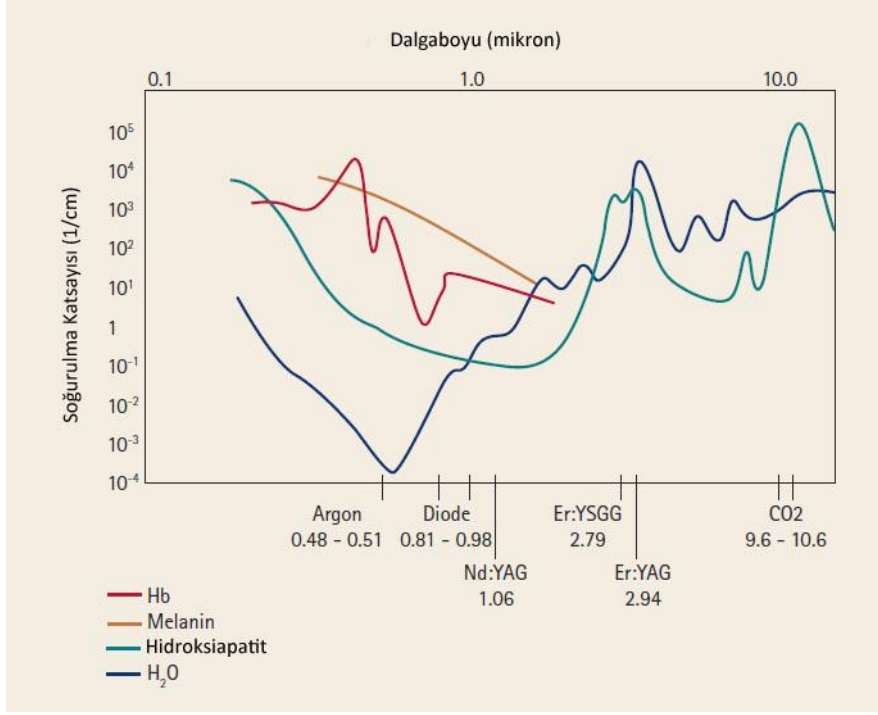
Belirli bir dalga boyuna sahip lazer ışığını soğurma özelliğine sahip doku bileşenleri kromofor olarak isimlendirilmektedir. Ağız dokuları hemoglobin, melanin ya da diğer renk verici proteinler ile hidroksiapatit ve su gibi kromoforlardan bir ya da birkaçını içermektedirler (43,149).

Dokuya oksijen taşıyan hemoglobin (Hb) molekülü kırmızı dalga boylarını yansıtma özelliği ile arter kanının kırmızı rengini vermektedir. Hemoglobin mavi ve yeşil dalga boyları tarafından ise soğurulmaktadır. Daha az hemoglobin içeren venöz kan ise kırmızı ışığı daha fazla soğurduğundan arter kanına göre daha koyu bir renk almaktadır. Deriye rengini veren melanin pigmenti kısa dalga boyları tarafından güçlü bir şekilde soğurulmaktadır. Su molekülleri ise değişik dalga boylarında değişik derecelerde soğurulma özelliğine sahiptir (43,149).

Dişsel yapılar ağırlık olarak farklı miktarlarda su içermektedirler. En az su içerenden en çok su içeren yapıya göre bir sınıflandırma yapılacak olursa mine (%2-3), dentin, kemik, diştışı, çürük ve yumuşak doku (%70) şeklinde bir sıralama ortaya çıkar. Hidroksiapatit diş sert dokularının ana yapısı olup dalga boyuna bağlı olarak geniş bir soğurulma aralığına sahiptir (43).

Genellikle kısa dalga boyları (500 nm-1000 nm) pigmente dokular ve kan elemanları tarafından soğurulmaktadır. Argon (488-514 nm) hemoglobin tarafından soğurulur. Diyod (800-980 nm) ve Nd:YAG (1064 nm) lazerler melanine karşı yüksek bir afinite gösterirken hemoglobin ile daha az etkileşime girerler. Daha uzun dalga boyları su ve hidroksiapatit ile daha çok etkileşim içindedirler. Suyun en yüksek absorpsiyon miktarı 3000 nm'nin biraz altındadır ve bu da Er:YAG lazerin dalga boyuna denk düşmektedir. Erbiyum hidroksiapatit tarafından da iyi soğurulur. 10.600 nm'lik CO₂ lazer su tarafından iyi soğurulur ve diş dokularına en büyük afiniteye sahiptir (17). Özetle su ve hidroksiapatitin soğurma tepe noktalarının Er:YAG,

Er,Cr:YSGG ve CO₂ lazerlerin dalga boyları ile çakışmasından dolayı sert dokularda bu lazer tiplerinin kullanımı tercih edilmektedir (Şekil 2.5) (43,149).



Şekil 2-5: Biyolojik doku bileşenlerinin çeşitli dalga boylarını soğurma katsayıları.

2.1.4.2. Geçme (Transmission)

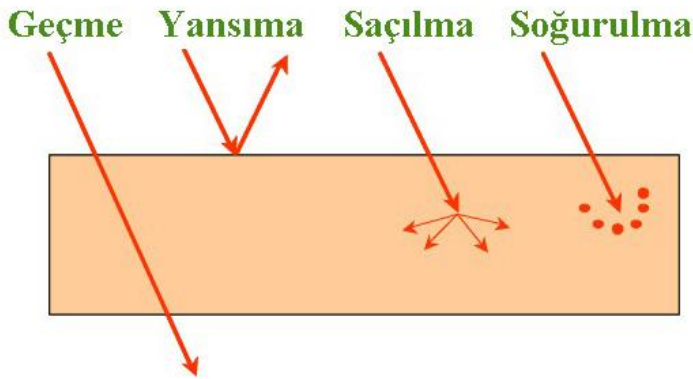
Hedef dokuya hiçbir etkide bulunmadan soğurulmanın tersine lazer enerjisinin direkt olarak dokudan iletilmesidir. Bu etki büyük oranda lazer ışığının dalga boyuna bağlıdır. Örneğin argon, diyod ve Nd:YAG lazer gibi kısa dalga boyuna sahip lazerler su molekülleri tarafından soğurulmazlar ve doğrudan geçerek daha derinlere penetre olurlar. Erbiyum ve CO₂ lazerler ise dokunun sıvı içeriği tarafından kolaylıkla soğurulduklarından komşu dokulara çok az enerji geçişi gerçekleşir. Lazer ışınının odaklanma derinliği hareketin hızı ve gücün yoğunluğuna göre değişmektedir. Erbiyum lazerler yaklaşık 0,01 mm olan absorpsiyon derinlikleri ile genellikle dokunun üst yüzeylerinde etki göstermektedirler. 800-nm diyod lazerler dokuda 100 mm derinliğe kadar inebilmektedirler. Diyod ve Nd:YAG lazerler gözün lens, iris ve kornea bölgelerini doğrudan geçerek daha derinde yer alan retina tabakası tarafından soğurulmaktadırlar (37,43).

2.1.4.3. Yansıma (Reflection)

Bir diğer etki şekli olan yansıma lazer ışınının hedef dokuda hiçbir etki yaratmadan yüzeyden geldiği yönde yansımasını ifade etmektedir. Çürük tanısında kullanılan lazer cihazları farklı derecelerde yıkım gösteren diş dokularından yansıyan ışığı ölçmektedirler. Yansıyan ışık dar bir ışın demeti içinde kollimasyonu sağlayabileceği gibi daha difüze de olabilir (43). Yansımanın meydana gelmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin istenilen miktara ulaşamayacağı anlamına gelmektedir. Önemli bir miktarda ışık lazer uygulaması sırasında dokudan yansır. Yansıma miktarı kontakt lazerlerde nonkontakt lazerlere göre daha azdır. Mineden yansıma, dentin ve dişetine göre daha fazladır (37).

2.1.4.4. Saçılma (Scattering)

Lazer ışığının doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması ya da sıçraması “saçılma” olarak isimlendirilmektedir. Soğurulma ne kadar fazla olursa saçılma da o kadar az olmaktadır. Lazer ışığının saçılma etkisi oluşacak enerjinin etkisinin zayıflamasına ve buna bağlı olarak biyolojik olarak herhangi bir etki oluşturamamasına neden olmaktadır. Lazer ışınının saçılması cerrahi alana komşu dokulara ısı aktarımına neden olarak istenmeyen hasarlarla sonuçlanabilir. Ancak bu özellik ışının daha geniş alanlara dağılımının istendiği durumlarda örneğin kompozit rezinlerin sertleştirilmesinde avantaj sağlamaktadır (43,51).



Şekil 2-6: Lazer ışığının dokudaki etkileri.

Belirli bir işlem için en uygun olan lazerin seçiminde hedef dokuda en az yansıma, saçılma ve geçme yapan, en fazla soğurulan dalga boyunun belirlenmesi gerekmektedir. Su tarafından soğurulan lazer dalgaboyları (CO₂, Er:YAG lazerler)

yumuşak doku cerrahisi için uygundur ve penetrasyon derinlikleri çok azdır. Benzer şekilde hemoglobin tarafından soğurulanlar vasküler doku ve lezyonlar için daha uygun olmaktadır. Argon lazer dalgaboyları, kompozit rezinler tarafından soğurulurken, hem su hem hidroksiapatit tarafından soğurulan Er:YAG ve Er:Cr:YSGG lazerler sert dokuda kullanım için uygundur (44). Birden çok ortam tarafından soğurulan dalga boyuna sahip lazerler her dokuda değişik bir etki meydana getirebilmektedir. Buna ek olarak vasküler lezyonlarda derin bir hemostaz istenildiğinde, lazerin bir miktar transmisyon yapması da arzulanan bir özelliktir. Çeşitli klinik uygulamaları mümkün kılmak için birden fazla dalga boyu üretebilen cihazlar da mevcuttur (Er:YAG ve Nd:YAG gibi). Bu cihazlar hekime dalga boyunu değiştirerek istenen doku etkisini değiştirme imkanı vermektedir (193).

2.1.5. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri

Lazer enerjisi doku tarafından soğurulduğunda oluşan etkiler fotokimyasal, fotomekanik, fotoelektrik ve fototermal olarak sınıflandırılabilir.

2.1.5.1. Lazerin Foto-Kimyasal Etkileri

Foto-kimyasal etki lazer ışığının herhangi bir termal etki olmaksızın uygulandıkları yüzeyde ve hedef dokuda oluşturduğu değişikliklerdir. Lazer ışığı fotokimyasal etki ile kimyasal reaksiyonları (kompozit reçinelerin sertleşmesi gibi) tetikleyebilmekte ya da kimyasal bağları (tümör hücrelerinin yok edilmesinde kullanılan ışığa duyarlı ilaçlara lazer ışınlarının gönderilmesi şeklindeki fotodinamik tedavi örneğinde olduğu gibi) çözebilmektedir (43,86).

2.1.5.2. Lazerin Foto-Mekanik ve Foto-Elektrik Etkileri

Fotomekanik ve fotoelektriksel etkiler çok kısa ve yüksek enerji yoğunluğuna sahip atımlarla dokuda oluşturulan ve termal olmayan etkilerdir. Bu etkiler sonucunda çok yüksek ve kısa süreli foton enerjisi titreşimsel kinetik enerjiye çevrilir. Bu şekilde şok dalgaları ile moleküler ve atomik bağlar kopararak ya da son derece hızlı bir ısınma ile enerjiyi soğuran hedef dokuda faz değişikliği (plazma formasyonu) yaratılarak, doku uzaklaştırılabilir. Fotomekanik etkiler, mekanik şok dalgaları sonucu oluşan hızlı termal genleşme (photoablation) ya da optik geri kırılmalar (photodisruption) olarak belirtilirken; fotoelektriksel etki, elektriksel şarjla doku çıkarılması (photoplasmolysis) olarak tanımlanır (149).

2.1.5.3. Lazerin Foto-Termal Etkileri

Işık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak tanımlanan foto-termal etki lazer enerjisinin temel etkisini oluşturmaktadır. Lazer enerjisinin dokudaki ısı etkisi sıcaklık yükselmesinin miktarına ve bu sıcaklık artışının hücre içi/hücreler arası suda oluşturduğu reaksiyonlara bağlıdır. Isı artışının dokudaki etkisi çalışılan alanın soğutulması ve çevre dokuların ısıyı dağıtma yetenekleri ile de ilişkilidir. Ayrıca salınım modu, güç yoğunluğu ve uygulama süresi gibi lazer parametreleri de etkili olmaktadır (43).

Lazer enerjisinin doku tarafından soğurulması ile ısı artışı gerçekleşmektedir. Bu durum dokuda bazı değişikliklere ya da bozulmalara yol açmaktadır (43).

Hipertermi: Dokudaki ısı artışı normal değerin üstündedir ancak dokuda herhangi bir yıkım oluşmamıştır.

Protein denatürasyonu: Sıcaklık 60 °C'ye ulaştığında proteinler denatüre olmaya başlar ancak alttaki dokuda herhangi bir buharlaşma gözlenmez.

Koagülasyon: Dokuda geri dönüşümü olmayan hasarlar oluşmakta ve sıvı kısmın bir miktar katılaşması sağlanmaktadır. Bu durum hemostaz mekanizmasında istenilen bir etkidir.

Kaynaşma: Sıcaklık 70-80 °C'ye ulaştığında kollajen moleküllerinin sarmal yapısının açılması ve bitişik parçaların birbirine dolanması ile iki tabakanın birbirine yapışması sağlanmaktadır.

Ablasyon: Hedef dokudaki suyun ısı 100 °C'ye ulaşırsa su buharlaşır ve ablasyon denilen durum ortaya çıkar. Yumuşak dokunun su içeriği fazla olduğundan yumuşak doku eksizyonu bu sıcaklıkta gerçekleştirilebilir. Dış dokularındaki apatit kristalleri ve diğer mineraller bu ısıda ablasyona uğramazlar ancak içeriklerindeki su kaynayarak buharlaşır, genişir ve patlayarak su moleküllerini çevreleyen apatit kristallerinin parçalanması sağlanır.

Karbonizasyon: Eğer sıcaklık 200 °C'ye kadar çıkacak olursa doku dehidrate olur ve ortamda hava var ise yanar. Son ürün olan karbon tüm dalga boylarını soğurabilir özelliğindedir (43).

Günümüzde sert doku uygulamalarında kullanılan lazer sistemlerinin temel etki mekanizmasını termal ablasyon oluşturmaktadır. Termal ablasyonda lazer enerjisinin uygulandığı doku tarafından soğurulması hedeflenmekte ve belirli bir seviyeye kadar artan ısı ile hedef dokunun uzaklaştırılması sağlanmaktadır (129). Bu nedenle 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 (C_p), doku içinde ısının iletim kapasitesi (ısıl iletim κ) ve doku içerisindeki suyun dağılım oranları olarak belirtilmektedir. Lazer ışığının özellikleri ise dalga boyu (λ), atım enerjisi (E_p), atım süresi (τ_p), temporal demet profili (atım şekli) ve uzaysal demet profili (TEM modları) ile ifade edilmektedir. Dokuya ait özelliklerde herhangi bir değişiklik oluşturmak mümkün değil iken lazer ışığı ile ilgili özellikler 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 (48,129).

2.1.6. Lazer Kullanım Parametreleri

Lazer sistemlerinde uygulama sonuçlarını etkileyebilecek anahtar parametreler bulunmaktadır. Bu parametreler dalga boyu, güç yoğunluğu, enerji yoğunluğu, atım frekansı, atım süresi, uygulama süresi, spot alanı ve lazer demet profili olarak sayılabilmektedir. Bu faktörlerden herhangi birinin değişmesi, lazer uygulamasının sonuçlarını da değiştirmektedir. Lazer kullanım parametreleri uygulanacak bölge ve kullanım amacına göre değişmektedir. Mine, dentin, sement ve dişeti için farklı enerji seviyeleri etkili olmaktadır. Her hücrenin ve hücreler arası maddenin kendine özgü ışık kırma indeksi olması ışığın dokularda farklı yayılımını sağlamaktadır (43,44,86).

2.1.6.1. Dalga Boyu (nm)

Lazer ışığı uzayda hareket eden periyodik enerji dalgaları olarak düşünülebilir. Lazer ışın demetinde birbirini izleyen dalgaların doruk noktaları arasındaki fiziksel uzaklık dalga boyu olarak isimlendirilmektedir (75).

2.1.6.2. Güç (W) ve Güç Yoğunluğu (W/cm²)

Lazer gücü lazer tarafından oluşturulan enerji oranını belirtmektedir. 1 Watt lazer gücü 1 saniyede yayılan 1 Joule enerjiyi ifade etmektedir (75).

Güç yoğunluğu birim alanda bulunan foton yoğunluğu olarak tanımlanmaktadır. Foton yoğunluğu watt ve cm^2 cinsinden dairenin alanı kullanılarak ölçülmektedir (86).

Güç yoğunluğunu hesaplayabilmek için ışığın uygulandığı doku üzerinde oluşturduğu daire şeklindeki (spot) alanın bilinmesi gereklidir. Dairenin alanı ise $A = \pi r^2$ ($\pi=3.14$) formülünden hesaplanır (86).

Eğer lazerin çıkış gücü 10 W ve spot çapı 1.0 cm ise;

$$\text{Güç Yoğunluğu} = 10 / 3.14 [(0.5) 1]^2$$

$$= 10 / 0.79$$

$$= 12.7 \text{ W/cm}^2 \text{ olarak hesaplanır. Bu ortalama güç yoğunluğudur.}$$

Güç yoğunluğu dairenin merkezinde en yüksektir ve kenarlara gidildikçe sıfıra yaklaşır (86).

Lazer ortamından direkt çıkan lazer ışınının çapı geniş olduğundan hedef dokuda etkili olabilecek güç yoğunluğuna erişemez. Bu nedenle ışığın belirli bir dairesel alana odaklanmasını ve böylece gücün artırılmasını sağlamak için bir mercek kullanılmaktadır. Kullanılan bu mercekler lazer ışınının yönünde ya da doğrultusunda herhangi bir değişiklik yapmazlar yalnızca spot alanını küçülterek güç yoğunluğunu artırırlar (86).

2.1.6.3. Enerji (J) ve Enerji Yoğunluğu (J/cm^2)

Çok kısa süreli atımlarda ortalama güç (watts) yerine atım başına düşen enerji miktarını (joules) kullanmak daha pratik olmaktadır. Enerji gerçekleştirilen iş ya da belli bir zaman süresinde uygulanan güçtür. Enerji birimi juldür (J) ve güç ile zamanın çarpımına eşittir. Birçok atımlı lazer, atım başına 1 J den çok daha az enerji verir. Bu nedenle milijul (mJ) birimi kullanılır (75,86).

Güç yoğunluğuna benzeyen enerji yoğunluğu (fluens) birim alandaki enerji miktarı ile ifade edilmektedir. Bir diğer ifade ile enerji yoğunluğu belirli bir zaman süresinde uygulanan güç yoğunluğudur. Birçok lazerde enerji yoğunluğu mJ/cm^2 olarak ifade edilir (86). Lazer kullanıcısı için enerji yoğunluğu çok yararlı bir parametredir; çünkü lazerin oluşturacağı klinik etkiyi saptamak için spot çapını göz önünde bulundurma gereksinimini ortadan kaldırır. Örneğin, enerji yoğunluğu 60 J/cm^2 tutulursa spot çapının 6 ya da 8 mm olması ile klinik etki aynı olacaktır (75).

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

2.1.6.4. Frekans (Hz)

Bir olayın birim zamandaki tekrar sayısı frekans olarak tanımlanmaktadır. Tüm dalgalar belli bir frekansa sahiptir. Frekans, bir saniyede belli bir noktadan geçen dalgaların sayısıdır. Lazer cihazlarında ise frekans dalgayı oluşturan titreşimin saniyede kaç defa olduğunu belirtmektedir. Bir başka ifade ile lazer ışınının saniyedeki atım sayısıdır. Örneğin bir saniyede 10 atım, 10 Hz olarak birimlendirilir. Bir dalganın frekansı ve dalga boyu arasında bir ilişki bulunmaktadır. Dalga boyu arttıkça frekans azalır. Uzun dalgalar düşük bir frekansa, kısa dalgalar ise yüksek bir frekansa sahiptir. Frekansın birimi Hertz (Hz) dir. Saniyedeki atım sayısı “Pulse per second” (Pps) da aynı anlamda kullanılmaktadır. Frekans aralığı geniş olan bir lazer kullanım açısından kolaylık sağlamaktadır (43,75,86).

2.1.6.5. Atım Devam Süresi (μ s ya da ms)

Puls aralığı, atım süresi ve atım genişliği, lazer atımının zamansal uzunluğunu (lazerin enerji yayma süresini) belirtmede kullanılan eşanlamlı terimlerdir. Kısaca lazer enerjisinin dokuya ne kadar zaman boyunca iletilildiğini belirtmektedirler (75).

2.1.6.6. Maksimum Atım Gücü (W/ μ s)

Tek bir lazer atımının sahip olduğu en yüksek güç olarak tanımlanır (75).

2.1.6.7. Spot Çapı (mm)

Lazer sistemlerde lazer ışınının keskin bir şekilde odaklandığı ve enerjinin en yüksek olduğu spesifik bir daire (spot) çapı vardır. Bu dairesel alana ‘odak noktası’ adı verilmektedir. Odak noktasının büyüklüğünü ve odak uzaklığını sistemde kullanılan merceğin boyutu ve şekli belirlemektedir. Odak noktasından uzaklaştıkça ışın dağılmaya ve güç yoğunluğu azalmaya başlar. Fokus ve defokus terimleri lazer ile çalışma sırasında odak noktasının hedef dokudaki konumunu ifade etmektedirler. Odak noktası doku yüzeyinde kalıyor ise **fokus mod**, doku yüzeyine ulaşmadan üst kısımlarda kalıyor ise **defokus mod** ve odak noktası dokunun derinliklerine düşüyor ise **prefokus mod** olarak isimlendirilmektedir. Lazer ile çalışılırken fokus bölgesi dokuya iletilen enerjinin en yüksek olduğu uzaklığı simgeler. Defokus bölgesi ise dokudan daha uzak bir mesafede çalışıldığında oluşur ve daha az soğurulma meydana gelir. Dokuda

her zaman fokus ya da defokus modda çalışmak gerekmektedir. Prefokus modda çalışma dokuda istenmeyen ısısal etkilere neden olabilmektedir. Her lazerde fokus defokus mod mesafesi farklıdır (43,86).

2.1.7. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Lazerler;

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

2.1.7.1. Lazer Aktif Maddesine Göre

Katı Lazerler:

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

Gaz Lazerler:

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

Sıvı Lazerler:

- Boya (çeşitli) (VIS)

Yarı iletkenler:

- Diyod Lazerler (infrared-IR)

2.1.7.2. Lazer Işığının Hareketine Göre:

- Sürekli ışık verenler (Continuous)
- Atımlı ışık verenler (Pulsed)
- Kesikli ışık verenler (Chopped)

2.1.7.3. Lazer Işığının Dalga Boyuna Göre

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

2.1.7.4. Lazer Işığının Enerjisine Göre

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

2.1.7.5. Lazer Işığının Uygulanış Şekline Göre

- Kontaktlı
- Kontaktsız

olarak sınıflanabilirler.

2.1.8. Dişhekimliğinde Kullanılan Lazerler

2.1.8.1. Argon Lazer

Aktif ortamında argon gazı bulunan ve yüksek akımlı bir elektrik sistemi ile çalışan bu lazer sistemi, ışığı görünür spektrumda bulunan tek cerrahi lazerdir. Dişhekimliğinde biri mavi renkte 488 nm dalga boyunda, diğeri mavi yeşil renkte 515 nm dalga boyunda iki salınım modu kullanılmaktadır. 488 nm dalga boyundaki Argon lazer kompozit restoratif materyallerin polimerizasyonunu başlatıcı ajan olan kamforokinonu aktive edici özelliğe sahiptir. Argon lazer ayrıca ışıkla aktive olan beyazlatma jelleri ve ölçü materyallerinde de kullanılmaktadır (43). Lazer ile polimerizasyonda uygulama süresinin halojen ışık kaynaklarına göre %75 oranında azaldığı, polimerizasyonun uygulanan kompozitin tüm bölgelerinde aynı anda başlaması nedeni ile kompozit-restorasyon kenar uyumunun arttığı, kompozitin fiziksel özelliklerinin güçlendiği ve postoperatif hassasiyetin azaldığı bildirilmektedir (215).

514 nm dalga boyundaki argon lazer hemoglobin, hemosiderin ve melanin içeren dokular tarafından yüksek emilim oranına sahip olduğundan mükemmel bir hemostaz sağlamaktadır. Argon lazerler ayrıca çürük teşhisine de yardımcıdırlar. Argon lazerin ışığı diş yüzeyini aydınlattığında çürük bölge turuncu rengi ile sağlıklı dokulardan kolaylıkla ayırt edilebilmektedir. Her iki dalga boyunun da diş sert dokuları ve su tarafından emilimi zayıftır. Mine ve dentin tarafından emiliminin az olması yumuşak doku cerrahisi sırasında diş sert dokularının zarar görmesini engellemesi açısından avantaj sağlamaktadır (43).

2.1.8.2. Diyod Lazer

Diyod lazer aluminum ya da indium, gallium ve arsenid gibi yarı iletken kristaller içeren katı bir lazerdir. Dişhekimliğinde 800 nm (aktif ortamında aluminum bulunan) ve 980 nm (aktif ortamında indium bulunan) olmak üzere iki dalga boyu kullanılmaktadır. Lazer enerjisinin iletimi fiberoptik kablolar ile sağlanmakta ve yumuşak doku cerrahisinde değerli, koagülasyonun sağlanmasında ise değimsiz çalışılmaktadır. Tüm dalga boylarının pigmente dokular tarafından iyi soğurulması nedeni ile hemostaz sağlamada da kullanılmaktadırlar. Ancak argon lazerler kadar hızlı hemostaz sağlayamamaktadırlar. Diyod lazerlerin diş sert dokuları tarafından emiliminin az olması nedeni ile mine ve dentine zarar vermeden yumuşak dokularda güvenli bir şekilde çalışılabilmektedir. Diyod lazerler dişhekimliğinde kök kanallarının sterilizasyonunda, periodontal ceplerdeki bakterilerin uzaklaştırılmasında ve dentin hassasiyetinin giderilmesinde kullanılmaktadır. Diyod lazer yumuşak doku cerrahisi için mükemmel olup dişetinin ve mukozanın kesilmesi ve koagülasyonunda kullanılmaktadır. Bu lazerlerin en önemli avantajlarından biri boyutlarının küçük ve taşınabilir olmalarıdır (43,130,186).

2.1.8.3. Karbondioksit (CO₂) Lazer

Aktif ortamında CO₂, Nitrojen (N₂) ve Helyum (He) gaz karışımı bulunan CO₂ lazerin dalga boyu 10600 nm'dir. CO₂ lazerin ışını uzak kızılötesidir (red-infrared). Birçok lazer cihazında olduğu gibi bu lazer ışınının da görülebilir olması için rehber ışık olarak kırmızı bir ışık veren He-Ne lazeri sisteme katılmıştır. Bu lazer sisteminde en büyük sorun uzun dalga boyuna sahip olması nedeni ile ışının cam fiberlerden geçememesi ve dolayısıyla kısıtlı hareket olanağı veren HWG sistemler ile kullanılma zorunluluğu taşımasıdır. Ayrıca dokuyla temas etmeden çalışma gerektirmesi nedeni ile

kullanıcının dokunma hissini ortadan kaldırmaktadır. Dezavantaj olarak kabul edilen temassız çalışma dil ve ağız tabanı gibi hareketli ağız dokularının tedavisinde ise avantaj sağlamaktadır (22,43,48,163).

İnce fiber optik kablolardan geçememesi, dokuyla temas etmeden çalışılması ve sert, parlak yüzeylerden yansıyıp hedeflenmeyen dokularda zararlara neden olmasından dolayı CO₂ lazerin ağız içi uygulanımı sınırlı kalmaktadır. Bu lazerin en önemli özelliği su molekülleri tarafından erbiyum lazerlerden sonra en iyi absorbe edilen dalga boyuna sahip olmalarıdır. Dokunun pigmente ya da farklı renkte olması soğurulmada etkili değildir. Yumuşak dokudaki penetrasyon derinliği 0,2-0,3 mm'dir. Bu nedenle oral mukozadan yansımaz, dağılmaz ve derin dokulara kadar ilerleyemez. CO₂ lazer dişhekimliğinde kullanılan tüm lazerler içinde hidroksiapatit tarafından emilimi en yüksek olan dalga boyuna sahiptir. Bu nedenle diş dokusuna komşu yumuşak doku alanlarında çalışırken diş dokularına zarar vermemek için bu alanların metal koruyucular ile örtülmesi gerekmektedir (43,48,51,163).

CO₂ lazer ile dokuya ortalama 1-3 cm uzaklıktan odaklanarak insizyon ve eksizyon yapılabilmektedir. Bu mesafeyi artırınca yani odak noktasından uzaklaştıkça lazerin kesiciliği kaybolarak koagüle etme ve buharlaştırma etkisi başlamaktadır (48).

CO₂ lazerler dişhekimliğinde daha çok yumuşak doku cerrahisinde; gingivektomi/gingivoplasti (162), frenektomi (74,88), kuren boyu uzatma (1) ve tümörlerin çıkartılması (136,161) işlemlerinde; beyaz lezyonların, vezikülo-büllöz lezyonların ve aftöz ülserlerin tedavisinde (165); implant çevresi yumuşak doku hazırlığında ve periimplantitis tedavisinde (178) kullanılmaktadır.

CO₂ lazerlerin geleneksel yöntemlere göre avantajları ise; operasyon alanında koagülasyonu sağlaması nedeni ile kanamanın olmayışı, kuru ve görülebilir bir ortam sağlaması, dikiş gerektirmemesi, işlem süresinin kısılması, mekanik travmanın olmayışı, postoperatif ağrı, ödem ve skar dokusunun daha az olması, bakteriyemi riskinin azalması ve hasta tarafından daha kabul edilebilir olması olarak sayılabilmektedir (22,161).

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

uygulanması ile organik matriks yanmakta ve yüzeyde inorganik matriksten zengin (Ca/P oranı yüksek) parlak bir yüzey oluşmaktadır. Ayrıca yüzeydeki hidroksil apatitteki kristal yapısı trikalsiyum fosfata dönüşmektedir (48).

2.1.8.4. Neodymium:YAG Lazer

Nd:YAG lazer neodymium katkılı yitriyum, alüminum, garnet kristallerinden oluşan bir katı hal lazeridir. Flaş lambası ile uyarılır. Dalga boyu 1064 nm'dir. Bu lazer sisteminde de rehber ışık olarak He-Ne lazeri kullanılmaktadır. Nd:YAG lazerin en önemli özellikleri ince fiber optik kablolardan geçebilmesi, kontakt uçlarının olması ve melanin pigmenti içeren koyu renkli dokular ile hemoglobin tarafından yüksek derecede absorbe edilebilmesidir. Bu nedenle uygulanımı sırasında bazen doku yüzeylerine koyu renkli ya da siyah absorban bir madde sürülmektedir. Diğer dokular tarafından emilimi azdır. Koyu ve pigmente dokularda penetrasyon derecesi CO₂ lazere oranla daha fazladır. Buna karşın sudaki absorpsiyon derecesi ise daha azdır. Lazer ışınları yaklaşık %90 oranında su içerisinde herhangi bir değişikliğe uğramadan ilerler. Nd:YAG lazerin diş sert dokuları tarafından emilimi oldukça azdır. 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 ya da pulpanın analjezisinde kullanılabilirler (43,48,51,111,164). Lazerin diş dokuları tarafından emiliminin az, penetrasyon derinliğinin fazla olması ve pulpada ısısal zararlar oluşturması nedeni ile diş sert dokularında kullanımı sınırlı kalmıştır (129).

Nd:YAG lazer endodontide kök kanalının sterilizasyonunda, periodontolojide granülasyon dokusunun uzaklaştırılmasında ve dişeti ceplerinin dezenfeksiyonunda, aftöz lezyonların tedavisinde, gingivektomi, gingivoplasti, frenektomi işlemlerinde ve piyojenik granulom ile hemangiomanın eksizyonel biyopsisinde de kullanılabilir. Bu işlemler ağrısız olur ve hekim için kansız bir ortam sağlar. Uygulama sırasında ağrı olmamasının nedeni tam bir kesinlik kazanmış değildir. Ancak Nd:YAG lazerin atım süresinin sinir aksiyon potansiyelini başlatmak için gereken süreden daha kısa olması ile ilişkili olabileceği belirtilmektedir. Bir başka açıklama ise Nd:YAG lazerin sinir hücresi membran permeabilitesini değiştirmesi ya da sodyum pompası mekanizmasını engellemesi ile ilgili olabileceği yönündedir (177,188, 222).

2.1.8.5. Erbiyum Lazerler (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG)

Erbiyum, Chromium:YSGG (2780 nm) lazer aktif ortamında erbiyum ve krom ile kaplanmış yttrium, scandium, gallium, garnet kristalleri içeren bir katı hal lazeridir. Erbiyum:YAG (2940 nm) lazer ise aktif ortamında erbiyum ile kaplanmış yttrium, alüminyum, garnet kristalleri içermektedir. Her iki dalga boyu da spektrumun orta kıızılaltı (infrared), görünmez ve noniyonize kısmında bulunmaktadır. Er:YAG lazerler HWG, eklemli kol ya da su içermeyen cam fiberler ile operasyon alanına iletilirken; Er,Cr:YSGG lazerler yalnızca fiber optik kablolar ile iletilmektedir. 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 iletmektedir. Tüm dental işlemler hava ve su soğutması altında gerçekleştirilmektedir (43).

Erbiyum lazerlerin dalga boyları dişhekimliğinde kullanılan tüm lazerler arasında su molekülleri tarafından emilimi en fazla olan dalga boylarıdır. Hidroksiapatite afiniteleri de oldukça yüksektir. Lazer enerjisi apatit kristali içindeki hidroksil grubu ile etkileşerek dişin kristal yapılarına bağlı olan su tanecikleri tarafından soğutulur. Mineral yapının içerisindeki suyun buharlaşması ile hacim artışı meydana gelir ve mikropatlamalar oluşur (43,206). Termomekanik ablasyon olarak isimlendirilen bu işlem ile hedef yüzeyden mekanik ve travmatik şekilde dokunun uzaklaşması sağlanır. Gücün artırılması ile ablasyon süreci hızlanır, termal yan etkileri azalır ancak mekanik yan etkilerde artış gözlenir. Er:YAG lazerlerde atımların boyu kısaldıkça ablasyon için daha az enerji yoğunluğu gerekmektedir. Er:YAG lazerlerde ablasyon eşiği 100 μs 'lik atımlar için 6 J/cm^2 ile 700 μs 'lik atımlar için 10 J/cm^2 arasında değişmektedir. Bu nedenle Er:YAG lazer dişhekimliğinde kullanılan tüm lazerler arasında sert doku uzaklaştırmada en etkili lazer olarak yerini almaktadır. Er,Cr:YSGG lazer ablasyona 10-14 J/cm^2 'de başladığından daha fazla enerji yoğunluğu gerektirmektedir (17).

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 kullanılmaktadırlar (206).

2.1.9. Lazerin Pedodontide Kullanım Alanları

Çocuklarda lazer uygulamalarının geleneksel yöntemlere göre birçok avantajları bulunmaktadır. Bunlar lazerin restoratif işlemlerde geleneksel yöntemlere göre daha az zaman gerektirmesi; döner aletler ile oluşan titreşim, koku ve korku unsurlarının elimine edilmesi; lokal anestezi, dikiş, işlem sonrası ağrı kesici ve antibiyotik gereksiniminin azalması ya da ortadan kalkması olarak belirtilmektedir (108). Tüm bu avantajlar göz önünde bulundurulduğunda çocukların ilk dişhekimi tecrübelerini lazer tedavileri ile yaşamaları uzun dönemde dişhekimine ve dişhekimliği uygulamalarına yaklaşımı farklı bir neslin yetişmesini sağlayabilecek olması açısından da önem kazanmaktadır. Lazer pedodontide çürük ve diş vitalitesinin teşhisinde, çürük oluşumunun önlenmesinde, kavite hazırlığında, pit ve fissür örtücü uygulamalarında, pürüzlendirmede, antibakteriyel etki sağlamada, vitalite testlerinde, endodontide ve yumuşak doku cerrahisinde kullanılmaktadır (121).

2.1.9.1. Çürük ve Diş Vitalitesinin Teşhisi

Son yıllarda özellikle erken çürük lezyonlarının değerlendirilmesinde kullanılan teşhis yöntemleri ile ilgili araştırmaların giderek arttığı görülmektedir. Bu sistemler içinde lazer floresans yöntemi diş dokusunun ışık uygulama sonrası sağlıklı ve çürük mine arasındaki floresans farkının ölçümü esasına dayanmaktadır. Fermente olan karbonhidratların metabolizmaları sonucu ortaya çıkan asitler, diş yapısına difüze olur ve yüzey mineral matriksini eritir. Kalsiyum ve fosfat iyonları diş yapısından uzaklaşır ve yüzeyel demineralizasyon gelişir. Bu süreç başlangıç çürük lezyonu olarak adlandırılır. Yüzeyel lezyonun yapısı daha az mineralize, daha çok porludur ve protein ve bakteriyel ürünleri absorbe eder, bu nedenle farklı optik özelliklere sahiptir. Yüzeyel lezyonların bu özelliği çürük teşhisinde lazer enerjisi kullanılmasının ana mekanizmasını oluşturmaktadır (5,168).

Bu sistemde en bilinen marka DIAGNOdent'tir (KaVo Germany). DIAGNOdent oklüzal çürüklerin saptanması ve nicel olarak ölçülmesi amacıyla geliştirilmiştir. Çürüğün diş dokusunda neden olduğu değişiklikler uyarılmış dalga boyunda floresans özelliğın artmasına neden olur. 655 nm dalga boyundaki kırmızı ışık ana fiber tarafından açıldırılmış uca taşınır. Ana fiberin çevresine ışık kabloları ve saçılan ışığı emebilen filtre yerleştirilmiştir. Filtreden geçen ışığı bir fotodiyod sayısal olarak ölçer ve monitöre ulaştırır. Bu sistem, sağlıklı standart mine göz önüne alınarak kalibre

edilmiştir. DIAGNOdent sistemde oklüzal yüzeyin temiz olması gereklidir. Diş dokusu yüzeyindeki tartar ve renkleşmeler hatalı değer oluşmasına neden olabilir. Sistemden elde edilen 5-25 arasındaki sayısal veri başlangıç mine çürüklerini, daha büyük değerler başlangıç dentin çürüklerini, 35 den büyükler ise ilerlemiş dentin çürüklerini ifade eder. DIAGNOdent sistemin mine çürüklerine oranla dentin çürüklerinin saptanmasında daha yüksek diagnostik başarıya sahip olduğu gözlenmiştir (61).

Lazer Doppler Flowmetry (LDF) hareket halindeki bir nesneden yansıyan radyasyonun frekansında meydana gelen doppler kaymasının ölçülmesi temeline dayanan bir tekniktir. Bu teknik düşük güçlü tek renkli lazer ışını taşıyan bir optik prob ile doku kan akımının sürekli ve invaziv olmayan ölçümünü mümkün kılmaktadır. Sistemde lazer ışığının diş yüzeyine yerleştirilen fiber optik prob yoluyla pulpaya ulaşması sağlanmaktadır. Ölçüm probu içerisinde ışını dokuya taşıyan verici fiber ve dokudan geri saçılan ışınları foto-detektöre taşıyan toplayıcı fiber ya da fiberler bulunmaktadır. Işın demeti proba dokuya iletildiğinde, ışının bir kısmı dokuda soğurulurken, büyük bir kısmı dokudan yansır. Işığı yansıtan statik nesneler dalga boyunu değiştirmezken, ışığı yansıtan hareketli kan hücreleri doppler kaymasına neden olurlar. Fotodetektör tarafından algılanan ve doppler kayması nedeniyle frekansı değişen ışın demeti sinyalleri oluşturur. Sinyal işlemci tarafından bu sinyallerden elde edilen değerler “perfüzyon”, “volt”, “flow” ya da “flux” olarak tanımlanır (166).

LDF pulpa canlılığının belirlenmesinde, periapikal radyolüsentliklerin ayırıcı tanımlarında, yaşa bağlı olarak pulpa kan akımında meydana gelen değişimlerin izlenmesinde, lokal ve sistemik farmakolojik ajanlara (lokal anestezikler gibi) karşı oluşan reaksiyonların izlenmesinde, ortodontik işlemlerde oluşan pulpa reaksiyonlarının izlenmesinde, travma yaralanmaları sonrası pulpa kan akımının ölçülmesinde ve replante dişlerde revaskülarizasyonun takip edilmesinde kullanılmaktadır (97).

2.1.9.2. Çürük Önleme

Lazerin minenin asit direncini önemli ölçüde artırdığı ve florid ile birlikte kullanıldığında minenin çözünürlüğünü anlamlı derecede azalttığı belirtilmektedir. Bu amaçla Nd:YAG, CO₂, Er,Cr:YSGG, Er:YAG, Argon, Ruby ve Ho:YAG lazer gibi farklı dalga boyunda lazerler kullanılmış ve bunların minenin yüzeyaltı demineralizasyon oranını azalttıkları gözlenmiştir (8). Lazerin çürük önleyici etkisi birkaç mekanizma ile açıklanmaktadır. Bunlardan birincisi mine yüzeyinin mikroyapısal

elemanlarının fiziksel olarak birleşmesi ile minenin kimyasal ajanlara karşı geçirgenliğinin azalması olarak belirtilmektedir (190). Bir diğer teori ise mine kristallerinin erimesi, kaynaşması ve rekristalize olması ile minenin çözülebilirliğinin ve bu şekilde de mine geçirgenliğinin azalması ile açıklanmaktadır (138,191). Daha sonraki çalışmalarda ise su ve karbonat içeriğinin azalması, hidroksil iyon içeriğinin artması, pirofosfat oluşumu ve proteinlerin çözülmesi şeklinde minenin ultramikroskopik yapısında meydana gelen değişimlerin minenin çözülebilirliğini azalttığı ileri sürülmüştür (71). Ayrıca lazer uygulamasının hidroksiapatit kristallerinin yapısı ve şeklinde değişiklik oluşturabileceği ve prizmatik yapının kaybına neden olabileceği belirtilmiştir (73,191).

Lazer ve floridin mine çözünürlüğünün azalmasında sinerjik etki gösterdikleri belirtilmektedir. Lazer irradyasyonundan önce ya da sonra topikal florid uygulamaları floridin diş dokuları tarafından alınma oranını artırırken, asidik solüsyonlarda çözünme miktarını azaltmaktadır. Bu sinerjik etki lazerin minenin normalde 5,5 olan kritik pH değerini 4,8'e düşürmesi ile açıklanmaktadır. Bir başka ifade ile diş minesinin çözünmesini başlatmak için organik asit konsantrasyonunun beş kat artması gerekmektedir (76,77). Ayrıca lazer uygulanmış minenin lazer uygulanmamış mineye göre florid iyonlarını daha uzun süre tutabildiği belirtilmektedir (52). Bir başka teori ise lazerin minede mikroboşluklar oluşturması ve bu mikroboşlukları florid iyonlarının doldurması şeklinde açıklanmaktadır (140).

Hicks ve ark.'nın çalışmasında argon lazer uygulanmış yüzeye %0,5'lik topikal floridin uygulandığı grupta argon lazerin tek başına uygulandığı ya da hiç uygulanmadığı gruplara oranla lezyon derinliğinin önemli derecede azaldığı gözlenmiştir (91). Bir başka çalışmada ise florid uygulama öncesi mine yüzeyinin argon lazer ile tarandığı grubun floridin tek başına uygulandığı gruba oranla 6 ay sonraki florid tutulum oranının 400 kat fazla olduğu gözlenmiştir (137).

2.1.9.3. Fissür Örtücü Uygulamaları

Fissür örtücü öncesi mine yüzeyinin hazırlanmasında geleneksel olarak fosforik asit ile pürüzlendirme işlemi uygulanmaktadır. Fosforik asit hem yüzeydeki artıkları uzaklaştırmakta hem de reçine esaslı örtücü materyalin akacağı mikroporöz bir alan oluşturmaktadır. Ancak asit ile pürüzlendirme işlemini takiben dişin asitten arındırılması için yıkanması ile ağızda hoş olmayan bir tat oluşmakta ve bu da özellikle

çocuk hastalarda istenmeyen davranışlara neden olabilmektedir (105,217,219). İşlem sırasında izolasyon ya da yıkama gerektirmeyen ve teknik hassasiyeti daha az olan pürüzlendirme yöntemleri ile asit uygulamasının getirdiği olumsuzluklar bertaraf edilebilecek, ayrıca hem hasta ve hem hekim için zaman tasarrufu sağlanabilecektir (131). Asit ile pürüzlendirme sonucu gerçekleşen demineralizasyon mine yüzeyinin özellikle rezin bağlantısının yetersiz olduğu durumlarda çürük ataklarına karşı dayanıksızlaşmasına neden olmaktadır. Lazer ile pürüzlendirmede ise demineralizasyon gerçekleşmemesi nedeni ile sekonder çürük riskinin daha az olacağı düşünülmüştür. Diş sert dokularında lazer uygulamasının Ca/P oranını değiştirdiği, su ve organik içerik yanı sıra karbonat/fosfor oranını azalttığı ve bu değişimlerin daha kararlı ve daha az asitte çözünen bir mine yapısının oluşumuna neden olduğu belirtilmiştir. Ayrıca lazer ile pürüzlendirmede remineralizasyon mikroboşlukları olduğu ve bu boşluklara serbest iyonların akışı ile antibakteriyel etki gerçekleştiği de bildirilmiştir (194). Bu nedenlerle, son yıllarda kullanımı giderek artmakta olan lazer uygulamalarının pürüzlendirme amaçlı olarak da kullanımlarında artış olduğu gözlenmektedir. Lazer ile pürüzlendirme başlangıçta Nd:YAG ve CO₂ lazer tipleri ile sınırlı iken, günümüzde Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler mine pürüzlendirmesinde kullanılmaktadır. Fissür örtücü uygulamalarında lazer pürüzlendirmesinin fosforik asit pürüzlendirmesi ile karşılaştırıldığı çoğunluğu kenar sızıntısı üzerine olan çalışmalarda genellikle tek başına lazer ile pürüzlendirmenin yeterli olmadığı ve lazer ile pürüzlendirmenin asit ile pürüzlendirme basamağını elimine edemediği bildirilmiştir (29,118,194,230).

2.1.9.4. Kavite Hazırlığı

İlk defa ruby lazerin in vitro olarak çürük uzaklaştırmak için kullanılmasından sonra argon, CO₂ ve Nd:YAG gibi lazerlerin çürük diş sert dokuları üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Ancak bu lazerlerin suda soğurulma katsayılarının düşük olması nedeni ile sert dokuda ablasyon yapamadıkları ya da yetersiz ablasyon yaptıkları bildirilmiştir. Ablasyon için enerji yoğunlukları artırıldığında ise ortaya çıkan kontrolsüz ısı artışı ile diş sert dokularında yanma, erime ve çatlak oluşumu; pulpada ısıya bağlı nekroz gelişimi gözlenmiştir (123). Erbiyum lazerler sahip oldukları dalga boyu nedeni ile su molekülleri tarafından yüksek oranda soğurulma özelliğine sahiptirler. Ayrıca dokudaki penetrasyon derinlikleri de azdır. Er:YAG lazerin uygulanması ile soğurulan enerji su moleküllerinin ısınıp genişlemesine neden olur. Bu genişleme diş yapılarının mineral

yapılarının dayanım sınırlarını aşacak düzeye ulaştığında mikropatlamalar oluşur ve diş dokuları küçük parçacıklara ayrılır (206).

Lazer ile kavite hazırlığı sırasında herhangi bir geometrik şekil oluşturmada sadece çürük dokular uzaklaştırıldığı için daha konservatif bir kavite preparasyonu sağlanır. Ayrıca temassız çalışılabilmesi nedeni ile cihazın ucundan gelen su direkt olarak çalışılan alanını soğutur. Buna karşın frezle yapılan preparasyonda su frezin temas ettiği ve dönerek ısıttığı alanı anında soğutamaz. Erbiyum lazerlerin en büyük avantajlarından biri sert dokuda olduğu gibi yumuşak dokuda da kullanılabilmesidir. Bu şekilde tek seansta dişeti düzeltmeleri yapıp, kanamasız bir ortamda kavite preparasyonu ve restorasyonun bitirilmesi gibi işlemler gerçekleştirilebilir (83,206).

Erbium lazerlerin kavite hazırlığında sağladığı bir diğer avantaj ise bakterisid etkiye sahip olmasıdır. Bakterisid özelliği ablasyon etkisi ile aynı mekanizmaya sahiptir. Erbiyum lazerin su molekülleri tarafından soğutulma özelliği ile açıklanmaktadır. Penetre olduğu derinlikte bulunan bakteri hücrelerinin içindeki su molekülleri lazer ışığını soğurmakta ve yüksek ısı bakteri hücrelerinin yıkımı ile sonuçlanmaktadır (129).

Takamori ve ark. Er:YAG lazer ile kavite hazırlığında pulpa onarımının döner aletler ile kavite hazırlığına göre daha hızlı olduğunu bildirmişlerdir (198).

Er:YAG lazer ile kavite hazırlığında ses ve titreşimin geleneksel kavite hazırlığına oranla daha az olduğu, lokal anesteziye ihtiyacın ise çok az olduğu ya da hiç olmadığı belirtilmiş ve tedavi süresinin daha uzun olmasına rağmen yetişkinler ve çocuklar için etkili bir yöntem olduğu bildirilmiştir (56,101,102).

Diş sert dokularında Er:YAG lazer ya da geleneksel yöntem kullanılarak hazırlanan kavitelerde çocukların tedavilere olan yanıtlarının araştırıldığı bir çalışmada; çocukların %82,5'i tedavi sırasında hiç ağrı hissetmediklerini belirtmişlerdir. Ayrıca geleneksel yöntem ile kavite hazırlığı sırasında çocukların başlarını daha çok hareket ettirdikleri saptanmıştır. Er:YAG lazer ile kavite hazırlığının geleneksel yöntemle 2,35 kat daha uzun sürmesine karşın çocukların %92'si sonraki tedaviler için lazeri tercih etmiştir (116).

İnce su spreyi ile birlikte kullanılan Er:YAG lazerin sert dokular üzerinde kabul edilebilir bir kesiciliğe sahip olduğu ve süt dişlerindeki etkinliğinin sürekli dişlere göre

daha fazla olduğu kabul edilmektedir. Süt dişlerinde çürük dentinin uzaklaştırılmasında Er:YAG lazer kullanımı ile mikrodüzensiz bir yüzeyin ortaya çıktığı ve smear tabakasının ise oluşmadığı bildirilmektedir. Bu düzensiz yüzey kompozit materyallerin adezyonu açısından avantaj sağlamaktadır. Ayrıca dentin kanallarının açıklığı hibrit tabakasının oluşumuna da yardımcı olmaktadır (121). Bazı araştırmacılar ise süt dişlerinin ikinci sınıf kavitelelerinde yalnızca Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapmanın adezyon açısından yeterli olmayacağı görüşündedirler. Ancak aynı araştırmacılar Er:YAG lazer tedavisini süt dişi beşinci sınıf kavitelelerinde yapılacak kompozit restorasyonlarında önermektedirler (192).

Süt dişlerinde Er,Cr:YSGG lazer ile geleneksel frez hazırlığının karşılaştırıldığı in vitro bir çalışmada lazer uygulamasının çevre dokulara minimal termal zarar verdiği, diş sert dokularının yapısında ısıya bağlı minimal değişiklikler oluşturduğu ve istenen yüzey özelliklerinin sağlandığı bildirilmiştir (92). Aynı araştırmacılar lazer uygulanmış kavite yüzeylerinde kompozit rezinler ile bağlanmanın kolaylaştığını ve asit ile pürüzlendirme basamağının ortadan kaldırılabileceğini belirtmişlerdir (93). Bu durum lazer ile hazırlanan ve kompozit rezinle restore edilmiş kavitelelerin geleneksel frez tekniği ile hazırlanmış kavitelere göre daha az mikrosızıntı göstermeleri ile de desteklenmektedir (106).

Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı ile ilgili çok sayıda in vitro çalışma bulunmasına karşın klinik uygulanım ile ilgili az sayıda çalışma bulunmaktadır. Kompozit ile restore edilmiş kavitelelerin üç yıllık takibinin ardından Er:YAG lazerin kompozit restorasyonların uygulanacağı durumlarda ve özellikle çocuklarda alternatif bir kavite hazırlığı yöntemi olarak kullanılabileceği sonucuna varılmıştır (101).

2.1.9.5. Direkt Pulpa Kuafajı

Lazer kanama kontrolü ve sterilizasyon sağlamasındaki etkinliği nedeni ile direkt pulpa kuafajı uygulanacak dişlerde başarı ile kullanılabilmektedir. Direkt pulpa kuafajı tedavilerinde Nd:YAG, CO₂, argon, yarı iletken diyod ve erbiyum lazerler uygulanabilmektedir (160,202).

Santucci ve ark. direkt pulpa kuafajında Nd:YAG lazer ve Dycal uygulamalarının etkinliklerini 54 ay süre ile incelemişler ve sonuçta lazerin (%90,3) Dycal (%43,5) ile yapılan tedavilere oranla daha başarılı sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir (181).

CO₂ lazerin günümüz endodontisinde özellikle de direkt pulpa kuafajında önemli bir tedavi aracı olduğu belirtilmektedir. CO₂ lazer termal özelliklerine bağlı olarak uygulandığı alanda sterilizasyon sağlamakta ve skar oluşumu ile pulpayı bakteriyel kontaminasyona karşı korumaktadır. CO₂ lazer şiş, ödem ve ağrı gibi semptomları hafifletmesi nedeni ile yumuşak doku cerrahisinde de kullanılmaktadır. Lazer uygulanması sonrası pulpa dokusu ve kuafaj materyali arasında hematoma oluşumu en aza indirgenmekte ve böylece açığa çıkmış pulpa ile kuafaj materyali arasında sıkı bir kontakt oluşmaktadır. Lazer tedavisinin bir diğer etkisi ise doğrudan dentin oluşumunu uyarmasıdır (160,202). Moritz ve ark. direkt pulpa kuafajında CO₂ lazer ve yalnızca Ca(OH)₂ uygulamasını 2 yıl süre ile karşılaştırmışlar ve CO₂ lazer ile yapılan direkt kuafajın (%93) yalnızca Ca(OH)₂ ile yapılan (%68) oranla daha başarılı olduğunu bulmuşlardır (128).

Jayawardena ve ark. pulpanın Er:YAG lazer ya da düşük hızda döner alete takılan frez ile açığa çıkarıldığı Wistar sıçanlarının üst birinci büyük azı dişlerini perforasyondan hemen sonra, 3 gün sonra ve 2 hafta sonra histopatolojik olarak incelemişler ve Er:YAG lazer ile pulpanın açığa çıkarıldığı dişlerde dentin köprüsü ve tamir dentini oluşumunun daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (98).

2.1.9.6. Vital Amputasyon

Vital amputasyonda lazer uygulaması ile kanama kontrolünde ve hücre stimülasyonunda başarı sağlandığı vurgulanmaktadır. Vital pulpa amputasyonu tedavisinde başarı için kuron pulpasının atravmatik bir şekilde çıkarılması ve aseptik bir çalışma ortamının sağlanması gerekmektedir. Lazer ile temassız çalışılabilmesi kalan pulpa dokusunda herhangi bir travma oluşumunu engellemektedir (139). Vital pulpa amputasyonunda en çok kullanılması önerilen lazer tipi CO₂ lazerdir. CO₂ lazerin vital amputasyon tedavilerinde 1-4 W arasında uygulanması ile pulpa dokusunda bir zarar oluşmadığı bildirilmektedir. Uygulama sırasında pulpa dokusu üzerinde oluşan karbonizasyon tabakasının %3' lük hidrojen peroksit ve %5,25' lik sodyum klorit ile yıkanması önerilmektedir. CO₂ lazer uygulaması ile kuron pulpası ekstirpasyonundan sonra oluşması muhtemel birçok sorunun önüne geçildiği ileri sürülmektedir (160). Lazerin biostimülasyon etkisi nedeni ile vital amputasyonda kullanımının başarılı olduğu bildirilmiştir. Vital amputasyonda CO₂ lazerin yanı sıra Nd:YAG, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler de kullanılmaktadır (104,203).

2.1.9.7. Yumuşak Doku Cerrahisi

Dişhekimliği alanında kullanılan tüm lazerler hem yumuşak hem sert dokuda kullanıma özelliğine sahiptirler. Yapılacak tedaviye bağlı olarak farklı dalga boylarının ve enerji seviyelerinin seçimi gerekmektedir. Nd:YAG, argon, CO₂ ve diyod lazerler yumuşak dokularda kesme, koagülasyon ve dekontaminasyon için kullanılmaktadırlar (82). Günümüzde sert doku uygulamalarında en çok kullanılan lazerler olan Erbiyum lazerlerin atım aralıklarının yumuşak dokular için modifiye edilmesi ile yumuşak dokularda da başarı ile kullanılabildikleri görülmektedir. Lazerlerin yumuşak dokularda kullanılması postoperatif ağrı ve rahatsızlık hissinin ve buna bağlı olarak işlem sonrası ağrı kesici ya da antiinflamatuvar ihtiyacının önemli derecede azalması, yara iyileşmesinin hızlanması ve lokal anestezi ihtiyacının az olması ya da hiç olmaması gibi avantajlar sağlamaktadır (28).

Lazerler pedodontide dişlerin sürmesine engel oluşturan yumuşak doku retansiyonlarının kaldırılmasında, lingual ve maksiller frenum operasyonlarında, dişeti operasyonlarında (kuron boyu uzatma, gingivektomi), aftöz ülser ve herpes labialis lezyonlarının iyileştirilmesinde kullanılmaktadır (83,108,121).

2.2. Adeziv Dişhekimliği

Adeziv dişhekimliğinin gelişimi 1955 yılında Micheal Buonocore'un endüstriyel alanda boya ve reçine ile kaplanacak metal yüzeylere bağlanmanın gerçekleştirilebilmesi için metal yüzeye önceden fosforik asit uygulanması işleminden yola çıkarak akrilik reçine materyalinin diş bağlanmasını artırmak için mine yüzeyine asit uyguladığı çalışması ile başlamıştır (34). Ancak asit ile pürüzlendirme işleminin klinik pratikte yerini alması Buonocore'nin çalışmasından 15 yıl sonra Chandler ve ark.'nın reçine kompozit materyalleri geliştirmesi ile olmuştur (41). Adeziv dişhekimliğinde bu öncü çalışmalar önemli değişikliklere yol açmış ve 1917'de Black tarafından başlatılan "koruma için genişletme" prensibi (27) aşamalı olarak yerini daha konservatif tekniklere ve daha küçük restorasyonlara bırakmıştır. Adeziv dişhekimliği günümüze kadar gelişimine devam etmiş ve adeziv teknolojisindeki gelişimler ile dişhekimlerinin yüz estetiğine katkıda bulunma çabaları kolaylaşmıştır (212).

Restoratif dişhekimliği amaçlarından biri diş-restorasyon ara yüzeyinde etkili bir kapama sağlayabilecek adeziv materyallerin gelişimi olmuştur. Adeziv dişhekimliğinde

kullanılan yöntemler geleneksel (adeziv olmayan) yöntemlere göre birçok avantajlara sahiptir. Bunlar; retansiyon ve stabilizasyonun sağlanmasında sağlam diş dokularını kaldırmaya gerek duyulmadan daha konservatif kavite preparasyonlarıyla diş dokusuna güçlü bir şekilde bağlanmanın gerçekleştirilebilmesi, diş-restorasyon ara yüzeyinde ortaya çıkabilecek mikrosızıntının önemli ölçüde azaltılması ve mikrosızıntı nedeni ile oluşabilecek kenar renklemesi, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet ve pulpal irritasyonların engellenmesi ile restorasyonun uzun ömürlülüğünün sağlanması olarak belirtilmektedir. Adeziv restorasyonlar ayrıca zayıflamış diş dokusunu kuvvetlendirme potansiyelleri ile fonksiyonel streslerin dişe daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını da sağlamaktadırlar (210,212).

Son yıllarda dental materyaller ile yapılan çalışmaların çoğu reçine materyalinin mine ve dentine etkili bir şekilde bağlanmasını sağlayacak adeziv sistemlerin gelişimi üzerine yoğunlaşmıştır.

2.2.1. Adezyon

Adezyon iki farklı yüzeyin yüzeyler arası kuvvetler ile birbirine bağlanması olarak tanımlanmaktadır. Adezyonu sağlamak için kullanılan materyal ‘adeziv’, adezivin uygulandığı yüzey ya da materyal ise ‘aderent’ olarak isimlendirilmektedir. Bu tanımlamalara göre bağlayıcı sistemler (bonding ajanları) adeziv iken diş yüzeyleri adarenttir (47,58).

Etkili bir bağlanma için adeziv ve aderent yüzey birbirleri ile sıkı değim halinde olmalıdır. Ara yüzeyler arasındaki bağlanmalar meydana gelen bağlanma tipine göre fiziksel, kimyasal ve mekanik olarak sınıflandırılmaktadır (133,210). Fiziksel bağlanma kimyasal olarak birbirinden farklı ve düzgün yüzeyler arasında gerçekleşen zayıf ve dayanıksız bir bağlanmadır. Kimyasal bağlanma birbirinden farklı materyaller arasında moleküler ve atomik bağlar ile kurulan ve bağlanma kuvveti çok düşük olan bir bağlanmadır. Mekanik bağlanma pürüzlü bir yapı ile materyalin mikroskobik seviyede birbirine kenetlenmesi ile oluşmaktadır ve kuvvetli bir bağlanmadır. Restoratif dişhekimliğinde adezyon öncelikle mekanik olup, kimyasal adezyon da gerçekleşebilir ancak etkisi oldukça azdır (58,210).

Adeziv-aderent ilişkisini etkileyen üç önemli kavram mevcuttur. Bunlar; adeziv materyalin yüzey gerilim değeri, aderent yüzeyin ıslanabilirlik miktarı ve adeziv materyalin aderent yüzeyle yaptığı değim açısıdır (47). Başarılı bir adezyon için

bağlayıcı sistemin yüzey gerilim değeri aderentin serbest yüzey enerjisinden düşük olmalıdır. Aderentin ıslanabilirliği iyi olmalı yani bağlayıcı sistemin değim açısı olabildiğince küçük olmalıdır. Ayrıca adezivin viskozitesi, katı yüzeyi yeterince ıslatabilmesi ve mikroporozitelere penetre olabilmesi için yeterli derecede düşük olmalıdır (208,210).

Adeziv-aderent ilişkisini belirleyen bu etkenler değerlendirildiğinde mineye bağlanmanın dentine bağlanmaya göre daha kolay olduğu belirtilmektedir. Mine esas olarak serbest yüzey enerjisi yüksek olan hidroksiapatit içermektedir. Dentin ise hidroksiapatit ve kollajenden oluşmaktadır ve serbest yüzey enerjisi mineye göre daha düşüktür. Diş yüzeyi tükürük pelikülü ile kaplı olması nedeni ile düşük serbest yüzey enerjisine sahiptir. Kavite hazırlığı sırasında oluşan smear tabakası da serbest yüzey enerjisinin düşmesine neden olmaktadır. Doğal diş yüzeyinin serbest yüzey enerjisinin düşmesine ve bağlanmanın olumsuz etkilenmesine neden olan tüm bu etkenler, bonding uygulanımı öncesi diş yüzeyinin temizlenmesi ve pürüzlendirilmesi işlemlerini gerekli kılmaktadır (154,210).

Adezivlerin bağlanma dayanımını ve ömrünü etkileyen birçok etken bulunmaktadır. Bunların başlıcaları aderent ve adezivin fizikokimyasal özellikleri, aderentin yapısal özellikleri, kavite hazırlığı sırasında yüzeyin kontamine olması, eksternal streslerin gelişimi ve bunların kompensasyon mekanizmaları, bağlanma bölgesine gelen kuvvetlerin iletimi ve dağıtılması olarak belirtilmektedir. Diğer faktörler ise ağız içi ortamdaki nem, fiziksel stres, ısı ve pH değişimleri, beslenme şekli ve çiğneme alışkanlıkları olarak sıralanmaktadır (210).

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

2.2.2. Diş Sert Dokularının Yapıları

2.2.2.1. Minenin Yapısı ve Mineye Bağlanma

Olgun bir mine kimyasal olarak ağırlıkça %95-98 inorganik kısımdan, %4 sudan ve %1-2 ise organik kısımdan oluşurken; hacimce %86 inorganik kısımdan, %12 sudan ve %2 organik kısımdan oluşmaktadır. İnorganik yapının büyük bir kısmı hidroksiapatit kristallerinden, organik kısım ise kollajenden oluşmuştur. İnorganik yapının fazla olması nedeni ile yüzey enerjisi daha yüksektir (210).

Yapısal olarak mine, milyonlarca mine prizması ve prizma kını ile aralarındaki interprizmatik matriksten meydana gelmektedir. Mine prizmaları sıkıca paketlenmiş ve dalgalı bir şekilde örülmüştür; her biri mine-dentin birleşiminden dışın dış yüzeyine doğru uzanmaktadır. Mine prizmaları hafif apikal yönde dışa doğru dizildiği sürekli dişlerin servikal bölgeleri hariç, süt ve sürekli dişlerde genelde mine-dentin birleşimine ve dişlerin dış yüzeyine dik olarak uzanmaktadır. Mine prizmalarının dentin sınırındaki çapları yaklaşık 4 µm, yüzeyde ise 8 µm'dir. Minenin yapısı derinliğe ve lokalizasyona bakmaksızın, daha dış yüzeydeki aprizmatik mine hariç hemen hemen homojendir (157). Bu nedenle mineye bağlanma tüm mine yüzeylerinde aynı şekilde gerçekleşir.

Günümüz modern restoratif dişhekimliğinde rezin esaslı materyallerin mineye bağlanması rutin ve güvenilir bir işlem haline gelmiştir. Mine dokusu sahip olduğu yüksek yüzey enerjisi nedeni ile bağlayıcı sistemlerin bağlanmasına elverişlidir (117,158,195,210,212,).

Mine dokusuna bağlanmada ilk adım mikromekanik bağlanmanın gerçekleşebilmesi için pürüzlendirme yapılmasıdır. Mine pürüzlendirmesinin amacı aşındırma yapılmamış mine yüzeyleri için üzerlerindeki organik pelikülün temizlenmesi, aşındırma yapılmış mine yüzeyleri için aşındırma sonucu oluşan smear tabakanın uzaklaştırılması ve mineral yapının kısmen çözülerek rezin materyallerinin infiltrasyonu ve retansiyonu için gerekli olan retatif yüzeyin oluşturulmasıdır. Minenin serbest yüzey enerjisi asitle pürüzlendirme işlemiyle 28 dynes/cm'den 72 dynes/cm'ye çıkmaktadır. Bu şekilde adeziv yaklaşık iki buçuk kat daha yüksek yüzey enerjisine sahip mine dokusunu daha iyi ıslatabilmekte ve mikroporözitelere kolayca akabilmektedir. Minenin asitlenmesi ile birlikte yüzeyden 10 µm kalınlığında mine dokusu uzaklaştırılmakta ve kalan mine dokusunda ise mine prizmaları selektif olarak çözünmektedir. Bu çözünme mine yüzeyinde 25-75 µm derinliğinde porozite oluşumuna neden olmakta ve böylece doldurucu içermeyen rezin ya da rezin bağlayıcı ajan poröz alandan akmakta ve sıkı mikromekanik bağlanma oluşmaktadır. Rezinin pürüzlendirilmiş mine yüzeyindeki poröz alanlara akması 'rezin tag oluşumu' ile ifade edilmektedir (4,199). Bu rezin uzantılar bonding ajanın interprizmatik boşluklara penetrasyonu sonucu mine prizmalarının dış yüzeyleri arasında oluşursa makrotag, daha küçük fakat daha çok sayıda ve ağ biçiminde oluşursa mikrotag olarak

isimlendirilmektedir. Mikromekanik bağlanmadan esas olarak mikrotaglar sorumludur. Mikrotaglar çok sayıda ve daha geniş yüzey alanında oldukları için bağlanma direnci üzerinde daha fazla etkilidirler. Çalışmalarda 10 ile 30 µm'lik tag uzunluğunun iyi bir bağlanma için yeterli olduğu, daha uzun tagların kırılabildiği ortaya konmuştur (99).

Pürüzlendirme işleminin etkinliğinde kullanılan asitin tipi, yoğunluğu, şekli (jel ya da solüsyon); asitleme süresi, yıkama süresi, dişi kurutma şekli ve süresi; dişin süt ya da sürekli oluşu, minenin mineralizasyon derecesi ve dişin florid içeriği gibi birçok faktör etkili olmaktadır (4).

Mineye bağlanmanın restorasyonların uzun dönem başarısı açısından büyük önem taşıdığı bildirilmektedir. Minenin asitlenmesi ile rezin polimerizasyonu sırasında oluşan gerilimlerin meydana getirdiği boşlukların engellenerek, retansiyon ve kenar uyumunun arttığı ve buna bağlı olarak kenar sızıntısının azaldığı belirtilmektedir (99,210).

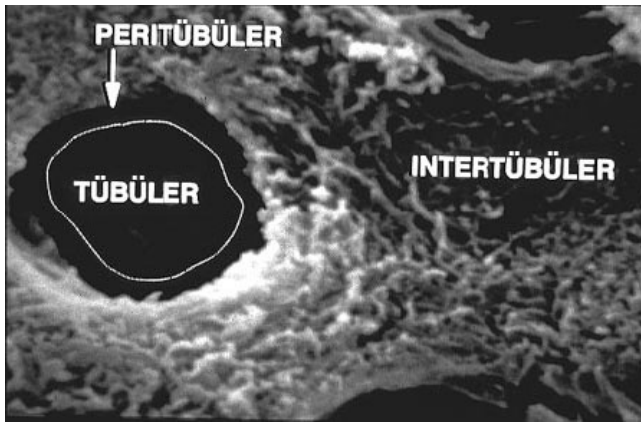
2.2.2.2. Dentinin Yapısı ve Dentine Bağlanma

Dentin kimyasal olarak ağırlıkça %70 inorganik kısımdan (hidroksiapatit), %12 sudan ve %18 organik kısımdan (Tip I Kollajen) oluşurken; hacimce %50 inorganik kısımdan, %25 sudan ve %25 organik kısımdan oluşmaktadır. Adezyon açısından dentin yapılarının hacimsel oranlarının ağırlıklarına göre daha önemli olduğu belirtilmektedir. Bu oranların peritübüler ve intertübüler dentin bölgelerinde farklılık göstermesi nedeni ile dentin, homojen bir yapıya sahip mineden farklı olarak heterojen özelliktedir. Ayrıca kanalları içerisinde pulpa ile doğrudan temas halinde olan odontoblastik uzantılar bulundurması nedeni ile canlı ve dinamik bir doku özelliğine sahip olan dentin, mineden farklı olarak dış etkenlere karşı kendi savunma mekanizmalarını geliştirebilmektedir (210).

İnorganik kısım mine ve sement dokusuna benzer şekilde hidroksiapatitten oluşmaktadır. Mine ile karşılaştırıldığında daha küçük apatit kristallerine sahip dentinde mineye göre karbonat oranı yüksek, kalsiyum oranı ise düşüktür. Kristal boyutunun küçük ve karbonat içeriğinin fazla olması iyon değişimlerine hazır geniş ve aktif bir yüzeyin oluşmasını sağlamaktadır. Organik içerik yüksek oranda kollajen ve sudan oluşmaktadır. Kollajen fibriller demetler yapmakta ve dentin yüzeyine paralel, kanallara dik ya da geniş açıda olmak üzere birbirlerini çaprazlar tarzda uzanmaktadırlar. Dentin dokusunun içeriğindeki suyun büyük kısmı dentin kanalları içinde hapsediğinden ve

kanalların yoğunluğu dentin derinliğine göre değiştiğinden dentin içerisindeki su oranı da lokalizasyona göre farklılık gösterebilmektedir. Dentinin su içeriği yüzeysel dentinde en düşük iken derin dentinde en yüksek olmaktadır. Dentin dokusundaki organik ve inorganik yapıların oranları kişiden kişiye, yaşa, dentinin dişte bulunduğu bölgeye göre değişmektedir. Bunların dışında başka proteinler ve organik içerikler de küçük oranlarda dentin yapısında bulunmaktadır (47,119,120,133).

Dentin yapısal olarak mine-dentin sınırından pulpaya kadar uzanan, pulpal basınca bağlı olarak dışarı ya da içeri doğru hareketlilik gösteren dentin sıvısı ile dolu bir kanallar sistemi ile karakterizedir. Bu dentin kanalları düz bir boru şeklinde olmayıp duvarlarından ayrılan yan dallar ile birbirleri ile ilişkilidir (64,120). Pulpaya yakın bölgede 2,5 μm olan kanal çapı mine-dentin sınırında 0,8 μm 'a ve pulpa tarafında mm^2 'de 45.000 olan kanal sayısı mine-dentin sınırında 20.000'e düşmektedir. Dentin kanallarının hipermineralize dentinle kaplı olan kısmı peritübüler dentin, kanallar arasındaki daha az mineralize ve kollajenden zengin dentin kısmı ise intertübüler dentin (Şekil 2.7) olarak isimlendirilmektedir (68,195,197,210).



Şekil 2-7: Dentin yapılarının SEM görüntüsü.

Dentine bağlanmadaki zorluk dentinin karmaşık histolojik yapısı ve sıvı içeriğinin fazla olmasından kaynaklanmaktadır (159,195,207). Dentinin organik içeriğinin fazla olması, odotoblastik uzantıları barındıran bir kanallar sistemi ile karakterize olması ve kavite preparasyonu sonucu yüzeyde smear tabakası oluşması bağlanmayı zorlaştıran etkenlerden bazılarıdır (117,154).

Kanalların sayı ve çapları farklı dentin derinliklerinde olduğu gibi aynı dişin değişik bölgelerinde de çeşitlilik göstermektedir. Pulpa odasına yaklaştıkça peritübüler

dentin alanı artarken, intertübüler dentin alanı azalmaktadır (4,210). Adeziv sistemlerin güçlü bağlandığı intertübüler dentinin derin dentinde daha az bulunması adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılığını azaltmaktadır (47).

Dentin kanalları içerisinde 25-30 mm/Hg intrapulpal basınca sahip dentin sıvısı bulunmaktadır. Kanal ağzları mine ve sement ile örtülü olduğu sürece dışarı doğru bir sıvı hareketi olmamakta, ancak kanal ağzları açığa çıktığında pulpadan dışarı doğru devamlı bir sıvı akışı olmaktadır. Bu sıvı basıncı rezinin dentin derinliklerine difüze olmasını engellemekte ve yüzeyin sürekli nemli kalmasını sağlayarak hidrofobik rezinin bağlanmasını olumsuz etkilemektedir (151,197). Dentinin su içeriğinin önemli bir kısmını kanallar içindeki sıvı oluşturduğu için yüzeyel dentinle derin dentinin nemliliği çok farklıdır. Derin dentinde yüzeyel dentinden daha geniş kanallar bulunmaktadır. Bu nedenle derin dentin yüzeyel dentine göre daha nemli bir yapıya sahiptir (68,210).

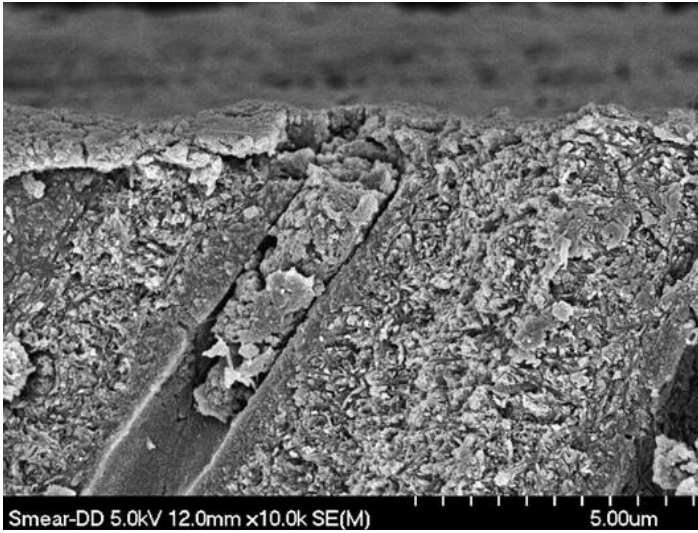
Dentin, içeriği ve yapısı fizyolojik ve patolojik değişikliklere bağlı olarak değişen dinamik bir dokudur. Yaşlanmaya bağlı olarak gelişen sklerotik dentin, çürük, atrizyon ya da dental işlemlerde pulpa tarafında gelişen tersiyer ya da tamir dentin, dentin kanallarının whitlockite kristal artıkları ile kapanması sonucu oluşan hipermineralize dentin farklı dentin yapılarından bazılarıdır ve normal dentin ile karşılaştırıldığında adezivlerin bağlanmasının olumsuz etkilendiği gözlenmektedir (119,210).

Smear tabakası: Dentine bağlanmayı etkileyebilecek önemli kriterlerden bir diğeri de smear tabakasının varlığıdır. Smear tabaka döner aletler ya da el aletlerinin diş sert dokuları üzerinde yaptığı kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda oluşan ve yapısında inorganik dentin parçacıkları, kollajen parçacıkları, odontoblast uzantıları, kan hücreleri, bakteri ve tükürük bulunduran debris tabakasına verilen isimdir (4,207, 210). Döner aletler ile kavite hazırlığı sırasında kavite duvarlarında, kök kanalının şekillendirme işlemleri sırasında kök kanal duvarlarında ya da kök yüzeyi düzleştirme işlemleri sırasında kök yüzeyinde smear tabakası gözlenmektedir. Deneysel çalışmalarda standartı sağlamak için diş yüzeyi silikon karbit kağıt ile aşındırılarak smear tabaka oluşturulmaktadır (207).

Smear tabakanın morfolojik özellikleri, içeriği ve kalınlığı kavite hazırlığında kullanılan cihaz tipi, irrigasyon yöntemi (ıslak ya da kuru çalışılması) ve kaldırılan dentin dokusu ile ilişkilidir (100,159,195,210). Smear tabakanın içeriği kaldırılan dentin

yapısının içeriğini yansıtmaktadır. Kavite hazırlığı yüzeyel, normal dentinde yapıldığında smear tabaka intertübüler dentinin içeriğine benzer bir içeriğe sahip iken, daha derin dentin yüzeylerinde smear tabakası daha az mineral içeriğe sahip olmaktadır. Benzer şekilde çürük dokunun kaldırılması sırasında oluşan smear tabakası ise çürük yapıcı bakterilerin proteolitik enzim aktiviteleri sonucu denatüre olan kollajen içerebilmektedir (64,119).

Taramalı elektron mikroskobu incelemelerinde smear tabakanın, çapı 0,05-0,1 µm arasında değişen partiküllerin birleşiminden meydana geldiği ve kalınlığının 0,5-5 µm olduğu gözlenmiştir. Dentin kanal ağzlarının smear tabaka uzantıları ile tıkanması sonucu 1-10 µm derinliğinde “smear tıkaç”ları (Şekil 2.8) oluşmaktadır (207,210). Smear tabaka ‘difüzyon bariyeri’ gibi işlev görmekte ve dentinin geçirgenliğini %86 oranında azaltmaktadır (157,195,210).



Şekil 2-8: Smear tabakası ve smear tıkaçının SEM görüntüsü.

Farklı grenlerde elmas frez ya da farklı gritlerde silikon karbit kağıt kullanımının smear tabakanın kalınlığına etkisinin ışık mikroskobunda incelendiği bir çalışmada, smear tabakanın kalınlığının elmas frez ya da SiC kağıdın tanecik boyutları ile doğru orantılı olarak arttığı bulunmuştur (207).

Smear tabaka asit uygulananı ile kolaylıkla uzaklaştırılabilmektedir; ancak mekanik olarak herhangi bir alet ile ya da pomza ile smear tabakayı kaldırmak mümkün olmamaktadır (4).

2.2.3. Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Dentin adeziv sistemler kronolojik gelişimleri, smear tabakası ile ilişkileri ve klinik uygulama aşamaları esas alınarak sınıflandırılmışlardır.

2.2.3.1. Adeziv Sistemlerin Kronolojik Gelişimlerine Göre Sınıflandırılması

Birinci nesil dentin adeziv sistemleri

Gliserofosforik asit dimetakrilat, siyanoakrilat, poliüretan ve N-phenylglycine glycidl methacrylate (NPG-GMA) türevleri olan bu sistemler 1950'li yıllardan başlayıp 1970'lerin sonuna kadar gelişimlerine devam etmişlerdir (157).

1951 yılında Hagger isimli araştırmacı ticari adı 'Sevriton Cavity Seal' olan gliserofosforik asit dimetakrilat türevi dentin bonding ajanını geliştirmiştir. Bu bonding ajanının nemli ortamda bağlanma dayanımının çok düşük olması ve zamanla çözünmesi nedeni ile kullanımı sona ermiştir. İlk dentin adeziv 1965 yılında Bowen adlı araştırmacı tarafından bir komonomer olan NPG-GMA kullanılarak geliştirilmiş ve Cervident ticari adı ile piyasaya sunulmuştur. Teorik olarak bu komonomerin diş yüzeyindeki kalsiyuma bağlanması ve rezin-dentin arasında suya dayanıklı kimyasal bir bağ oluşması hedeflenmiştir (157,185). Ancak in vitro deneylerde dentine bağlanma dayanımlarının 2-3 MPa olduğu ve in vivo olarak da özellikle mekanik retansiyonunun olmadığı servikaldeki eroziv lezyonların restorasyonunda kullanıldıklarında başarısız oldukları gözlenmiştir (174). Daha sonra yapılan Carbon-13 NMR analizlerinde NPG-GMA ve hidroksiapatit arasında gerçekte iyonik bir bağlanma gerçekleşmediği saptanmıştır (225).

İkinci nesil dentin adeziv sistemleri

İkinci nesil adezivlerin ilk ürünü 1978 yılında Clearfil Bond System F ticari ismi ile piyasaya sunulmuştur. Fosfat-ester türevi (phenyl-P ve HEMA) olan bu adeziv sistemin mekanizması rezindeki negatif yüklü fosfat ile smear tabakadaki pozitif yüklü kalsiyumun etkileşime girmesi ile açıklanmaktadır (174). 1980'lerin başlarında Scotchbond, Bondlite ve Prisma Universal Bond gibi isimlerle piyasaya çıkarılan fosfat-ester dentin bonding sistemlerinin in vitro bağlanma dayanımı değerlerinin 1-5 MPa arasında olduğu ve bu değerlerin in vivo retansiyon için gerekli olan 10 MPa'lık eşik dozun çok altında olduğu gözlenmiştir (14,63). Smear tabakanın iç yapısını oluşturan maddelerin birbirlerine zayıf bağlanmaları ve yine smear tabakanın altındaki dentin

dokusuna gevşek bir şekilde bağlanması nedeni ile ikinci nesil adeziv sistemlerin dentine bağlantıları sınırlı kalmıştır. Smear tabaka ile ilgili sorunların yanı sıra bu rezinlerin hidrofilik gruplar içermemesi nemli yüzeylerde geniş kontakt açılarının oluşmasına neden olmuştur (18). Bu nedenle dentini tam ıslatamadıkları gibi smear tabakanın derinliklerine penetre olamamış ve yüzeyel dentine ulaşamamışlardır; buna bağlı olarak dentin yüzeyi ile iyonik bağlanma gerçekleşememiş ve dentin kanalları içinde rezin uzantıları oluşamamıştır (63). İkinci nesil adezivlerin 6 ay sonraki in vitro sonuçlarının kabul edilebilir sınırlarda olmadığı gözlenmiş ve suda saklama sonrası bonding materyali dentin yüzeyinden soyularak uzaklaştırılabilmektedir (15,95). Bu bonding ajanlarının 2 yıl süreli in vivo değerlendirmelerinde ise özellikle kole bölgesi restorasyonlarında retansiyonu artırıcı işlemler (beveling ya da asitleme) olmadığında başarısız oldukları gözlenmiştir (157).

Üçüncü nesil dentin adeziv sistemleri

Üçüncü nesil dentin adezivlerin en önemli özelliği çok basamaklı uygulamalar içermeleridir. Adeziv sistemin uygulanmasından önce asitleme yapılmaktadır; asit smear tabakasını ya tamamen ortadan kaldırır ya da modifiye eder. Daha sonra hidrofilik primer ve adeziv sistem uygulanır (30,152,174,210).

Bu sistem ilk olarak Bowen tarafından geliştirilmiş ve Bowen'in dentin pürüzlendirici olarak %6,8'lik ferrik oksalat kullanması ile yüzeyde kalsiyum oksalat ve ferik fosfatlardan oluşan çökelti tabakası oluşmuştur (31). Bu çökelti tabakasının dentin kanallarını örterek pulpayı koruması hedeflenmiştir. Dentin pürüzlendirme işlemini takiben NPG-GMA ya da onun alternatifi N-toliglisin Glisidil Metakrilatın (NTG-GMA) Piromellitik Asit Dimetilmetakrilatın (PMDM) aseton içindeki solüsyonu ile karıştırılması sonucu elde edilen bonding materyali uygulanmıştır. Sonraları ara yüzeylerde siyah renkleşmeler oluşturduğu gözlenen Ferrik oksalat yerine alüminyum oksalat kullanımına geçilmiştir (21,35,210).

Bu sırada Japonya'da yürütülen araştırmalarda 4-Metakriloksietil trimellitat anhidritin (4-META) dentine bağlanmada olumlu etkilere sahip olduğu sonucuna ulaşılmıştır. 4-META hem hidrofilik hem hidrofobik kimyasal gruplar içermektedir. Bu sistemde %10'luk sitrik asit ve %3'lük ferrik kloridin sudaki solüsyonu ile dentinin asitlenmesini takiben sırasıyla %35'lik HEMA'nın sudaki solüsyonu, 4-META, Metil metakrilat (MMA) içeren kendiliğinden sertleşen adeziv rezin ve polimerizasyonu

başlatıcı olarak Tributylboran (TBB) uygulanmıştır. Nakayabashi ve ark. günümüz adeziv sistemlerinin temelini oluşturan mikromekanik bağlanma mekanizmasını tanımlamak için bu sistemi kullanmışlardır. Sistemin dentin içine penetre olup burada polimerize olduğunu gözlemişler ve rezin-dentin ara yüzeyinde ‘hibrit tabakası’ oluşumunu ilk defa tanımlamışlardır (132).

Birçok firma üçüncü nesil adeziv sistemler içine girebilecek farklı kombinasyonlarda ürünlerini piyasaya sunmuştur. Bu ürünlerde dentin conditioner olarak Etilen Diamin Tetra Asetik Asit (EDTA), %2,5’luk nitrik asit ve NPG, maleik asit ve HEMA’nın sudaki solüsyonu, HEMA’lı ethanol solüsyonu içinde Dipentaeritritol penta akrilat monofosfat (PENTA), %10’luk sitrik asit ve %20’lik kalsiyum klorit; primer ve rezin olarak PMDM, HEMA ve glutaraldehit kombinasyonu, Bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve HEMA kombinasyonu kullanılmıştır (21,35,210).

Üçüncü nesil dentin bonding sistemleriyle dentine bağlanma direncinde ikinci nesile göre önemli gelişmeler sağlanmış ve 1,8-18,6 arasında bağlanma değerleri elde edilmiştir. Bu nesile dahil olan dentin bonding sistemler ikinci nesil dentin bonding sistemlere göre dentin ve sement kenarlarındaki mikrosızıntıyı azaltmada daha etkili olmakla birlikte mikrosızıntıyı tamamen engelleyememişlerdir (174,195).

Dördüncü nesil dentin adeziv sistemleri

Rezinin dentin yüzeyine bağlanabilmesi için smear tabakanın asitler ile uzaklaştırılması esasına dayanan dördüncü nesil adeziv sistemlerin gelişimi ile birlikte adeziv dişhekimliğinde önemli ilerlemeler gerçekteşmiştir. All-Bond 2, Optibond FL, Scotchbond Multi Purpose gibi dördüncü nesil adeziv sistemler 3 bileşenden oluşmaktadırlar; (1) asitik jel ya da solüsyon, (2) etanol, aseton ya da su içindeki hidrofilik monomerlerden oluşan primer solüsyonu, (3) Genellikle Bis-GMA gibi hidrofobik ve HEMA gibi hidrofilik monomerlerden oluşan bonding ajanı (157).

Dentin üzerine asitin uygulanması ile smear tabaka kısmen ya da tamamen uzaklaşmakta ve dentin dokusunda demineralizasyon gerçekteşmektedir. İntertübüler ve peritübüler dentinin demineralizasyonunun yanısıra, dentin kanal ağızları açılmakta ve kollajen ağı açığa çıkmaktadır. Dentinde demineralizasyon derecesi uygulanan asitin tipi, konsantrasyonu ve asitleme süresine bağlı olarak 7,5 µm’a kadar ulaşabilmektedir (157).

Asitleme ile dentin mineral içeriğinde meydana gelen değişimler dentinin serbest yüzey enerjisinde de değişimlere neden olmaktadır. İyi bir bağlantı için adeziv sistem düşük yüzey gerilim değerine, yüzey ise yüksek serbest yüzey enerjisine sahip olmalıdır. Hidroksiapatit ve cam-iyonomer yapıştırıcının doldurucu partikülleri yüksek yüzey enerjisine sahip iken kollajen ve kompozitler düşük yüzey enerjisine sahiptir. Sonuç olarak dentinin yapısında biri yüksek yüzey enerjisine sahip hidroksiapatit ve diğeri düşük yüzey enerjisine sahip kollajen olmak üzere iki temel bileşen bulunmaktadır. Asitleme sonrası kollajen ağı açığa çıktığından yüzey düşük-yüzey enerjisine sahip olmaktadır. Bu durumlarda dentinin yüzey geriliminin artırılması ve rezinin infiltrasyonu için düşük molekül ağırlığındaki primer solüsyonu kullanılmaktadır (157,196).

Primer uygulandıktan sonra, hem primerlenmiş dentin yüzeyi ile hem de üzerine uygulanan kompozit rezin ile kopolimerize olabilen düşük viskoziteli, doldurucusuz ya da yarı dolduruculu bir bonding rezin uygulanmaktadır (210). Bu sistemde ortalama bağlanma kuvveti değerleri 17-26 MPa olarak bulunmuştur (195).

Beşinci nesil dentin adeziv sistemleri

Dördüncü nesil adeziv sistemlerin klinik uygulama aşamalarını azaltmak, kolaylaştırmak ve çalışma süresini kısaltmak amacı ile geliştirilmişlerdir. Primer ve adeziv tek şişede birleştirilerek kullanıma sunulmuş ve ‘tek şişe’ sistemler olarak da adlandırılmışlardır. Bu sistemler aseton, etanol ya da su gibi çözücülerin içinde bulunan hidrofilik ve hidrofobik rezin karışımlarını içermektedirler. Bağlanma mekanizmaları üç aşamalı ‘total-etch’ sistemlere benzemekte ve nemli bağlanma tekniği gerektirmektedir. Dördüncü nesil adezivlerde olduğu gibi bu nesilde de dentine bağlantının başarısı hibrit tabakasının oluşumuna bağlıdır. Dentine bağlanma kuvvetleri ortalama 21-30 MPa arasında bulunmuştur (112,196,197).

Bu sistemin gelişimi ile uygulanan basamak sayısının azaldığı doğru olmakla birlikte bunun daha kolay ve hızlı bir uygulama sağladığı ifadesi doğru bulunmamaktadır. Çünkü bu materyaller dentinin nem içeriğine çok hassastır ve birçok durumda rezinin dentine iyi penetre olabilmesi için primer-adeziv kombinasyonunun kat kat uygulanması gerekebilmektedir (187).

Altıncı nesil dentin adeziv sistemleri

Total-etch prensibine dayanan dördüncü ve beşinci nesil adezivlerden sonra 2000’li yılların başında asit ile pürüzlendirme aşamasını ortadan kaldırıp, asiti primerin yapısına katan ‘self-etch’ adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. Bu sistemde diş yüzeyine önce asidik primer, sonra adeziv uygulanmaktadır. Daha sonra geliştirilen altıncı nesil dentin adezivlerden bazılarında ise asidik primer ve adeziv karıştırıldıktan sonra diş yüzeyine uygulanmayı gerektirmiştir. Etki mekanizması, smear tabakasını çözüp geçirgen hale getirerek dentine penetrasyonu sağlamak olarak belirtilmektedir. Araştırmacılar self-etch adeziv sistemlerin dentine bağlantısının yeterli olmasına karşın mineye bağlantısının yetersiz olduğunu belirtmektedirler. Dentine bağlantı kuvvetleri 20-30 MPa olarak bildirilmiştir (59,110).

Yedinci nesil dentin adeziv sistemleri

2002 yılının sonuna doğru piyasaya sürülen yedinci nesil dentin adeziv sistemlerinde asit, primer ve adeziv tek bir şişe içinde toplanmıştır. Altıncı nesil sistemlerden farklı olarak ek bir karıştırma ya da uygulama basamağı gerektirmemektedirler. Adezivin tek şişede olduğu bu sistemler teknik hassasiyet gerektirmezler. Aseton ve su çözücü içerisinde ürethan dimetakrilat (UDMA) ve 4-META içermektedirler. Bağlanma kuvvetleri 29-30 MPa olarak bildirilmiştir (59,110).

2.2.3.2. Adeziv Sistemlerin Smear Tabakası İle İlişkilerine Göre Sınıflandırılması

1. Smear tabakasını modifiye eden bağlanma stratejisi

Bu bağlanma stratejisi smear tabakanın pulpayı bakteri geçişine karşı koruyan doğal bir pulpa bariyeri olması ve bağlanmayı zayıflatabilecek pulpa sıvısının dışarı doğru akışını sınırlaması özelliğinden yararlanmak amacı ile geliştirilmiştir. Etkili bir nemlilik ve smear tabakası içine girmiş monomerlerin polimerizasyonu ile alttaki dentin yüzeyine smear tabakanın bağlantısının güçlendirilmesi umulmaktadır. Sonuçta alttaki dentine mikromekanik belki de kimyasal bağlanma oluşturulmaktadır. Bu adezivlerin dentinle etkileşimleri çok yüzeyel olup rezinin dentine penetrasyonu sınırlı kalmaktadır. Mine tabakasının genellikle asit ile pürüzlendirilmesi gerekmektedir (210).

2. Smear tabakasını tamamen uzaklaştıran bağlanma stratejisi

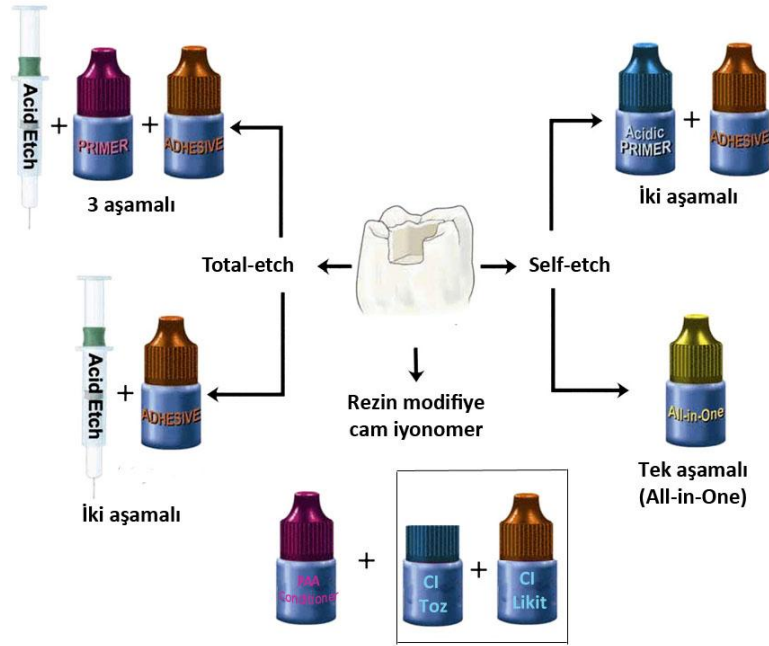
Bu bağlanma stratejisinde mine ve dentine uygulanan asit ile smear tabakasının uzaklaştırılarak reçine uzantıları ve hibrit tabaka oluşumunun sağlanması

amaçlanmaktadır. Smear tabakanın uzaklaştırılması dentin kanallarının geçirgenliğini artırmakta ve kanallardaki sıvının dışarı akışına izin vermektedir. Dentin iatrojenik olarak oluşturulan smear tabaka ile örtülü ve dentin kanalları smear tıkaçları ile kapalı olduğunda dentin geçirgenliğinin sıfır dolaylarında olduğu belirtilmektedir. Smear tabaka asit ile uzaklaştırıldığında ise dentinin kanallar boyunca geçirgenliğinin %90'dan fazla arttığı ifade edilmektedir. Smear tabakanın uzaklaştırılması sonucu dentin yüzeyinin kanallardan gelen sıvı ile ıslanması uygulanan primer ve bonding ajanların seyrelemesine ve dentin ile kompozit arasındaki bağlantı kuvvetinin azalmasına neden olmaktadır. Ancak adeziv sistemlerdeki gelişmeler ile bu olumsuzluklar önemli ölçüde giderilmiştir. Smear tabakanın uzaklaştırılması ile ilgili olumsuzluklar kanallardaki hidrodinamik sıvı hareketine bağlı olarak gelişen dentin hassasiyeti, açık dentin kanallarından pulpaya bakteri geçişi olasılığı ve uygulanan asitlerin pulpa dokusunda oluşturabileceği irritasyon şeklinde özetlenebilmektedir (207).

3. Smear tabakasını çözen bağlanma stratejisi

Zayıf asidik primer ya da self-etch primer olarak adlandırılan bu sistemde smear tabakanın ve alttaki dentin yüzeyinin kısmen demineralize edilmesi amaçlanmaktadır. Sistemde mine ve dentinin asitlenmesi, primerlenmesi ve monomerlerin penetrasyonu aynı anda sağlanmaktadır. Çözünen smear tabakası bonding işlemlerine dahil olmaktadır; bu şekilde smear tabakası ile iç içe geçmiş bir hibrit tabaka oluşturulmaktadır (210,212).

2.2.3.3. Adeziv Sistemlerin Klinik Uygulama Aşamalarına Göre Sınıflandırılması



Şekil 2-9: Adeziv sistemler ve klinik uygulama aşamaları.

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

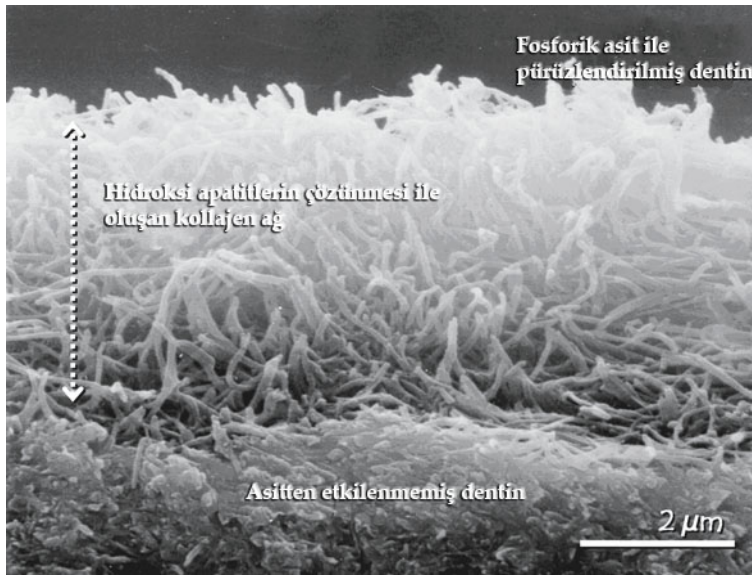
Total-etch terimi mine ve dentin dokusunun birlikte asit ile pürüzlendirilmesini ifade etmektedir. Total-etch adeziv sistemlerin uygulamalarında ilk aşamayı daima asit ile pürüzlendirme ve sonrasında yıkama işlemi oluşturmaktadır. Bu nedenle bu adezivler için “etch-and-rinse” terimi de kullanılmaktadır (200,207,212).

Total-etch adeziv sistemler klinik uygulama aşamalarına göre üç aşamalı ya da iki aşamalı total-etch adeziv sistemler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadırlar. Üç aşamalı sistemde birinci aşama asitleme, ikinci aşama primer uygulanması, üçüncü aşama ise adeziv rezinin uygulanması şeklindedir. İki aşamalı sistemde ise primer ve adeziv tek bir şişede birleştirilmiştir. İki aşamalı total-etch adeziv sistemler tek şişe (one-bottle) adeziv sistemler olarak da isimlendirilebilmektedir; ancak bu terim tek uygulama aşamasına sahip all-in-one self-etch adezivler ile karıştırılmasına yol açabilmektedir (207).

Kimyasal içerikleri ve uygulama aşamaları farklılık göstermekle birlikte her iki grup total-etch adeziv sistemde de bağlanma mekanizması aynı şekilde gerçekleşmektedir. Temel bağlanma mekanizması difüzyon esaslıdır ve hibridizasyona

ya da rezinin mümkün olan en yüksek oranda kollajen ağı infiltrasyonuna bağlıdır. Kimyasal bağlanma ise monomerlerin fonksiyonel gruplarının hidroksiapatitten arınmış kollajene karşı zayıf afinite göstermeleri nedeni ile çok olası değildir (207,208).

Sistemin ilk aşamasını oluşturan fosforik asit uygulaması ile smear tabakası ortadan kalkar ve altındaki dentin dokusunda ortalama 3-5 μm derinliğinde demineralizasyon meydana gelmesi ile intertübüler dentindeki hidroksiapatit yapı çözünür ve kollajen fibriller açığa çıkar (Şekil 2.10). Bu sırada hipermineralize peritübüler dentinin tümüyle çözünmesine bağlı olarak dentin kanalları genişler ve kanal ağzları huni şeklini alır. Asit uygulanan dentin yüzeyi uygulama süresi sonunda gerek asit yapıdaki silika mikropartikülleri gibi kalıntıların gerek çökelmiş kalsiyum fosfatın uzaklaştırılması için yıkanır. Yıkama sonrasında yüzey hava spreysi ile hafifçe kurutulur. Yüzey kuvvetli hava spreysi ile kurutulacak olursa asitleme sonucu açığa çıkmış olan desteksiz kollajen ağının çökmesine neden olunabilir (207).



Şekil 2-10: Demineralize dentinin SEM görüntüsü.

Sistemin ikinci aşamasını bağlanmayı arttırıcı monomerlerin (primer) uygulanması oluşturmaktadır. Üç aşamalı sistemlerde primer ajan, açığa çıkmış kollajen fibrillerin yeterince ıslanmasını ve kalan suyun uzaklaştırılmasını sağlamalıdır. Böylece dentin adeziv penetrasyonu için hazır hale gelir. Primer kimyasal olarak organik çözücülerde çözünen hidrofilik özellikteki monomerlerin karışımından oluşmaktadır. Primer solüsyonlarının içeriğinde çoğunlukla HEMA adlı monomer bulunmaktadır.

HEMA düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik özelliği nedeni ile rezinin kollajen ağına penetrasyonunu ve kollajen ağının genişlemesini sağlar (197,207).

Sistemin üçüncü aşamasını çözücü içermeyen, hidrofobik monomerlerden oluşan, dolduruculu ya da doldurucusuz bir solüsyon olan adeziv rezinin uygulanması oluşturmaktadır. Adeziv rezinin esas fonksiyonu açığa çıkmış kollajen fibrillerin arasını doldurmaktır. Monomerlerin polimerizasyonu sonrası hibrit tabaka ve rezin uzantılarının oluşumu ile mikromekanik bağlanma gerçekleşmektedir (197,207).

İki aşamalı total-etch adeziv sistemlerin ilk aşamasını üç aşamalı sistemlerde olduğu gibi asit uygulaması, ikinci aşamayı ise tek şişede birleştirilmiş primer ve adeziv rezin uygulaması oluşturmaktadır. Tek şişe adeziv sistemler aseton, etanol veya su gibi çözücülerle taşınan hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin karışımını içermektedir. Bağlanma mekanizmaları üç aşamalı total-etch sistemler ile aynıdır (207).

In vitro ve in vivo araştırmalar total-etch adezivlerin hem mine hem de dentine bağlanma kuvvetlerinin yüksek olduğunu göstermiştir. Ayrıca üç aşamalı olanların iki aşamalı olanlara göre adeziv performanslarının daha iyi olduğunu; bunun da iki aşamalı olanların daha fazla teknik hassasiyet gerektirmesinden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Restorasyonun aging işlemleri sonrası dayanıklılığının ve ömrünün ölçüldüğü çalışmalarda ise üç aşamalı olanların bağlanmalarının iki aşamalı olanlara göre daha üstün olduğu bulunmuştur. Üç aşamalı total-etch sistemler uzun çalışma süreleri ve teknik hassasiyete karşın çok başarılı sonuçlara sahip olmaları nedeni ile adezivler arasında 'altın standart' olarak kabul edilmektedirler (207).

Total-etch sistemlerin en önemli dezavantajı teknik hassasiyetin yani uygulama ve manipulasyon sırasında hata yapma olasılığının fazla olmasıdır. Teknik hassasiyet büyük ölçüde asitleme ve yıkama aşamasından kaynaklanmaktadır. Asitleme ve yıkama sonrası mineral yapı çözünmekte ve kollajen fibriller suda asılı olarak kalmaktadır. İyi bir bağlanma için mine iyice kurutulmalı, dentin ise kollajen fibrillerin büzülmesini engellemek için bir miktar nemli kalmalı, aşırı kurutmaktan kaçınılmalıdır. Bu sorunun çözümlenmesi ve kollajen ağı içerisindeki fibriller arası boşlukların yapısal bütünlüğünün korunabilmesi için adeziv sistem primeri ile ilgili olarak iki yaklaşım sunulmuştur (207,208).

İlk yaklaşım kuru bağlanma (dry bonding) tekniği (Şekil 2.11) olarak ifade edilmektedir. Bu teknikte dentin asitleme sonrası hava spreyi ile kurutulmakta ve

sonrasında su bazlı bir primer uygulanmaktadır. Su bazlı primer kurutma sonrası kollaps olmuş kollajen ağının yeniden açılmasını sağlamaktadır. Bir diğer yaklaşım ise nemli bağlanma (wet bonding) tekniği olarak bilinmektedir. Bu teknikte kollajen ağının büzülmesini engellemek için dentin tam kurutulmadan nemli bırakılmakta ve sonrasında su ile yer değiştirme özelliğine sahip aseton ya da etanol esaslı bir primer kullanılmaktadır. Nemli dentin yüzeyine bu sistem uygulandığı zaman çözücüler kollajen fibriller arasındaki su ile yer değiştirerek HEMA gibi hidrofilik monomerlerin kollajen fibriller arasına girmesini sağlarlar. Daha sonrasında gerçekleştirilen hava ile kurutma işlemi ile bu çözücüler su ile birlikte uzaklaştırılmış olur. Sonuç olarak demineralize dentinde bu monomerlerin konsantrasyonu artar ve uygulanan bonding rezin bu monomerler ile kolayca birleşerek hibridizasyon oluşur. Ancak bu sistemde dentinin ne kadarının nemli bırakıldığında aseton esaslı primerin kollajen ağ içindeki suyun tamamı ile yer değiştirebileceğinin saptanması oldukça zordur. Uygulama sırasında daha az teknik hassasiyet gösteren ve bağlanma etkinliği açısından fark oluşturmayan “kuru bağlanma” tekniğinin, standardizasyonu sağlamanın zor olduğu “nemli bağlanma” tekniğine tercih edilmesi gerektiği vurgulanmaktadır (207).



Şekil 2-11: Kuru bağlanma tekniği.

2. Self-Etch Adeziv Sistemler

Total-etch sistemlerden farklı olarak ayrı bir asit uygulama basamağı olmayan bu nedenle yıkama gerektirmeyen, asidik monomer içeren ve bu nedenle dentini ve mineyi aynı anda asitle pürüzlendirip primer uygulama işlemini gerçekleştiren sistemlerdir (207,159).

Self-Etch Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılmaları:

Self-etch adezivler **linik uygulama aşamalarına göre** iki aşamalı ve tek aşamalı adezivler olmak üzere ikiye ayrılmaktadırlar. İki aşamalı sistemlerde birinci

aşamayı asidik monomer içeren hidrofilik primerin (self-etching primer) uygulanması, ikinci aşamayı ise hidrofobik adeziv rezinin uygulanması oluşturmaktadır. Tek aşamalı sistemler ya da diğer bir deyişle all-in one adezivlerde ise asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv tek bir şişe içerisinde birleştirilmiştir (207).

Self-etch adezivler **pH derecelerine göre** hafif ($pH \geq 2$), orta ($pH \sim 1,5$) ve kuvvetli ($pH \leq 1$) self-etch adezivler olmak üzere üçe ayrılmaktadırlar. **Hafif self-etch adezivler** dentini yalnızca yüzeyel olarak (1 μm derinliğinde) demineralize ederler. Demineralizasyon ile hidroksiapatit yapının tamamı çözünmez, kollajen yapıya bağlı bir miktar hidroksiapatit çözünmeden kalır. Ancak yine de mikromekanik bağlanma için yeterli bir yüzey pürüzlülüğü sağlanmış olur ve submikron boyutlarda yüzeyel bir hibrit tabakası oluşur (207).

Submikron hibrit tabaka içinde çözünmeden kalan hidroksiapatit kimyasal bağlanma için reseptör görevi görmektedir. 4-Metakriloksietil trimellitik asit (4-MET) gibi karboksilik asit esaslı monomerler ve phenyl-P ve 10-Metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat (10-MDP) gibi fosfat esaslı monomerler çözünmeden kalan hidroksiapatit yapıdaki kalsiyuma kimyasal olarak bağlanma potansiyeline sahiptirler. Hibrit tabakasının ince olmasına ve rezin uzantılarının yokluğuna karşın hafif self-etch adezivlerin bağlanma kuvveti sonuçları memnun edici bulunmuş ve bu durumun monomerler ve hidroksiapatit arasındaki kimyasal etkileşimle açıklanabileceği belirtilmiştir (207). Mikromekanik retansiyonun esas olarak ‘akut’ kopma streslerine karşı dayanıklılığı sağladığı, kimyasal bağlanmanın ise kenar sızıntısını azaltarak ya da engelleyerek adeziv bağlantının devamlılığında ve uzun ömürlü olmasında rol oynadığı belirtilmektedir. Buradaki esas olay fonksiyonel monomerlerin hidroksiapatit ile reaksiyona girerek hidrofilik bir ortamda uzun süre bozulmadan kalabilen kalsiyum-karboksilat ya da kalsiyum-fosfat bileşiklerini oluşturmalarıdır. Ayrıca kollajen yapı etrafındaki hidroksiapatit kollajeni hidrolize karşı koruyarak bağlanmanın zamanla bozulmasını engellemektedir. Hafif self-etch adezivlerin en önemli dezavantajı ise mineye bağlanma özelliklerinin zayıf olmasıdır (208).

Kuvvetli self-etch adezivler derin bir demineralizasyon oluşturmaktadır. Bu derin demineralizasyon sonucu minede oluşan görüntü total-etch sistemlerde fosforik asit uygulanması sonrası elde edilen görüntü ile çok benzerdir. Dentinde ise hidroksiapatitten tamamen arınmış kalın bir hibrit tabakası ve rezin uzantıları

gözlenmektedir. Kuvvetli self-etch adezivlerin özellikle dentinde oldukça düşük bağlanma değerlerine sahip oldukları ve mikrotensil bağlanma dayanımı testlerinde deney öncesi başarısızlık oranlarının oldukça yüksek olduğu gözlenmiştir (208).

“Orta kuvvetli” self-etch adezivler ise hafif ve kuvvetli self-etch adezivler arasında morfolojik özellikler gösterirler. Üstte tamamen demineralize altta kısmen demineralize görünümde iki katlı bir hibrit tabaka yapısı tanımlanmıştır. Total-etch ya da kuvvetli self-etch adezivlerde açığa çıkmış kollajen ağın altındaki etkilenmemiş dentine olan geçişi birdenbire gerçekleşir. Orta kuvvetli self-etch adezivlerde ise hibrit tabakanın en derin yeri en fazla 1 µm boyutlarında olup hidroksiapatit içermektedir. Hibrit tabakanın altındaki etkilenmemiş dentin dokusuna geçişi ise daha kademeli olarak gerçekleşir. Bu adezivler hafif self-etch adezivlere göre daha asidik olduklarından mine ve dentine mekanik bağlanmaları daha iyidir. Hibrit tabakada çözünmeden kalmış hidroksiapatit sayesinde hafif self-etch adezivlerde olduğu gibi bu adezivlerde de moleküller arası kimyasal etkileşim gözlenmektedir (207,208).

Günümüzde kullanılan self-etch adezivler klinik olarak uygun bir sürede smear tabakasına penetre olabilmek için yeterli asiditeye sahiptirler. Primer solüsyonunun pH'sından başka smear tabakanın kalınlığı, adezivin vizkozite ve ıslatma özellikleri de self-etch adezivlerin infiltrasyon ve demineralizasyon derinliğinde etkili bulunmuştur (207).

Kimyasal içerikleri:

Self-etch adezivler yüksek konsantrasyonda su ve asidik monomer içermektedirler. Su fonksiyonel monomerlerin iyonizasyonlarını sağlayan önemli bir içeriktir. Ancak yüksek su içeriği polimerizasyon sırasında suyun tamamının ortamdan uzaklaştırılamaması ile ilişkili olarak polimerizasyonda olumsuzluklara neden olabilmektedir (207).

Bağlanma başarıları:

Özellikle hafif self-etch adezivlerde mineye bağlanma bir sorun iken dentine bağlanmanın yeterli ölçülerde olduğu belirtilmektedir. Bazı iki aşamalı self-etch adezivlerin in vitro bağlanma kuvvetlerinin total-etch adezivler ile benzer başarı derecelerinin olduğu gözlenmiştir. Self-etch adezivlerin başarı oranlarındaki farklılıklar;

asiditeleri, hidrolitik stabiliteleri ve kimyasal bağlanma kapasiteleri farklı olan monomer gruplarının kullanılmasından kaynaklanmaktadır (207).

Self-etch adezivlerin fosforik asit ile karşılaştırıldığında mine yüzeyinde daha yüzeyel bir demineralizasyon oluşturduğu belirtilmektedir. Ancak minenin beveling işlemleri sırasında aşındırılarak aprizmatik minenin kaldırılması ya da minenin fosforik asit ile pürüzlendirilmesi ile self-etch adezivlerin mineye olan bağlantılarını artırmak mümkün olmaktadır. İki aşamalı self-etch adezivlerin normal dentine ya da pürüzlendirilmiş mineye olan bağlantılarının kabul edilebilir düzeyde olduğu belirtilirken işlem görmemiş mineye ya da sklerotik dentine olan bağlantılarının yeterli olmadığı bildirilmektedir (159).

Self-etch adezivlerin total-etch adezivlere göre birçok **avantajları** bulunmaktadır. Klinik uygulama sırasında standardizasyonu sağlamanın güç olduğu asitleme, yıkama ve kurutma aşamaları elimine edilmiştir. Bu aşamaların olmaması aynı zamanda klinik uygulama sırasında geçen sürenin de azalmasını sağlamıştır. Yıkama ve kurutma gerektirmediğinden dehidrate demineralize dentine bonding uygulanması ile ilgili teknik hassasiyetler giderilmiş ve kollajen ağın çökme riski ortadan kalkmıştır. Smear tabaka ve smear tıkaçları uzaklaştırılmadığından dentinin dentin kanallarından gelen sıvı ile ıslanmasına engel olunmuş ve postoperatif hassasiyet riskinin azalması sağlanmıştır (207).

Tek aşamalı self-etch adezivler kullanımı en kolay adeziv sistemlerdir ancak iki aşamalı self-etch ve total-etch sistemlere göre daha düşük bağlanma değerlerine sahiptirler. Yüksek hidrofiliteyi nedeni ile geçirgen bir membran gibi davranmakta ve adeziv tabakaya doğru su geçişine izin vermektedirler (207).

3. Cam İyonomer Adeziv Sistemler

Cam iyonomerler diş yüzeyinde herhangi bir işlem yapılmaksızın diş dokusuna kendi kendine tutunabilme özelliğinde olan yegane materyallerdir. Yapılarında bulunan polialkenoik asit smear tabakasını uzaklaştırmakta ve 0,5-1 µm derinliğe kadar kollajen fibrillerin açığa çıkmasını sağlamaktadır. Bu şekilde cam iyonomer materyalinin hibridizasyon prensipleri çerçevesinde diş yüzeyine mikromekanik olarak bağlantısı gerçekleşmektedir. Mikromekanik bağlantıya ek olarak polialkenoik asit içerisindeki karboksil grupları ile hidroksiapatit yapıdaki kalsiyum iyonlarının iyonik olarak bağlanması sonucu kimyasal bağlanma da oluşmaktadır. Cam iyonomerler içerisinde

yüksek moleküler ağırlıklı polimer gruplarının kullanılması nedeni ile infiltrasyon kapasiteleri etkilenmekte ve bu da yüzeyel bir hibrit tabaka oluşumuna neden olmaktadır (49).

2.2.4. Adeziv Sistemlerin Gelişimi ile Birlikte Kullanılmaya Başlayan Terimler

2.2.4.1. Yüzey düzenleyiciler (Pürüzlendiriciler)

Dentinin pürüzlendirilmesi, smear tabakanın uzaklaştırılması ve dentin yüzeyinin demineralize edilmesi amacı ile dentin yüzeyinin asit ile kimyasal olarak düzenlenmesi işlemidir. Dentin yüzey düzenleyici olarak fosforik asit, okzalik asit, %10'luk sitrik asit, %2,5 'lik nitrik asit, alüminyum okzalat, maleik asit, ferrik klorit ve EDTA kullanılabilir. Genellikle uygulama sonrası asit artıklarının ve çözünmüş kalsiyum fosfatların uzaklaştırılması için yıkama işlemi gerekmektedir. Yıkama işlemi gerektirmeyen tek yüzey düzenleyici ise başarısız sonuçları nedeni ile kullanımı sonradan terk edilen nitrik asit içerikli ABC Enhanced olup, asit hava spreyi ile uzaklaştırılmaktadır (210).

Asit uygulanması ile smear tabakası ve smear tıkaçları ortadan kalkmakta, yoğun bir şekilde mineralize olan peritübüler dentinin demineralizasyonu ile kanal ağzları huni şeklinde açılmaktadır (47). Asit smear tabakasını uzaklaştırmanın yanısıra yüzeyde demineralizasyon yaparak kollajen ağın açığa çıkmasını sağlamaktadır. Normalde inorganik yapı ile desteklenen kollajen yapı inorganik yapının çözünmesi ile desteğini kaybedip çökmektedir (210).

Dentin yüzeyinde oluşan demineralizasyon derinliği asitin tipi, uygulama süresi, konsantrasyonu, pH'sı ve asit bileşiğinin içindeki diğer maddelere bağlıdır. Osmolalite ve vizkozite gibi başka parametreler de demineralizasyonun etkinliğinde belirleyici olmaktadır. Demineralizasyon derinliği ayrıca dentin kanalları arasındaki uzaklığa da bağlı olabilmektedir. Kanallar arası uzaklık azaldıkça demineralizasyon derinliği artmaktadır. Bu da asitleme işleminin dentin kanallarını açması ile asitin kanal içinde belirli bir derinliğe kadar penetre olabilmesine bağlanmaktadır (150,210).

Asitleme işlemiyle dentin geçirgenliğinin artırılması ve kollajen fibrillerin açığa çıkarılması güçlü bir bağlanma için çok önemlidir (133). Ancak asitleme sonrası dentinde düşük yüzey enerjisi oluşmakta ve bağlanma zorlaşmaktadır. Bu sorun primer kullanımıyla aşılmaktadır (16,79).

2.2.4.2. Primerler

Hidrofilik nemli dentin yüzeyi ile hidrofobik rezin arasındaki bağlantıyı sağlayabilmek için uygulanan, yüzey düzenleyici uygulanmış dentinde açığa çıkmış kollajen yapıyı düzenleyen hidrofilik monomerler olarak tanımlanabilirler (65,150,195,210). Primerler su, aseton, etanol gibi çözücü solüsyonlarda bulunan HEMA, PMDM, bifenil dimetakrilat (BPDm), NTG-GMA ve 4-META gibi monomerlerden oluşmaktadırlar. Primerleri oluşturan moleküller hidrofilik ve hidrofobik iki farklı fonksiyonel grup içermektedirler. Hidrofilik gruplar (karboksil grupları) suyu sevmeleri nedeni ile nemli dentin yüzeyine afinite gösterirken, hidrofobik gruplar (metakrilat) dentin yüzeyinin üst kısmında kalır ve adeziv rezine afinite göstererek onunla kopolimerize olurlar (189).

Primerlerin temel görevleri; dentinin ıslanabilirliğini sağlayarak kontakt açısını azaltmak, büzülmüş kollajen ağ içine girmek ve onu önceki boyutuna getirmek, dentinin yüzey enerjisini arttırmak ve rezin ile dentin arasında bir miktar kimyasal bağlanma oluşturabilmektir (4,90,150,189,210).

2.2.4.3. Adeziv Rezinler

Bağlayıcı ajan olarak da isimlendirilen adeziv rezinler esas olarak Bis-GMA, UDMA gibi hidrofobik monomerlerden, Trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) gibi viskozite düzenleyicilerden ve HEMA gibi ıslanabilirliği artıran hidrofilik monomerlerden oluşmaktadırlar (210).

Primer uygulaması sonrası yüzeyde polimerize olmamış adezyon artırıcı moleküller bulunmaktadır. Bağlayıcı ajan demineralize yüzey içine girerek burada bulunan polimerize olmamış adezyon artırıcı moleküllerle kopolimerize olmaktadır. Bu şekilde kollajen fibriller ile hidroksiapatit kristallerini çevreleyen ve bunlar içine girmiş olan polimerler ile bağlantı oluşumu tamamlanmaktadır. Sonuç olarak oluşan bağlantının kalitesi monomerlerin tüm demineralize tabaka boyunca ilerleyebilme yeteneklerine bağlı olmaktadır (68).

Adeziv rezinlerin esas görevi hibrit tabakanın stabilizasyonunu sağlamak ve dentin kanalları içinde rezin uzantıları oluşturmaktır. Aynı zamanda adeziv rezinler rezin esaslı materyallerin polimerizasyon büzülmesini kompanse etmekte ve gelen kuvvetleri absorbe ederek bir yastık görevi görmektedirler (68,195,205,218).

2.2.4.4. Rezin Uzantıları

Asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi üzerine uygulanan adeziv rezinin kanallar içine girip polimerize olması sonucu rezin uzantıları oluşmaktadır. Rezin uzantılarının morfolojisi; asitlemenin etkinliğine, dentin derinliğine (yüzeyel, orta, derin), dentin yüzeyinin nemliliğine, dentinin yapısına (sağlam, sklerotik dentin) göre değişir. Bağlanma kuvvetlerinin dentin kanallarının sayılarının ve çaplarının daha fazla olduğu ayrıca intertübüler dentinin azaldığı derin dentin kısımlarında daha düşük olduğu bilinmekte ve bu da bağlanma sürecinde intertübüler dentin ile olan hibridizasyonun rezin uzantıları oluşumuna göre daha büyük öneme sahip olduğunu göstermektedir (133,210,214).

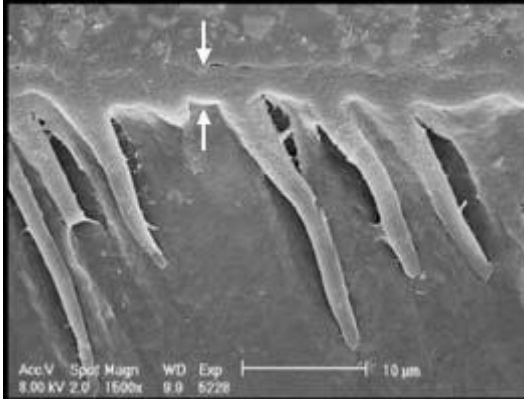
Kanaldan zengin, nemlilik oranı fazla dentin dokusunun adeziv sistemlerin dentine bağlantısını olumsuz etkilediği bilinse de modern adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetlerinin artmış hidrofilik özellikleri ve ıslatma kabiliyetleri nedeni ile dentin derinliği ve nemliliğinden daha az etkilendiği belirtilmektedir. Rezin uzantıları kanal duvarlarına bağlanmadıkça retansiyona katkıları yok denecek kadar az olmaktadır. Yeni geliştirilen adeziv sistemlerde rezin uzantıları hibridize kanal duvarları ile sıkı bağlantı içerisinde olup, bu durum *kanal-duvar hibridizasyonu* olarak isimlendirilmektedir. Adeziv rezin yan kanallara girerek submikron boyutlarda rezin uzantıları oluşturmakta ve burada da hibridizasyonu sağlamaktadır. Adeziv sistemlerin dentine bağlanma kuvvetlerinin %15'inin rezin uzantıları tarafından sağlandığı belirtilmektedir (195,210).

2.2.4.5. Hibrit Tabaka-Hibridizasyon

Dentin yüzeyinin asidik yüzey düzenleyici ile demineralizasyonu sonrası bu bölgeye düşük viskoziteli monomerlerin girmesi ve polimerize olmasıyla diş sert dokularında oluşan mikromekanik bağlanma tabakasına *hibrit tabakası* ya da *rezin ile güçlendirilmiş bölge* adı verilmektedir (150,210).

Günümüz adeziv restoratif materyallerinin temel bağlanma mekanizmasını oluşturan hibridizasyon ve hibrit tabakası oluşumu ilk kez 1982 yılında Nakabayashi ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır (132). Hibridizasyon mekanizması smear tabakasının bir asit ve/veya asidik primer ile kaldırılması ve dentinin yüzeyel demineralizasyonu sonucunda açığa çıkan kollajen fibrillerin uygulanan primer ile ıslatılması ve daha sonra adeziv rezinin kollajen ağı içerisine sızarak polimerize olması şeklinde açıklanmaktadır. Hibrit tabakası oluşumunda önemli olanın asit uygulamasını

takiben mineral desteğini kaybeden kollajen fibril ağının süngersi özelliğini kaybetmemesi ya da kaybetti ise yeniden kazanabilmesi ve böylece demineralize edilmiş dentinin geçirgenliğini koruması olduğu belirtilmektedir. Dentin geçirgenliğini yani rezin monomerlerinin dentin yüzeyindeki geçiş yollarını demineralizasyon sonrası hidroksiapatit kristallerinin çözünmesi sonucu ortaya çıkan kollajen fibriller arasındaki boşluklar oluşturmaktadır (133).



Şekil 2-12: Hibrit tabakanın SEM görüntüsü.

Hibrit tabakasının fiziksel ve kimyasal özellikleri diş yapısından oldukça farklıdır. Bu yapı diş dokusunun özellikle organik içeriği ile adeziv rezinin bileşiminden oluşmuş hibrit bir tabaka niteliğindedir (211). Yüksek kalitedeki bir hibrit tabaka asitlere dirençlidir ve kenar sızıntısını engeller. Sonuç olarak sekonder çürük riskini azaltır. Hibrit tabakası aynı zamanda rezin esaslı dolgu materyali ve dentin arasında orta dereceli bir elastisite modülüne sahiptir (205,209). Bu elastik bağlanma bölgesi, rezin esaslı dolgu materyali ile dentin arasındaki stresi azaltma yeteneğindedir. Bu durum, dentine bağlantının korunmasını, marjinal bütünlüğün sürekliliğini ve restorasyonların kalıcılığını sağlamaktadır (205,214).

Hibrit tabakası taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve geçirmeli elektron mikroskobu (TEM) gibi görüntüleme tekniklerinde farklı morfoloji ve kalınlıkta gözlemlenmektedir (Şekil 2.12). Yapılan çalışmalarda çeşitli adeziv sistemler ile elde edilen hibrit tabakası kalınlıklarının 1-5 µm arasında değiştiği bildirilmiştir. Hibrit tabakasının kalınlığındaki farklılıklarda uygulanan adeziv sistemin yapısının, adeziv uygulandığı dentin bölgesinin ve dentinde oluşturulan demineralizasyon derinliğinin etkili olduğu belirtilmiştir (209,210).

Tabakanın kalınlığı adeziv sistemlerin yapılarına göre değişiklikler gösterir. Örneğin self-etch sistemlerde 1 μm 'den daha az kalınlıkta olabilen bu tabaka, total-etch sistemlerde ise 5 μm 'ya kadar ulaşabilmektedir. Adeziv sistemlerin bünyesinde ya da uygulama aşamalarında çeşitli asitlerin olduğu bilinmektedir. Bu asidik içeriğin etkisiyle oluşan demineralizasyon derinliği hibrit tabakasının kalınlığına etki edebilir. Bu etki bölgenin mineral yoğunluğuna, kimyasal içeriğine ve morfolojik özelliklerine bağlı olarak farklı düzeyde gerçekleşir. Süt ve sürekli dişlerdeki hibrit tabakası kalınlıklarının karşılaştırıldığı çalışmalarda, süt dişlerinde hibrit tabakasının daha kalın gözlenmesi buna örnek olarak verilebilir (2,144). Hibrit tabakanın kalınlığındaki farklılıklar elektron mikroskobunda incelenmek üzere rezin-dentin ara yüzeyinden kesit alma işleminden de kaynaklanabilir. Eğer kesit alma işlemi bağlanma ara yüzeyine dik yapılmazsa, kesme açısından dolayı hibrit tabakası daha kalın görülebilir (155).

Oldukça ince olan bu tabakanın mekanik özelliklerinin ölçümü zor olmasına rağmen Van Meerbeek ve ark. hibrit tabakasının elastisite modülünü ölçmüşler ve bu değer 4,8-9,7 GPa arasında olduğunu bildirmişlerdir (209). Hibrit tabakasının kalınlığının bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisi ise hala şüphelidir. Nakajima ve ark. Perdigo ve ark. bağlanma kuvveti ile hibrit tabakasının kalınlığı arasında bir ilişki olmadığını bulmuşlardır (135,155). Hashimoto ve ark. hibrit tabakasının kalınlığını arttırmak için asit uygulama süresini uzatmanın gerilme bağlanma kuvvetinin daha düşük olmasına neden olduğunu bildirmişlerdir (87).

Rezin-dentin ara yüzeyinde güçlü bir bağlantı sağlamada kaliteli bir hibrit tabakasının oluşumu çok önemlidir. Hibrit tabakasının kalitesi üzerine olumsuz etki eden etkenlerden biri güçlü ve uzun süreli asit uygulaması ile oluşan kollajen denatürasyonunun ya da açılmış kollajen ağın üst kısmında arta kalmış smear tabakasının, rezinin kollajen fibriller arasına tam olarak girmesini engellemesidir (211). Rezin-dentin bağlantısının gücünü ve sürekliliğini etkileyen diğer önemli bir etken ise, rezinlerin polimerizasyon derecesidir. Rezin monomerler demineralize dentine girmiş ama burada yeterli derecede polimerize olamamışsa rezin-dentin bağlantısının sürekliliği bozulur (210).

Kullanılan adeziv sisteme bağlı olarak, hibrit tabakası içinde üç farklı tabaka tanımlanmıştır. En alt katmanda rezin tarafından sarılmış hidroksiapatit kristalleri içeren kısmen demineralize dentin, orta katmanda çapraz bağlı kollajen fibrilleri ve kollajen

fibriller arasına saçılmış mineral kristal artıkları ve en üst tabakada ise şekilsiz, elektrondan zengin bir faz vardır (209).

2.2.5. Adeziv sistemlerin in vitro olarak değerlendirilmeleri

Adeziv sistemlerin etkinliklerinin değerlendirilmesinde en etkili yöntemin klinik çalışmalar olduğu bilinmektedir. Ancak klinik çalışmaların uzun bir çalışma süresi gerektirmesi, yüksek maliyetleri ve başarılarını etkileyen çok sayıda değişkenin bulunması adeziv sistemlerin değerlendirilmesinde in vitro testlerin uygulanmasını gerekli kılmaktadır (189,195).

Restorasyonların marjinal uyumlarını laboratuvar ortamında değerlendirmek için geliştirilmiş 3 temel test yöntemi bulunmaktadır (90):

1. Bağlanma kuvveti testleri: Bağlanma kuvveti ne kadar yüksek ise kenar uyumunun da o kadar iyi olacağı hipotezinden yola çıkar.
2. Sızıntı testleri: Ne kadar az sızıntı gerçekleşirse o kadar iyi kenar uyumu olacağı hipotezinden yola çıkar.
3. Kenar uyumlarının mikroskop altında incelenmesi: Restorasyon-diş yüzeyi arası boşluk ne kadar az ise ya da restorasyonun kenar boyunca devamlılığı ne kadar fazla ise restorasyon kalitesinin de o kadar yüksek olacağı hipotezinden yola çıkar.

2.2.5.1. Bağlanma Kuvveti (Bond Strength) Testleri

Restoratif materyallerin klinik kullanımlarında hekimlere rehberlik eden laboratuvar testlerinin en önemlilerinden biri bağlanma kuvveti testleridir. Restorasyon ve diş ara yüzeyi ağız içinde aynı anda çok çeşitli kuvvetlere maruz kalmaktadır. Kompozitin sertleşmesi sırasında oluşan büzülme sonucu rezin-restorasyon bağlantısında oluşan stresler, çiğneme kuvvetleri ile oluşan mekanik stresler ya da ısı ve pH değişimleri ile oluşan ısısal ve kimyasal stresler bağlanmanın bütünlüğünü etkileyen ağız içi stresler olarak ifade edilmektedir. Bağlanma kuvveti testlerinin uygulanmasındaki temel düşünce, bir adezivin bağlanma kuvveti ne kadar fazla ise o kadar çok ağız içindeki streslere karşı koyabilecek olması ve böylece restorasyonların ömrünün de klinik olarak uzaması ile açıklanmaktadır. Bağlanma kuvveti testleri kolay ve hızlı uygulanmaları yanı sıra özel ekipmanlar gerektirmemeleri nedeni ile

bağlanmanın etkinliğini ölçmede en çok kullanılan laboratuvar yöntemleri olarak belirtilmektedirler (208).

Bağlanma kuvveti test sonuçlarını etkileyecek çok sayıda değişken bulunmaktadır. Bu değişkenler şu şekilde sıralanmaktadır (152):

Test için seçilen örnek:

- İnsan ya da sığır dişi olması
- Yüzeyel, orta ya da derin dentinde hazırlanması
- Oklüzal, proksimal veya bukkal dentin yüzeylerinin kullanılması
- Azı dişi veya kesici diş olması
- Zımparalanıp zımparalanmayacağı ya da zımparanın kaç gren olduğu (320, 600, 800,1000) ve gren cinsi (Al_2O_3 , SiC vs.)
- Prepare edildiği frez cinsi (elmas, karbid vs.), tur hızı, su-hava soğutmalı olup olmadığı
- Dişin gömüldüğü materyal (plastik, alçı vs.)

Asitle pürüzlendirme;

- Asitle pürüzlendirme yapılıp yapılmadığı
- Hangi tip asidin kullanıldığı
- Kullanılan asidin konsantrasyonu
- Asitle pürüzlendirmenin süresi
- Asidi yıkama süresi
- Kurutma süresi
- Yüzeyin tekrar nemlendirilip nemlendirilmediği

Dentin yüzeylerine primer uygulanması;

- Primerin matriks uygulama öncesi ya da sonrasında uygulanması
- Uygulanan primerin miktarı
- Primer uygulama şekli ve süresi

- Yıkama ve kurutmanın süresi
- Işıkla polimerizasyon yapıp yapılmadığı
- Islak ya da kuru yüzeye uygulanması ve ne kadar ıslak ya da kuru olduğu

Adeziv sistem;

- Uygulanan adeziv sistemin miktarı ve uygulanma süresi
- Adeziv sistemin hava ile ne kadar kurutulduğu ve inceltildiği
- Adeziv sistemin uygulanacağı alanın çapı
- Işıkla polimerizasyonun süresi, ışığın gücü
- Basıncı veya basınçsız uygulanması

Örnekleri saklama koşulları;

- Su, serum fizyolojik vs.
- Oda ısısı ya da 37 °C
- %100 nemli ortam ya da su
- Koruyucular; sodyum azid, timol, kloramin ilave edilip edilmemesi
- Saklama süresi (24 saat, ay ya da yıl)
- Termal stresler; ısı derecesi, siklus sayısı ve süresi

Bağlanma kuvveti testleri;

- Çekme ya da makaslama oluşu
- Stres oranı
- Testlerin hemen, 24 saat sonra ya da birkaç ay sonra yapılması
- Kuvvetin uygulandığı hız

Bağlanma kuvveti test sonuçlarını etkileyen çok sayıda değişkenin bulunması nedeni ile farklı araştırmacılar tarafından elde edilmiş sonuçların birbirleri ile karşılaştırılmaları mümkün olmamaktadır (180). Bu nedenle Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) “Dental Materyaller-Dış Dokusuna Adezyon Testleri” başlıklı dokümanı yayınlayarak, üreticiler ve araştırmacıların belirtilen

prosedürleri takip etmeleri durumunda elde edilecek verilerin klinik sonuçlar ile kıyaslanabilecek standartlara ulaşmasını hedeflemişlerdir (96).

ISO/TS 11405:2003 dokümanında bağlantı direncinin ölçülmesinde kullanılan test yöntemleri olarak uygulanan kuvvetin yönüne göre çekme bağlanma kuvveti ve makaslama bağlanma kuvveti testleri gösterilmektedir (96). Son yıllarda daha küçük yüzeylerin kullanılmasına olanak sağlayan mikro-çekme bağlanma kuvveti testi ve dişlerde bölgesel değişimlerin bağlanma kuvvetine etkisini değerlendiren mikro-makaslama bağlanma kuvveti testi kullanılmaktadır (184).

Çekme (Tensile) testleri

Çekme testlerinde kuvvet hazırlanmış diş yüzeyine 90° açı ile uygulanmalıdır. Ayrıca test cihazı, diş yüzeyi ve adeziv materyal arasındaki doğru konumu korumalıdır (96). Çekme testlerinde örnek diş yüzeyine doğru bir şekilde konumlandırılmış ise uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresin homojen dağılım göstermesi beklenmektedir. Ancak pratikte örneğin doğru şekilde konumlandırılması oldukça zordur. Uygulanan kuvvetin ya da örneğin konumundaki en ufak bir sapma ise kuvvetin homojen olarak dağılmasını bozabilmekte ve sonucun etkilenmesine neden olmaktadır (67,152,213).

Makaslama (Shear) Testleri

Makaslama testlerinde kuvvet hazırlanmış diş yüzeyine paralel olarak uygulanmalıdır. ISO/TS 11405:2003 dokümanında makaslama testinde kullanılacak test cihazı, örneğin sabitlenebilmesi için sert bir blok ve buna bağlı 0,5 mm'lik künt bir uca sahip olan ayırıcı yüzey olarak tanımlanmaktadır (96). Ayırıcı yüzeyin diş-adeziv bağlanma yüzeyine olabildiğince yakın teması sağlanmalıdır. Çünkü makaslama kuvveti testlerinde bağlanma yüzeyinden uzaklaştıkça uygulanan kuvvetin dönme momenti oluşturması yönünde güçlü bir eğilimi olduğu bilinmektedir (152). Çekme kuvveti testleri ile karşılaştırıldığında makaslama kuvvetlerinin ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerinin daha iyi taklit ettiği belirtilmektedir (113).

Bağlanma testleri içinde en kolay olanı ve en sık uygulananı makaslama testleridir. Herhangi bir adeziv sistem için en çok bildirilen özellik makaslama dayanımıdır. Tipik bir testte çekilmiş dişin bir yüzeyi düzleştirilir, adeziv sistem uygulanır ve silindirik rezin esaslı dolgu materyali bağlanır. Kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulanır ve sonuçlar kaydedilir (195).

2.2.5.2. Mikrosızıntı Deneyleri

Mikrosızıntı kavite duvarı ve ona uygulanan restoratif materyal arasından bakterilerin, sıvıların, moleküllerin ya da iyonların klinik olarak tespit edilemeyen geçişi olarak tanımlanmaktadır. Diş-restorasyon ara yüzeyinde oluşan mikrosızıntı dental restorasyonların ömrünü etkileyen en önemli etkenlerden biri olarak bildirilmektedir. Mikrosızıntı restorasyon kenarlarında renkleşmelere, restorasyonun marjinal kenarlarındaki bozulmaların hızlanmasına, diş-restorasyon ara yüzeyinde sekonder çürük oluşumuna, restore edilmiş dişte hassasiyet gelişimine ve pulpa patolojilerinin gözlenmesine yol açabilmektedir. Diş yüzeylerine restoratif materyallerin zayıf bağlantısı, rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi, diş ve restoratif materyalin ısısal genleşme katsayısındaki farklılıklar mikrosızıntının oluşumunda etkili faktörlerdir (3).

Mikrosızıntının ölçülmesinde birçok in vivo ve in vitro test yöntemi kullanılmaktadır. In vitro test yöntemleri olarak boyalar, kimyasal işaretçiler, radyoaktif izotoplar, mikrobiyal geçirgenlik, taramalı elektron mikroskobu, yapay çürük teknikleri ve elektriksel geçirgenlik kullanılmaktadır. En sık kullanılan yöntem ise restore edilen diştten elde edilen kesitlerde boya penetrasyon miktarını ölçme yöntemidir. Bu yöntem çekilmiş dişte uygulanmış bir restorasyonun, restorasyon dışında kalan bölgeler su geçirmez bir tırnak cilası ile örtüldükten sonra bir boya solüsyonu içerisine aktararak belirli bir süre bekletilmesi ile gerçekleştirilir (3).

Boya penetrasyon yönteminde metilen mavisi, bazik fuksin, floresans gibi boyaların solüsyonları değişik oranlarda ve sürelerde kullanılmaktadır (7,173,223). Boya penetrasyon yönteminin avantajları sulu solüsyonlarının kullanılabilmesi, görünen ışık altında kolaylıkla saptanabilmeleri, hızlı ve doğrudan ölçüm sağlamaları, sert dokularla reaksiyona girmemeleri, ucuz ve nontoksik olmalarıdır (3). Yöntemin en önemli dezavantajı ise yalnızca kesit alınan bölgedeki sızıntı miktarına göre saptama yapılabilmesidir. Oysa sızıntının tüm arayüz boyunca uniform bir şekilde dağılmadığı bazı alanlarda daha derine doğru ilerlediği bilinmektedir (150,173,223). Sızıntının arayüz boyunca farklı miktarlarda olmasının smear tabakasının kalınlığındaki farklılıklardan ve farklı asitleme, ıslatma ve polimerizasyon büzülmesi derecelerinden kaynaklanabileceği belirtilmektedir (150).

Mikrosızıntı test sonuçlarını etkileyen çok sayıda değişken bulunmaktadır. Bunlar örnek ile ilgili faktörler (örnek sayısı, insan ya da sıgır dişi oluşu, kesici ya da azı dişi oluşu, çekim sonrası saklama solüsyonu ve ısısı), kavite hazırlığı ile ilgili faktörler (kavite şekli, boyutları ve konumu; beveling yapılıp yapılmadığı), restorasyon aşaması ile ilgili faktörler (tabakalama ya da bulk tekniğinin kullanılması, matrix kullanılması) ve 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) olarak özetlenebilir (67,90,172).

2.2.5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) incelemeleri

Bir taramalı elektron mikroskobunda görüntü oluşumu temel olarak; elektron demetinin incelenen örneğin yüzeyi ile yaptığı fiziksel etkileşmelerin (elastik, elastik olmayan çarpışmalar ve diğerleri) sonucunda ortaya çıkan sinyallerin toplanması ve incelenmesi prensibine dayanır. SEM tekniklerinin kullanılması görüntülerde mükemmel alan derinliği sağlar ve morfolojiyi tanımlamaya oldukça elverişlidir (227).

SEM ve stereomikroskop arasındaki en büyük fark; stereomikroskop görüntüyü büyötmek için ışığı kullanırken, SEM'in elektron ışınını kullanmasıdır. Her ikisinde de çözünme gücü dalga boyuna bağlıdır. SEM örnekleri vakum içinde gözlenirken, stereomikroskobun sıvı ve katı örnekleri atmosfer ortamında rahatlıkla gözlenir. Stereomikroskobun odaklama derinliği küçükken, SEM'inki büyüktür. Stereomikroskopta yeterli derecede ince olan örnekten ışık geçerek, camdan yapılmış mercekler tarafından görüntü büyütölür. SEM'de ise, elektron lensleri tarafından odaklanan elektron ışını örneğin üzerini tarar ve sinyaller görüntü olarak algılanır (146).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

3.1.1. Dişlerin Saklama Öncesi Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler

- Dental scaler (Hu-Friedy, Chicago, Illinois, ABD)
- Düşük hızda döner alet (L-Motor 181 DBN INTRAMatic ve DURAtec 2068 D, KaVo Dental GmbH, Bismarckring, Almanya)
- Pomza (BIMS powder, Yüceller Diş Deposu, Türkiye) ve kıl fırça (Stoddard Manufacturing Co. Ltd., Hertfordshire, İngiltere)
- 2,5 X büyütmeli dental loupe (Keeler Ltd, Windsor, Berkshire, İngiltere)

3.1.2. Kavite Hazırlığında Kullanılan Gereçler

3.1.2.1. Frez ile Kavite Hazırlığı Sırasında Kullanılan Gereçler

- Aeratör (636P Compact Torque, KaVo Dental, Bismarckring, Almanya)
- Elmas fissür frezler (#10) ve elmas tersine konik frezler (#12) (Strauss & Co., Industrial Diamonds Ltd. Ra'anana, İsrail)

3.1.2.2. Er:YAG Lazer ile Kavite Hazırlığı Sırasında Kullanılan Gereçler

- Er:YAG lazer (Fidelis PlusIII, Fotona Medical Lasers, Ljubljana, Slovenya) (Şekil 3.1)
- R02-C başlık (Fotona Medical Lasers, Ljubljana, Slovenya)
- Koruyucu lazer gözlüğü (Fotona Medical Lasers, Ljubljana, Slovenya)



Şekil 3-1: Er:YAG lazer cihazı.

3.1.3. Restorasyon Aşamasında Kullanılan Gereçler

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

Adper Single Bond 2 (Şekil 3.2) su ve etanol bazlı, iki aşamalı, beşinci nesil total-etch bir adeziv sistemdir. İçerisinde HEMA, Bis-GMA, dimetakrilat, poliakrilik ve poliitakonik asit kopolimeri ve silika nanodoldurucular bulunmaktadır.



Şekil 3-2: Adper™ Single Bond™ 2 adeziv materyali.

3.1.3.2. Adper™ SE Plus Adeziv (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

Adper SE Plus (Şekil 3.3) su bazlı, iki aşamalı, altıncı nesil self-etch bir adeziv sistemdir. Primer (şişe A) su, HEMA, yüzey aktif madde, pembe boya içerirken; adeziv (şişe B) UDMA, TEGDMA, trimetilolpropan trimetakrilat (TMPTMA), HEMA, metakrilat fosfatları, zirkonia nanodoldurucu, kamforokinon içermektedir. Zirkonia nanodoldurucu sayesinde radyopak olup uygulama sırasında renk değiştirme özelliğine sahiptir.



Şekil 3-3: Adper™ SE Plus adeziv materyali.

3.1.3.3. Clearfil™ S³ Bond (Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japonya)

Clearfil S³ Bond (Şekil 3.4) etanol bazlı, tek aşamalı (all-in-one), yedinci nesil self-etch bir adeziv sistemdir. İçerisinde MDP monomeri, HEMA, Bis-GMA, di-kamforokinon, su, etanol, kolloidal silika bulunmaktadır.



Şekil 3-4: Clearfil™ S³ Bond materyali.

3.1.3.4. %35'lik Ortofosforik Asit (Scotchbond, 3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

Mavi renkte ve jel formunda olup, 3 ml'lik şırıngalar içinde bulunmaktadır (Şekil 3.5).



Şekil 3-5: %35'lik Ortofosforik asit.

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

Filtek Z250 (Şekil 3.6) ön ve arka bölge restorasyonlarında kullanılan mikrohibrit bir kompozittir. Resin matriks içerisinde Bis-GMA, UDMA, etoksilat bisfenol A glikol dimetakrilat (Bis-EMA) ve TEG-DMA monomerleri bulunmaktadır. İnorganik doldurucu olarak zirkonyum ve silika partikülleri içermektedir. Toplam ağırlığın %79'unu hacmin ise %60'ını oluşturan doldurucu partiküllerin boyutları 0,01–3,5 µm arasında değişmekte olup ortalama 0,6 µm'dir.



Şekil 3-6: Filtek Z250 Universal Restoratif Sistem.

3.1.3.6. Elipar™ FreeLight 2 LED Işık Cihazı (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

Elipar FreeLight 2 ışık cihazı (Şekil 3.7) 430-480 nm dalga boyuna, 1000 mW/cm² ışık gücüne sahip ikinci nesil bir LED ışık kaynağıdır. Geniş dalga boyuna sahip olduklarından tüm kompozitlerin polimerizasyonlarında kullanılmaktadırlar. Işık gücünün yüksek olması nedeni ile kompozit materyalların polimerizasyon süreleri halojen ışık kaynaklarına göre %50 oranında azalmıştır.



Şekil 3-7: Elipar™ FreeLight 2 LED Işık Cihazı.

3.1.3.7. Sof-Lex™ Bitirme Diskleri (3M ESPE, St. Paul. MN, ABD)

Set kalın grenliden süper ince grenliye kadar, dört farklı aşındırma özelliğine sahip, 9 ve 13 mm genişliğinde iki farklı çapta alüminyum oksitle kaplanmış esnek diskler içermektedir. Aşındırma derecesine göre ve kalın grenliden süper inceye gidecek şekilde renkler koyu kahverengi, kahverengi, turuncu ve sarıdır (Şekil 3.8). Diskler metal mandrene takılarak kullanılır ve kolayca değiştirilir.



Şekil 3-8: Sof-Lex™ Bitirme Diskleri.

3.1.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Deneyinde Kullanılan Gereçler

- Kendiliğinden sertleşen akrilik reçine (Paladent; Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya)
- Zımparalama/Parlatma cihazı (Metkon GRIPO 1V, Bursa, Türkiye) (Şekil 3.9)
- 600 gritlik silikon karbit zımpara kağıdı
- Instron Universal test cihazı (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japonya) (Şekil 3.10)



Şekil 3-9: Dış yüzeylerinin aşındırılmasında kullanılan zımparalama/parlatma cihazı.



Şekil 3-10: Makaslama bağlanma dayanımının ölçülmesinde kullanılan Instron Universal test cihazı.

3.1.5. Mikrosızıntı Deneyinde Kullanılan Gereçler

- Stereo mikroskop (ZEISS Stemi SV 6, Carl Zeiss, Gottingen, Almanya) + Dijital Kamera Sistemi (SPOT Insight QE; Diagnostic Instruments Inc., Michigan, ABD) (Şekil 3.11)
- Görüntü Analiz Programı (Image-Pro Plus v4.5,. Media Cybernetics Inc., Bethesda, MD, ABD)
- Discoplan TS kesit alma cihazı (Struers A/S, Kopenhag, Danimarka) (Şekil 3.12)
- Epoksi reçine (Epofix, Struers A/S, Kopenhag, Danimarka)
- %0,5'lik tamponlanmış metilen mavisi solüsyonu
- Silikon karbit zımpara kağıtları (400, 800, 1000, 2000 grit)
- Matrix bandı
- Periodontal sonda
- Tırnak cilası
- Boxing mumu



Şekil 3-11: Trinoküler stereomikroskop ve dijital kamera sistemi.



Şekil 3-12: İnce kesitlerin elde edilmesinde kullanılan Discoplan TS cihazı.

3.1.6. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizinde Kullanılan Gereçler

- SEM JEOL 6335F Taramalı Elektron Mikroskobu (JEOL Ltd., Tokyo, Japonya) (Şekil 3.13)
- Altın/Paladyum kaplama cihazı (SC7640, Quorum Technologies) (Şekil 3.14)
- Minitom kesit alma cihazı (Struers A/S, Kopenhag, Danimarka) (Şekil 3.15)
- Epoksi reçine (Epofix, Struers A/S, Kopenhag, Danimarka)
- Zımparalama/Parlatma cihazı (Metkon GRIPO 1V, Bursa, Türkiye)



Şekil 3-13: SEM JEOL 6335F taramalı elektron mikroskobu.



Şekil 3-14: Altın/Paladyum kaplama cihazı.



Şekil 3-15: Minitom kesit alma cihazı.

3.2. Yöntem

3.2.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması

Çalışmada İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş-Çene Cerrahisi Bilim Dalı'nda yaşları 20-40 arasında değişen bireylerden çekilmiş, çürüksüz ve restorasyonsuz toplam 172 adet üçüncü büyük azı dişi kullanıldı. Dişler çekildikten sonra üzerlerindeki doku artıkları dental scaler ile dikkatlice uzaklaştırıldı, tüm yüzeyler düşük hızda döner alete takılan fırça ile pomzalandı ve akan su altında durulandı. Bu şekilde temizlenmiş dişler dental loupe yardımıyla 2.5X büyütmede minede olası bir çatlak varlığı yönünden incelendi. Herhangi bir çatlak gözlenmeyen dişler en fazla altı

ay olmak koşuluyla deney gününe kadar buzdolabında (4°C) distile su içerisinde saklandı. Distile su her on günde bir yenilendi.

3.2.2. Örneklerin Hazırlanması

Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanmış ve 3 farklı adeziv sistem uygulanmış yüzeylerde restorasyonların bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı ölçümlerinin değerlendirilebilmesi ve oluşan hibrit tabakasının niteliğinin taramalı elektron mikroskopunda incelenebilmesi için toplam 8 grup oluşturuldu.

1. Grup: Er:YAG lazer ile hazırlık + Clearfil S³ Bond (**Er:YAG+S3 Bond**)
2. Grup: Er:YAG lazer ile hazırlık + Adper SE Plus Bond (**Er:YAG+Adper SE**)
3. Grup: Er:YAG lazer ile hazırlık + Er:YAG lazer ile pürüzlendirme + Adper Single Bond 2 (**Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond**)
4. Grup: Er:YAG lazer ile hazırlık + asit ile pürüzlendirme + Adper Single Bond 2 (**Er:YAG+asit+ Single Bond**)
5. Grup: Er:YAG lazer ile hazırlık + Adper Single Bond 2 - pürüzlendirme yapılmamış grup (**Er:YAG+Single Bond**)
6. Grup: Frez ile hazırlık + asit ile pürüzlendirme + Adper Single Bond 2 (**Frez+asit+Single Bond**)
7. Grup: Frez ile hazırlık + Clearfil S³ Bond (**Frez+S3 Bond**)
8. Grup: Frez ile hazırlık + Adper SE Plus Bond (**Frez+AdperSE**)

3.2.3. Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi İçin Örneklerin Hazırlanması

Adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarının değerlendirilebilmesi için her grupta onar diş olmak üzere toplam 80 adet dişte makaslama bağlanma dayanımı testi gerçekleştirildi.

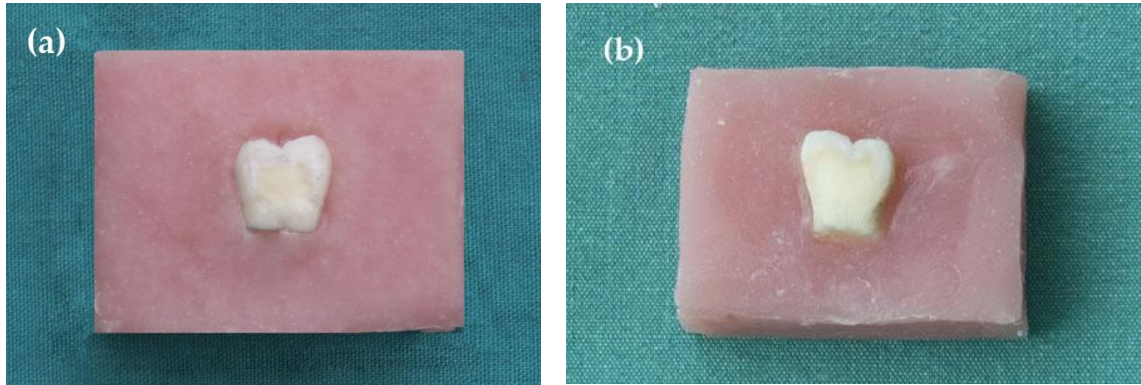
Makaslama bağlanma dayanımı testi öncesi dişler mine-sement sınırının 2-3 mm altından kesildi ve kökler uzaklaştırıldı. Kalan kuronal parçalar bukkal yüzeyleri dışarıda ve tabana paralel olacak şekilde silikondan (Zetaplus; Zhermack, Rovigo, İtalya) hazırlanmış kalıplar içerisinde kendiliğinden sertleşen akrilik reçine içine gömüldü. Kuronların bu açıktaki kalan yüzeyleri mine yüzeyleri tamamen kaldırılıp, düz

ve uniform dentin yüzeyleri elde edilinceye kadar zımparalama/parlatma cihazında 600 gritlik silikon karbit zımpara kağıdı ile aşındırıldı.

3.2.3.1. Dentin Yüzeylerinin Hazırlığı

Er:YAG lazer ile hazırlık nonkontakt başlık (R02-C) kullanılarak, diş yüzeyinden 7 mm uzakta olacak şekilde ve hava-su soğutması altında gerçekleştirildi (Şekil 3.16a). 100 µs atım aralığında (VSP mod) çalışılan cihazda enerji değeri 200 mJ/20 Hz olacak şekilde ayarlandı ve tüm dentin yüzeyinin lazer ışını ile yatay ve dikey yönlerde taranması ile homojen bir ışınlama sağlandı. Lazer ile pürüzlendirme işlemi için ise 80mJ/10Hz enerji değeri kullanıldı ve dentin yüzeyi 15 sn. süre ile hava-su soğutması altında tarandı.

Frez ile hazırlık sırasında elmas fissür frez kullanıldı ve hava-su soğutması altında tüm dentin yüzeyi homojen bir şekilde aşındırıldı (Şekil 3.16b).



Şekil 3-16: Lazer (a) ve frez (b) ile hazırlanmış dentin yüzeyleri.

3.2.3.2. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulanması

Adper Single Bond 2

3., 4., 5.ve 6. gruplarda Adper Single Bond 2 adeziv uygulandı. 4. ve 6. gruplarda adeziv uygulamasından önce mine ve dentin yüzeyleri %35'lik Ortofosforik asit jel ile 15 sn. boyunca asitlendi, 10 sn. su ile yıkandı ve yüzeydeki fazla su pamuk peletle alındı. Hazırlanan diş yüzeylerine 15 sn. boyunca 2 kat Adper Single Bond 2 adeziv uygulandı, 5 sn. düşük basınçlı hava verilerek adeziv inceltildi ve Elipar FreeLight 2 LED ışık cihazı ile 10 sn. boyunca ışık verilerek polimerizasyon sağlandı.

Adper SE Plus Bond

2. ve 8. gruplarda Adper SE Plus adeziv uygulandı. Dentin yüzeylerinin hazırlanmasını takiben diş hafifçe kurutulduktan sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda önce Primer (A sıvısı) restorasyonun geleceği tüm yüzeylere fırça ile sürüldü, yüzeylerin homojen kırmızı bir renk almasından hemen sonra ise adeziv (B sıvısı) uygulandı. B sıvısının uygulanması ve asidik içeriğin aktive olması ile kırmızı rengin kaybolmasını takiben 20 sn. boyunca B sıvısının uygulanmasına devam edildi ve 10 sn. boyunca hava ile kurutulduktan sonra yüzeye bir kat daha adeziv (B sıvısı) uygulandı. Uygulanan adeziv hafifçe hava ile kurutulduktan sonra 10 sn. ışık cihazı ile polimerize edildi.

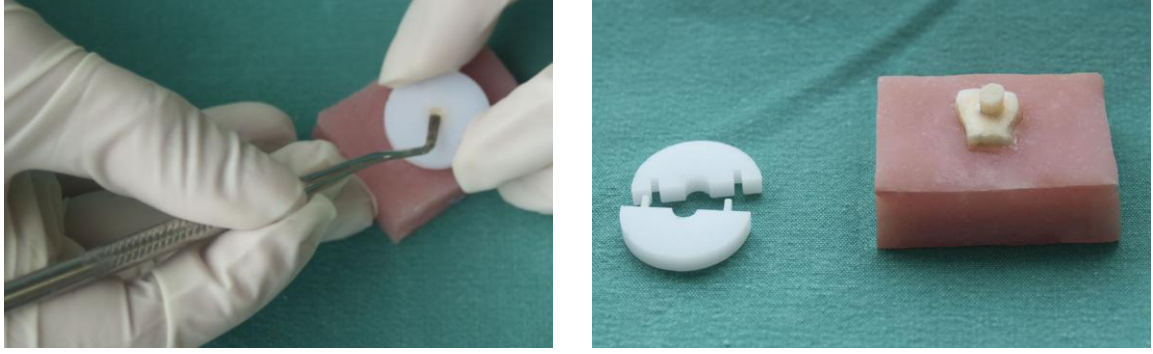
Clearfil S³ Bond

1. ve 7. gruplarda Clearfil S³ Bond adeziv uygulandı. Dentin yüzeylerinin hazırlanmasını takiben diş hafifçe kurutulduktan sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda Clearfil S³ Bond tüm yüzeylere uygulandı, 20 sn. bekleme sonrası 5 sn. yüksek basınçlı hava ile adeziv inceltildi ve 10 sn. boyunca ışık cihazı ile polimerize edildi.

Tüm adezivlerin uygulanması sırasında diş yüzeyleri ortasında 3,5 mm çapında bir delik bulunan flaster ile örtüldü.

Filtek Z250 Universal Restoratif Sistem

Adezivler uygulandıktan sonra iç çapı 3,5 mm yüksekliği 2 mm olan teflon kalıplar dentin yüzeylerine yerleştirildi, kompozit restorasyonlar uygulandı ve ışık cihazı ile 20 sn. polimerize edildi (Şekil 3.17). Kompozit restorasyon etrafındaki teflon kalıp dikkatlice çıkarıldıktan sonra 10 sn. daha ışık uygulandı. Restorasyonları tamamlanan örnekler 24 saat distile suda bekletildikten sonra makaslama bağlama dayanımı test düzeneğine yerleştirildi.



Şekil 3-17: Kompozitin uygulanması için kullanılan teflon kalıp.

3.2.3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması

Hazırlanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımlarının ölçümleri İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde bulunan Instron Universal test cihazında gerçekleştirildi. Cihaza bağlı bıçak sırtı şeklindeki metal parçanın sivri olan kısmı dişle paralel, restorasyon-diş ara yüzeyine dik ve mümkün olan en yakın mesafede konumlanacak şekilde ayarlandı (Şekil 3.18). Metal parça yolu ile 0,5 mm/dk. hızla iletilen kuvvet, restorasyon-diş birleşim bölgesine restorasyon dişten tamamen ayrılıncaya kadar uygulandı. Restorasyonların kopma değerleri Instron cihazının kendi yazılım programı (Trapezium 2, Shimadzu Corp., Kyoto, Japonya) ile MPa cinsinden hesaplandı.



Şekil 3-18: Makaslama bağlanma dayanımı için hazırlanan düzenek.

3.2.4. Mikrosızıntının Değerlendirilmesi İçin Örneklerin Hazırlanması

Diş-restorasyon bağlanma ara yüzeyinde mikrosızıntı değerlerinin saptanabilmesi için her grupta onar diş olmak üzere toplam 80 adet dişte V. sınıf kavite hazırlandı. Kaviteler dişlerin bukkal yüzeylerinde ve oklüzal sınırları minede, servikal sınırları ise mine-sement sınırının 1 mm apikalinde olacak şekilde açıldı. Kavite boyutlarında standardizasyonu sağlamak için mesiodistal genişliği 4 mm, oklüzogingival boyutu 3 mm olan matrix bandından hazırlanmış çerçeve şeklinde şablonlar (Şekil 3.19) kullanıldı. Kavite derinliği 1,5 mm olarak belirlendi ve işaretli periodontal sonda ile derinlik kontrolü yapıldı.



Şekil 3-19: Matrix bandından hazırlanmış şablon ve sınıf V kavite görüntüsü.

3.2.4.1. Kavite Hazırlığı

Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı nonkontakt başlık kullanılarak, diş yüzeyinden 7 mm uzakta olacak şekilde ve hava-su soğutması altında gerçekleştirildi. 100 µs atım aralığında (VSP mod) çalışılan cihazda enerji değerleri üretici firmanın önerileri doğrultusunda minede 300 mJ/20 Hz; dentinde 200 mJ/20 Hz olarak belirlendi. Lazer ile pürüzlendirme işlemi için minede 120 mJ/10Hz, dentinde 80mJ/10Hz enerji değerleri kullanıldı ve yüzeyler 15 sn. süre ile hava-su soğutması altında tarandı.

Frez ile kavite hazırlığı hava-su soğutması altında elmas tersine konik ve elmas fissür frez kullanılarak gerçekleştirildi. Mine kenarları bizote edildi. Elmas frezler her 5 kavitede bir yenilendi.

3.2.4.2. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulanması

Hazırlanan dentin yüzeylerine adezivler ve asit Bölüm 3.2.3.2’de anlatılan şekilde uygulandı.

Kavitelerin tümü Filtek Z250 A2 renk kompozit ile restore edildi ve tabakalama tekniği kullanıldı. İlk tabaka gingival duvara doğru oblik, ikinci tabaka oklüzale doğru oblik ve son tabaka ise bukkalde kalan boşluğu kapatacak şekilde düz olarak yerleştirildi ve yüzeyi şeffaf bant ile kapatıldı. Her tabaka için 20 sn. ışık uygulandı.

3.2.4.3. Bitirme ve Cilalama İşlemleri

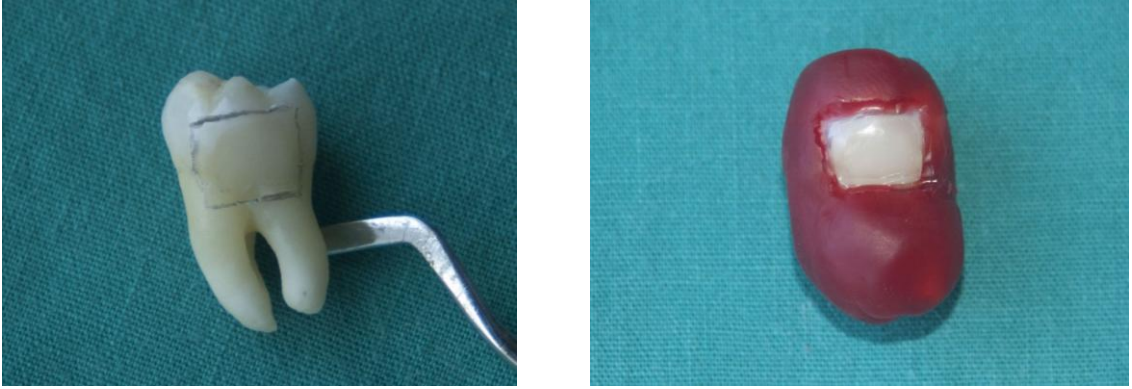
Restorasyonları tamamlanan dişler 24 saat distile suda bekletildikten sonra düşük hızda döner alet ile kullanılan 13 mm çaplı Sof-Lex XT diskler ile bitirme ve cilalama işlemleri gerçekleştirildi. Kalından ince grenliye doğru giden disklerin her biri 15-20 sn. uygulandı ve bir sonraki diskle cilalamaya geçmeden önce diş yüzeyi yıkayıp kurutuldu. Her örnek için yeni disk kullanıldı.

3.2.4.4. Isısal Çevirim İşleminin Uygulanması

Cilalama işlemleri bittikten sonra tüm örnekler 5 ± 2 °C - 55 ± 2 °C arasında 500 defa ısısal çevirim işlemi uygulandı. Su banyolarında bekleme süresi otuzar saniye ve banyolar arası transfer süresi 3 saniye olacak şekilde işlem tamamlandı.

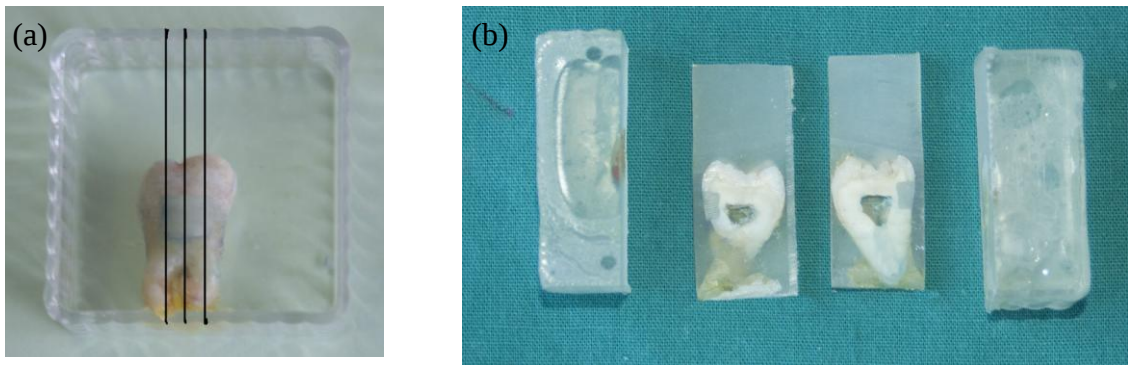
3.2.4.5. Mikrosızıntı Deneyinin Uygulanması

Mikrosızıntı miktarlarının değerlendirilmesi için boya penetrasyon yöntemi kullanıldı. Boya penetrasyon testi öncesi restorasyon dışındaki bölgelerden boya geçişini engellemek için restorasyonların çevresindeki 1 mm’lik alan dışında kalan yerler önce iki kat şeffaf tırnak cilası ile cilanın kurumasından sonra da boxing mumu ile kaplandı (Şekil 3.20). Bu şekilde hazırlanan örnekler etüvde 37 °C’de (ışık geçirmeyen bir ortamda) %0,5’lik tamponlanmış metilen mavisi solüsyonu içerisinde 24 saat süre ile bekletildi. Örnekler solüsyondan çıkarıldıktan sonra musluk suyu altında mum artıkları temizlendi ve tüm yüzeyleri fırçalandı.



Şekil 3-20: Restorasyon çevresinin 1mm’lik alan dışında kalan tüm bölgelerinin şeffaf oje ve boxing mumu ile kaplanmış görüntüsü.

Kesit alımı öncesi örnekler 3,5x4,5 cm boyutlarındaki hazır kalıplar kullanılarak epoksi reçine içine gömüldü. Epoksi reçine sertleştikten sonra İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Jeoloji Mühendisliği Bölümü Mineraloji ve Petrografi Anabilim Dalı’nda bulunan Discoplan TS cihazına takılı elmas kesme diski ile su soğutması altında kesitler hazırlandı. Elmas kesme diski ile her biri 1 mm kalınlığında iki adet kesit elde edebilmek için restorasyonun mesial, orta ve distal kenarından bukkolingual yönde uzunlamasına üç kesim yapıldı (Şekil 3.21). Tüm yüzeyler 400, 800, 1000 ve 2000 gritlik zımpara kağıtları kullanılarak su altında zımparalandı. Her dişte iki kesit ve her kesitte iki yüzey olmak üzere bir diş için 4 yüzeyde, toplamda ise 320 yüzeyde sızıntı miktarları değerlendirildi.



Şekil 3-21: (a) Kesme diskinin geçeceği alanların işaretlenmesi. (b) Elde edilen kesitlerin görüntüleri.

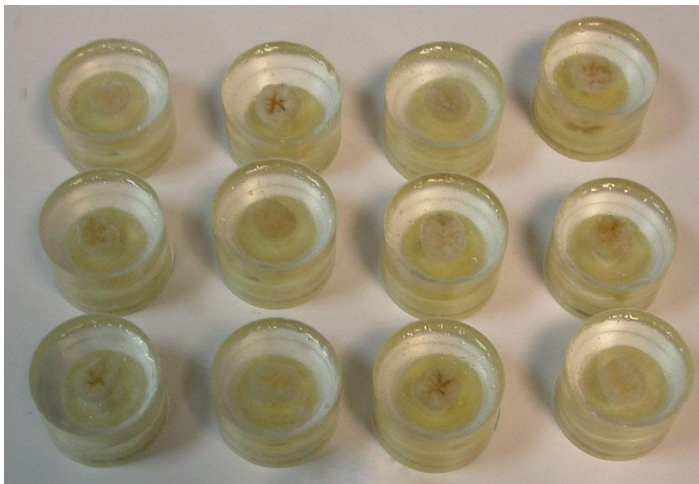
Sızıntı miktarlarının değerlendirilmesi Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK)’nda bulunan trinoküler stereomikroskop ile 25,2 büyütmede (0,63x objektif, 10x oküler ve 4x zoom) gerçekleştirildi. Her bir örnek için incelenen 4

yüzeyden sızıntı miktarı en fazla olan yüzeyin stereomikroskoba sabitlenmiş dijital fotoğraf makinesi ile fotoğrafı çekildi ve bilgisayara kaydedildi. Görüntü analiz programı (Image-Pro Plus v4.5) kullanılarak her bir örnek için oklüzal ve gingival kenar boyunca görülen boya sızıntı miktarları ayrı ayrı ölçüldü ve her bir kenardaki boyanın uzunluğunun kavitenin toplam kenar uzunluğuna bölünmesi ile oklüzal ve gingival mikrosızıntı yüzdeleri hesaplandı.

3.2.5. Rezin-Dentin Bağlanma Ara Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskopunda İncelenmesi İçin Örneklerin Hazırlanması

Taramalı Elektron Mikroskobu incelemeleri TÜBİTAK MAM Malzeme Enstitüsü Elektron Mikroskop Laboratuvarında gerçekleştirildi. Rezin-dentin ara yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskopunda incelenmesi için her grupta 3 adet olmak üzere 8 grup için toplam 24 kavite hazırlandı. Her dişte 2 ayrı kavite açıldığından toplam 12 diş kullanıldı.

Taramalı elektron mikroskopunda incelenmek üzere seçilen 12 diş, çapı 30 mm olan polipropilen kalıplar içerisinde oklüzal yüzeyleri tabana paralel olacak şekilde epoksi reçine içine gömüldü (Şekil 3.22). Epoksi reçinenin sertleşmesinden sonra minenin tamamen kaldırılıp düz dentin yüzeylerinin elde edilmesi için Minitom kesit alma cihazına bağlı elmas kesme diski ile su soğutması altında mine-dentin sınırının 1 mm apikalinden geçecek şekilde kesim yapıldı.



Şekil 3-22: SEM’de incelenmek üzere epoksi reçine içine gömülmüş dişlerin görüntüleri.

3.2.5.1. Kavite Hazırlığı

Elde edilen on iki dentin yüzeyinin 9'unda; biri Er:YAG lazer ile hazırlanmış, diğeri frez ile hazırlanmış sınırları aynı düzlemde geçen yan yana iki kavite açıldı. Yanyana kavitelere 1 ve 7. gruplar; 2. ve 8. gruplar; 4. ve 6. grupların karşılaştırmaları gerçekleştirildi. Diğer üç dentin yüzeyinde ise yan yana iki kavite Er:YAG lazer ile hazırlandı. Bu kavitelere ise 3. ve 5. grupların hazırlıkları gerçekleştirildi. Er:YAG lazer ve frez ile kavite hazırlıkları Bölüm 3.2.4.1'de belirtilen şekilde gerçekleştirildi. Mesiodistal ve bukkolingual boyutları 2 mm, derinliği 1 mm olan kavitelere standardizasyonu sağlamak için sabit kalem ile restorasyon sınırları çizildi ve derinlik kontrolü işaretli periodontal sonda ile yapıldı.

3.2.5.2. Adeziv ve Restoratif Materyallerin Uygulanması

Hazırlanan kavitelere adezivler ve asit Bölüm 3.2.3.2'de anlatılan şekilde uygulandı. Bitişik restorasyonlarda aynı adezivin uygulanmasına dikkat edildi.

Adeziv uygulamasını takiben kompozit materyal Bulk tekniğine göre uygulandı ve üzeri şeffaf bant ile kapatıldıktan sonra 20 sn. süre ile ışık cihazı ile polimerize edildi.

3.2.5.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi İçin Örneklerin Hazırlanması

Tüm restorasyonlar bitirildikten sonra rezin-dentin ara yüzeylerinin ortaya çıkarılması için restorasyonların tam ortasından geçecek şekilde Minitom kesit alma cihazına bağlı elmas kesme diski ile su soğutması altında mesiodistal yönde kesim yapıldı (Şekil 3.23). Elde edilen yüzeyler parlatma cihazına sırasıyla takılan 1000, 1500, 2000, 2500 gritlik SiC kağıtlar ile su yıkaması altında cilalandı. Daha sonra kesme ve cilalama işlemleri sırasında oluşan artıkların uzaklaştırılabilmesi için örnekler distile su ile dolu ultrasonik temizleyici içinde 10 dk. bekletildi. Resin-dentin ara yüzeyinin dekalsifikasyonu için 10 sn. %37'lik fosforik asit jel uygulandıktan sonra distile su ile asit uzaklaştırıldı. Kollajen yapının uzaklaştırılması için ise %3'lük sodyum hipoklorit solüsyonu 60 sn. boyunca uygulandı ve sonrasında örnekler akan su altında iyice yıkandı. Bir hafta sonra tüm örnekler 100 Angstrom (Å) kalınlığında altın-palladyum ile kaplandı (Şekil 3.24) ve resin-dentin ara yüzeyleri JEOL JSM 6335F Field Emission marka taramalı elektron mikroskobu altında x500, x1000 ve x3000 büyütmede incelenerek mikrofotografı alındı.



Şekil 3-23: Elmas kesme diski ile kesim sonrası rezin-dentin bağlanma ara yüzlerinin açığa çıkarılması.



Şekil 3-24: Altın-palladyum ile kaplanmış örnekler.

3.2.6. Sonuçların İstatistiksel Analizi

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken niceliksel verilerin karşılaştırılmasında normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Gruplar arasındaki ilişkilerin incelenmesinde Spearman's rho korelasyon analizi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanmış dentin yüzeylerine 3 farklı adeziv sistemin uygulanması sonucu elde edilen makaslama bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri Tablo 4-1’de görülmektedir.

Tablo 4-1: Gruplarda saptanan ortalama makaslama bağlanma dayanımı (MPa) ve standart sapma değerleri.

	Makaslama Bağlanma		<i>F</i>	<i>p</i>
	Dayanımı (Mpa)			
	Ort±SS			
Er:YAG+S3 Bond	21,38±4,08			
Er:YAG+AdperSE	26,45±5,41			
Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond	20,45±6,93			
Er:YAG+asit+Single Bond	17,46±5,11	7,330	0,001**	
Er:YAG+Single Bond	15,20±4,68			
Frez+asit+Single Bond	17,81±4,24			
Frez+S3 Bond	18,82±3,55			
Frez+AdperSE	13,18±2,59			

Oneway ANOVA Test kullanıldı.

**** $p < 0,01$**

Grupların makaslama bağlanma dayanımı düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulundu ($p < 0,01$). Gruplar arası karşılaştırmalardan elde edilen bulgular Tablo 4.2-4.5’de görülmektedir.

3 farklı nesil adeziv sistemin uygulandığı örneklerde dentin yüzeylerinin Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanmasının makaslama bağlanma dayanımı açısından karşılaştırılmaları Tablo 4-2’de gösterilmektedir.

Tablo 4-2: Farklı adeziv materyallerde yüzey hazırlık yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılması.

	Makaslama Bağlanma	
	Dayanımı (Mpa)	P
	Ort±SS	
Er:YAG+S3 Bond	21,38±4,08	0,928
Frez+S3 Bond	18,82±3,55	
Er:YAG+AdperSE	26,45±5,41	0,001**
Frez+ AdperSE	13,18±2,59	
Er:YAG+asit+Single Bond	17,46±5,11	1,000
Frez+asit+Single Bond	17,81±4,24	

Post Hoc Tukey HSD test kullanıldı. ** p<0,01

S3 Bond uygulanan gruplarda, Er:YAG lazer ile ya da frez ile hazırlık arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0,05) (Tablo 4-2).

Adper SE uygulanan gruplardan dentin yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlanmış örneklerin ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin dentin yüzeyleri frez ile hazırlanmış olanlara göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak yüksek olduğu saptandı (p<0,01) (Tablo 4-2).

Single Bond uygulanan gruplarda, dentin yüzeylerinin Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanması arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0,05) (Tablo 4-2).

Dentin yüzeylerinin Er:YAG lazer ile hazırlandığı gruplarda farklı nesil adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılmaları Tablo 4-3'te görülmektedir.

Tablo 4-3: Dentin yüzey hazırlığının Er:YAG lazer ile gerçekleştirildiği gruplarda adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.

	Makaslama Bağlanma	
	Dayanımı (Mpa)	P
	Ort±SS	
Er:YAG+S3 Bond	21,38±4,08	0,261
Er:YAG+AdperSE	26,45±5,41	
Er:YAG+S3 Bond	21,38±4,08	0,590
Er:YAG+asit+Single Bond	17,46±5,11	
Er:YAG+AdperSE	26,45±5,41	0,002**
Er:YAG+asit+Single Bond	17,46±5,11	
Post Hoc Tukey HSD test kullanıldı.	** p<0,01	

Dentin yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlanmış örneklerde S3 Bond ve AdperSE bond uygulananı arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-3).

Dentin yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlanmış örneklerde S3 Bond ve Single Bond uygulananı arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4-3).

Dentin yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlanmış örneklerde AdperSE Bond uygulananı grubun ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerinin Single Bond uygulananı gruba göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak yüksek olduğu saptandı ($p<0,01$) (Tablo 4-3).

Dentin yüzeylerinin frez ile hazırlandığı gruplarda farklı nesil adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılmaları Tablo 4-4'te görülmektedir.

Tablo 4-4: Dentin yüzey hazırlığının frez ile gerçekleştirildiği gruplarda adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.

	Makaslama Bağlanma	
	Dayanımı (Mpa)	P
	Ort±SS	
Frez+S3 Bond	18,82±3,55	0,151
Frez+AdperSE	13,18±2,59	
Frez+S3 Bond	18,82±3,55	1,000
Frez+asit+Single Bond	17,81±4,24	
Frez+AdperSE	13,18±2,59	0,372
Frez+asit+Single Bond	17,81±4,24	

Post Hoc Tukey HSD test kullanıldı.

Dentin yüzeyleri frez ile hazırlanmış örneklerde S3 Bond ve AdperSE bond uygulaması arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-4).

Dentin yüzeyleri frez ile hazırlanmış örneklerde S3 Bond ve Single Bond uygulaması arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-4).

Dentin yüzeyleri frez ile hazırlanmış örneklerde AdperSE ve Single Bond uygulaması arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4-4).

Single Bond'un uygulandığı gruplarda pürüzlendirme tiplerinin makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılmaları Tablo 4-5'te görülmektedir.

Tablo 4-5: Single Bond uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması.

	Makaslama Bağlanma	
	Dayanımı (Mpa)	P
	Ort±SS	
Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond	20,45±6,93	0,850
Er:YAG+asit+Single Bond	17,46±5,11	
Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond	20,45±6,93	0,220
Er:YAG+Single Bond	15,20±4,68	
Er:YAG+asit+ Single Bond	17,46±5,11	0,961
Er:YAG+Single Bond	15,20±4,68	
Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond	20,45±6,93	0,915
Frez+asit+Single Bond	17,81±4,24	
Er:YAG+Single Bond	15,20±4,68	0,919
Frez+asit+Single Bond	17,81±4,24	

Post Hoc Tukey HSD test kullanıldı.

Dentin yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlanan ve Single Bond uygulanan gruplarda Er:YAG lazer ile pürüzlendirme ve asit ile pürüzlendirme arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-5).

Dentin yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlanan ve Single Bond uygulanan gruplarda Er:YAG lazer ile pürüzlendirme ile hiç pürüzlendirme yapılmaması arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4-5).

Dentin yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlanan ve Single Bond uygulanan gruplarda asit ile pürüzlendirme ve hiç pürüzlendirme yapılmaması arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-5).

Dentin yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlanan ve Er:YAG pürüzlendirme yapılan grup ile dentin yüzeyleri frez ile hazırlanan ve asit ile pürüzlendirme yapılan grup arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-5).

Dentin yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlanan ve pürüzlendirme yapılmayan grup ile dentin yüzeyleri frez ile hazırlanan ve asit ile pürüzlendirme yapılan grup arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4-5).

Diğer ikili grupların makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırılmalarından elde edilen bulgular aşağıda verilmiştir.

Er:YAG+S3 Bond grubu ile Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond, Er:YAG+Single Bond, Frez+asit+Single Bond ve Frez+AdperSE bond grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

Er:YAG+AdperSE grubunun makaslama bağlanma dayanımının Er:YAG+Single Bond ve Frez+asit+Single Bond gruplarının makaslama bağlanma dayanımlarına göre istatistiksel olarak ileri derecede yüksek ($p<0,01$), Frez+S3 Bond grubuna göre ise anlamlı derecede yüksek olduğu saptandı. Er:YAG+AdperSE grubu ile Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond grubu arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

Frez+S3 Bond grubu ile Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond, Er:YAG+asit+Single Bond, Er:YAG+Single Bond grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$).

Frez+AdperSE grubunun makaslama bağlanma dayanımının Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond grubunun makaslama bağlanma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu belirlendi ($p<0,05$). Frez+AdperSE grubu ile Er:YAG+asit+Single Bond, Er:YAG+Single Bond grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

4.2. Mikrosızıntı Testi Bulguları

Er:YAG lazer ya da frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve üç farklı adeziv sistem kullanılarak hazırlanmış örneklerin oklüzal ve gingival kenarlarından elde edilen ortalama mikrosızıntı ve standart sapma değerleri Tablo 4-6'da görülmektedir.

Tablo 4-6: Grupların oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerinin değerlendirilmesi.

	Oklüzal	Gingival
	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)
Er:YAG+S3 Bond	7,07±11,45 (0)	4,35±8,42 (0)
Er:YAG+AdperSE	1,10±2,55 (0)	6,43±10,40 (0)
Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond	0±0 (0)	16,12±12,29 (16,28)
Er:YAG+asit+Single Bond	0,40±1,26 (0)	3,71±8,65 (0)
Er:YAG+Single Bond	6,75±9,50 (0)	37,90±28,28 (53,4)
Frez+asit+Single Bond	0±0 (0)	2,24±5,60 (0)
Frez+S3 Bond	3,18±4,09 (1,4)	2,62±6,17 (0)
Frez+AdperSE	19,70±29,01 (11,3)	28,43±34,78 (4,8)
<i>Kruskal Wallis Test</i>	<i>KW:20,387 p:0,005**</i>	<i>KW:21,164 p:0,004**</i>
<i>Kruskal Wallis Testi kullanıldı. ** p<0,01</i>		

Grupların hem oklüzal hem gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulundu ($p<0,01$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığını bulabilmek için yapılan Mann Whitney U test sonuçları aşağıdaki tablolarda görülmektedir.

Üç farklı nesil adeziv bağlayıcının uygulandığı örneklerde Er:YAG lazer ya da frez ile kavite hazırlığı yöntemlerinin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından karşılaştırılmaları Tablo 4-7’de gösterilmektedir.

Tablo 4-7: Farklı kavite hazırlığı yöntemlerinin adeziv materyallerin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerine etkisinin karşılaştırılması.

	Oklüzal		Gingival	
	Ort±SS (Medyan)	p	Ort±SS (Medyan)	p
Er:YAG+S3 Bond	7,07±11,45 (0)	0,579	4,35±8,42 (0)	0,816
Frez+S3 Bond	3,18±4,09 (1,4)		2,62±6,17 (0)	
Er:YAG+AdperSE	1,10±2,55 (0)	0,027*	6,43±10,40 (0)	0,216
Frez+AdperSE	19,70±29,01 (11,3)		28,43±34,78 (4,8)	
Er:YAG+asit+Single Bond	0,40±1,26 (0)	0,317	3,71±8,65 (0)	0,456
Frez+asit+Single Bond	0±0 (0)		2,24±5,60 (0)	

Post Hoc Mann Whitney U test kullanıldı.

* $p<0,05$

S3 Bond uygulanan gruplarda, kavite hazırlığının Er:YAG lazer ile ya da frez ile yapılması arasında oklüzal ya da gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-7).

Adper SE uygulanan gruplardan kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile yapılmış örneklerin oklüzal mikrosızıntı düzeylerinin kavite hazırlığı frez ile yapılmış olanlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu bulundu ($p<0,05$). Adper SE uygulanan gruplarda, kavite hazırlığının Er:YAG lazer ile ya da frez ile yapılması arasında gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-7).

Single Bond uygulanan gruplarda kavite hazırlığının Er:YAG lazer ile ya da frez ile yapılması arasında oklüzal ya da gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4-7).

Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile gerçekleştirilen gruplarda farklı nesil adeziv sistemlerin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından karşılaştırılmaları Tablo 4-8’de görülmektedir.

Tablo 4-8: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış gruplarda adeziv sistemlerin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerinin karşılaştırılması.

	Oklüzal		Gingival	
	Ort±SS (Medyan)	<i>p</i>	Ort±SS (Medyan)	<i>p</i>
Er:YAG+S3 Bond	7,07±11,45 (0)	0,487	4,35±8,42 (0)	0,889
Er:YAG+AdperSE	1,10±2,55 (0)		6,43±10,40 (0)	
Er:YAG+S3 Bond	7,07±11,45 (0)	0,214	4,35±8,42 (0)	0,859
Er:YAG+asit+Single Bond	0,40±1,26 (0)		3,71±8,65 (0)	
Er:YAG+AdperSE	1,10±2,55 (0)	0,543	6,43±10,40 (0)	0,859
Er:YAG+asit+Single Bond	0,40±1,26 (0)		3,71±8,65 (0)	

Post Hoc Mann Whitney U test kullanıldı.

Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış örneklerde S3 Bond ve AdperSE bond uygulanımı arasında oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-8).

Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış örneklerde S3 Bond ve Single Bond uygulanımı arasında oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4-8).

Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış örneklerde AdperSE bond ve Single Bond uygulanımı arasında oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-8).

Kavite hazırlığı frez ile gerçekleştirilen gruplarda farklı nesil adeziv sistemlerin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından karşılaştırılmaları Tablo 4-9'da görülmektedir.

Tablo 4-9: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış gruplarda adeziv sistemlerin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerinin karşılaştırılması.

	Oklüzal		Gingival	
	Ort±SS (Medyan)	p	Ort±SS (Medyan)	p
Frez+S3 Bond	3,18±4,09 (1,4)	0,113	2,62±6,17 (0)	0,159
Frez+AdperSE	19,70±29,01 (11,3)		28,43±34,78 (4,8)	
Frez+S3 Bond	3,18±4,09 (1,4)	0,013*	2,62±6,17 (0)	0,691
Frez+asit+Single bond	0±0 (0)		2,24±5,60 (0)	
Frez+AdperSE	19,70±29,01 (11,3)	0,005**	28,43±34,78 (4,8)	0,092
Frez+asit+Single bond	0±0 (0)		2,24±5,60 (0)	

Post Hoc Mann Whitney U test kullanıldı. * $p<0,05$ ** $p<0,01$

Frez ile kavite hazırlığı yapılmış örneklerde S3 Bond ve AdperSE bond uygulanımı arasında oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-9).

Frez ile kavite hazırlığı yapılmış örneklerde S3 Bond uygulanmış grubun oklüzal mikrosızıntı düzeylerinin Single Bond uygulanmış grubun oklüzal mikrosızıntı düzeylerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu saptandı ($p<0,05$). Frez ile kavite hazırlığı yapılmış örneklerde S3 Bond ve Single Bond uygulanımı arasında gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4-9).

Frez ile kavite hazırlığı yapılmış örneklerde AdperSE bond uygulanmış grubun oklüzal mikrosızıntı düzeylerinin Single Bond uygulanmış grubun oklüzal mikrosızıntı düzeylerine göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı yüksek olduğu bulundu ($p<0,01$). Frez ile kavite hazırlığı yapılmış örneklerde AdperSE bond uygulanımı ve Single Bond uygulanımı arasında gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-9).

Single Bond'un uygulandığı gruplarda pürüzlendirme tiplerinin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından karşılaştırılmaları Tablo 4-10'da görülmektedir.

Tablo 4-10: Single Bond uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin karşılaştırılması.

	Oklüzal		Gingival	
	Ort±SS (Medyan)	p	Ort±SS (Medyan)	p
Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond	0±0 (0)	0,317	16,12±12,29 (16,28)	0,015*
Er:YAG+asit+Single bond	0,40±1,26 (0)		3,71±8,65 (0)	
Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond	0±0 (0)	0,031*	16,12±12,29 (16,28)	0,129
Er:YAG+Single Bond	6,75±9,50 (0)		37,90±28,28 (53,4)	
Er:YAG+asit+Single Bond	0,40±1,26 (0)	0,091	3,71±8,65 (0)	0,008**
Er:YAG+Single Bond	6,75±9,50 (0)		37,90±28,28 (53,4)	
Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond	0±0 (0)	1,000	16,12±12,29 (16,28)	0,005**
Frez+asit+Single Bond	0±0 (0)		2,24±5,60 (0)	
Er:YAG+Single bond	6,75±9,50 (0)	0,031*	37,90±28,28 (53,4)	0,004**
Frez+asit+Single Bond	0±0 (0)		2,24±5,60 (0)	

Post Hoc Mann Whitney U test kullanıldı. *p<0,05 **p<0,01

Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile gerçekleştirilen ve Single Bond uygulanan gruplarda Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapılanların gingival mikrosızıntı düzeylerinin asit ile pürüzlendirme yapılana göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulundu (p<0,05). Aynı grupların oklüzal mikrosızıntı düzeyleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0,05) (Tablo 4-10).

Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile gerçekleştirilen ve Single Bond uygulanan gruplarda Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapılanların oklüzal mikrosızıntı düzeylerinin hiç pürüzlendirme yapılmayanlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu bulundu (p<0,05). Aynı grupların gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (p>0,05) (Tablo 4-10).

Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile gerçekleştirilen ve Single Bond uygulanan gruplarda asit ile pürüzlendirme yapılanların gingival mikrosızıntı düzeylerinin hiç pürüzlendirme yapılmayanlara göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak

düşük olduğu bulundu ($p<0,05$). Aynı grupların oklüzal mikrosızıntı düzeyleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-10).

Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile gerçekleştirilen ve Er:YAG pürüzlendirme yapılan grubun gingival mikrosızıntı düzeylerinin kavite hazırlığı frez ile gerçekleştirilen ve asit ile pürüzlendirme yapılan gruba göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak yüksek olduğu bulundu ($p<0,01$). Aynı grupların oklüzal mikrosızıntı düzeyleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-10).

Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile gerçekleştirilen ve pürüzlendirme yapılmayan grubun oklüzal mikrosızıntı düzeylerinin kavite hazırlığı frez ile gerçekleştirilen ve asit ile pürüzlendirme yapılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ($p<0,05$); gingival mikrosızıntı düzeylerinin ise istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak düşük olduğu bulundu ($p<0,01$) (Tablo 4-10).

Her bir grubun oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerinin karşılaştırılması Tablo 4-11’de görülmektedir.

Tablo 4-11: Her grubun oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerinin karşılaştırılması.

	Oklüzal	Gingival	Z	p
	Ort±SS (Medyan)	Ort±SS (Medyan)		
Er:YAG+S3 Bond	7,07±11,45 (0)	4,35±8,42 (0)	0,000	1,000
Er:YAG+AdperSE	1,10±2,55 (0)	6,43±10,40 (0)	-1,604	0,109
Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond	0±0 (0)	16,12±12,29 (16,28)	-2,521	0,012*
Er:YAG+asit+Single Bond	0,40±1,26 (0)	3,71±8,65 (0)	-1,826	0,068
Er:YAG+Single Bond	6,75±9,50 (0)	37,90±28,28 (53,4)	-2,100	0,036*
Frez+asit+Single Bond	0±0 (0)	2,24±5,60 (0)	-1,342	0,180
Frez+S3 Bond	3,18±4,09 (1,4)	2,62±6,17 (0)	-0,943	0,345
Frez+AdperSE	19,70±29,01 (11,3)	28,43±34,78 (4,8)	-0,059	0,953

Oklüzal ve Gingival değerlendirilmesinde Wilcoxon Sign Test kullanıldı.

* $p < 0,05$

Er:YAG+S3 Bond grubunun oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4-11).

Er:YAG+AdperSE grubunun oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4-11).

Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond grubunda gingival mikrosızıntı düzeyi oklüzal mikrosızıntı düzeyinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p < 0,05$) (Tablo 4-11).

Er:YAG+asit+SingleBond grubunun oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4-11).

Er:YAG+SingleBond grubunun gingival mikrosızıntı düzeyi oklüzal mikrosızıntı düzeyinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p < 0,05$) (Tablo 4-11).

Frez+asit+Single Bond grubunun oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4-11).

Frez+S3 Bond grubunun oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4-11).

Frez+AdperSE grubunun oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4-11).

Grupların makaslama bağlanma dayanımları ile toplam mikrosızıntı düzeyleri arasındaki ilişki Tablo 4-12’de görülmektedir.

Tablo 4-12: Grupların makaslama bağlanma dayanımı ile mikrosızıntı düzeylerinin ilişkisi.

	Bağlanma Dayanımı-Mikrosızıntı	
	r	p
Er:YAG+S3 Bond	0,587	0,074
Er:YAG+AdperSE	0,112	0,758
Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond	-0,280	0,434
Er:YAG+asit+Single Bond	-0,034	0,925
Er:YAG+Single Bond	0,049	0,894
Frez+asit+Single Bond	-0,510	0,132
Frez+S3 Bond	-0,288	0,420
Frez+AdperSE	-0,721	0,019*

*Spearman’s rho korelasyon analizi kullanıldı. * $p < 0.05$ ** $p < 0.01$*

Er:YAG+S3 Bond grubunda, makaslama bağlanma dayanımı düzeyi ile toplam mikrosızıntı düzeyi arasında pozitif yönlü ve %58,7 düzeyinde bir ilişki bulunmakla birlikte, bu ilişki anlamlılığa yakın ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4-12).

Er:YAG+AdperSE grubunda, makaslama bağlanma dayanımı düzeyi ile toplam mikrosızıntı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4-12).

Er:YAG+Er:YAG pür.+Single Bond grubunda, makaslama bağlanma dayanımı düzeyi ile toplam mikrosızıntı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4-12).

Er:YAG+asit+Single Bond grubunda, makaslama bağlanma dayanımı düzeyi ile toplam mikrosızıntı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4-12).

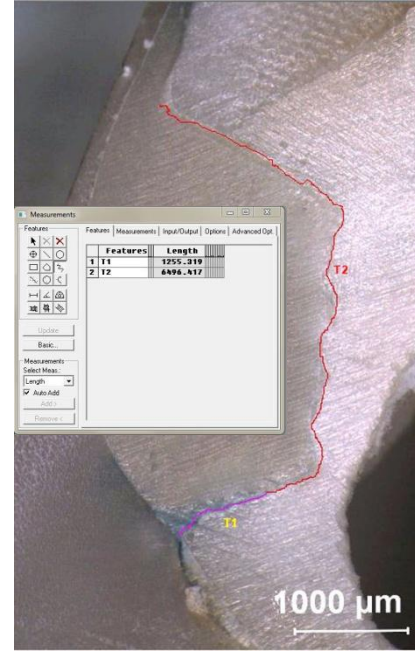
Er:YAG+Single Bond grubunda, makaslama bağlanma dayanımı düzeyi ile toplam mikrosızıntı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-12).

Frez+asit+Single Bond grubunda, makaslama bağlanma dayanımı düzeyi ile toplam mikrosızıntı düzeyi arasında negatif yönlü ve %51 düzeyinde bir ilişki bulunmakla birlikte, bu ilişki anlamlılığa yakın ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-12).

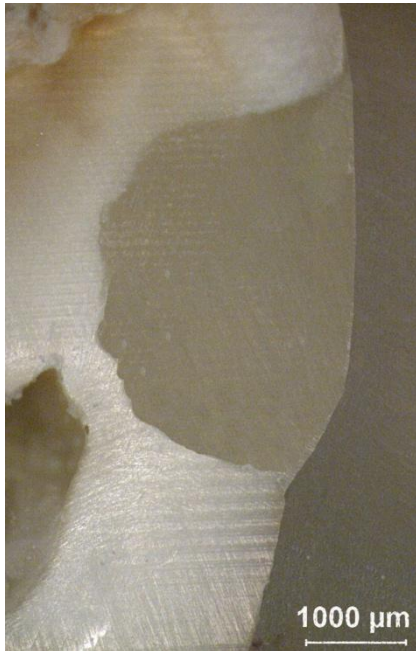
Frez+S3 Bond grubunda, makaslama bağlanma dayanımı düzeyi ile toplam mikrosızıntı düzeyi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4-12).

Frez+AdperSE grubunda, makaslama bağlanma dayanımı düzeyi ile toplam mikrosızıntı düzeyi arasında negatif yönlü, %72,1 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4-12).

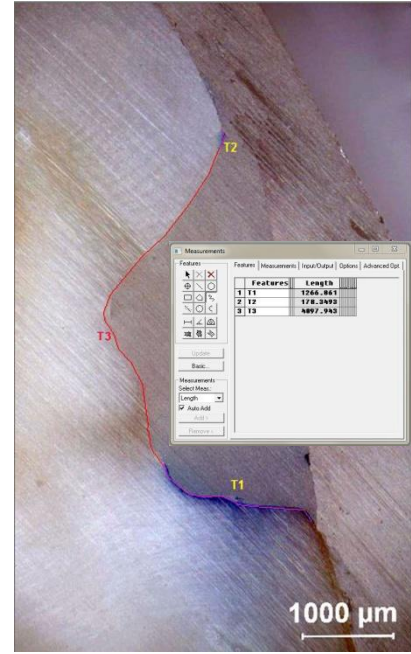
GRUPLARA AİT MİKROSIZINTI GÖRÜNTÜLERİ



Şekil 4-1: Er:YAG+S3 Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%16,19).



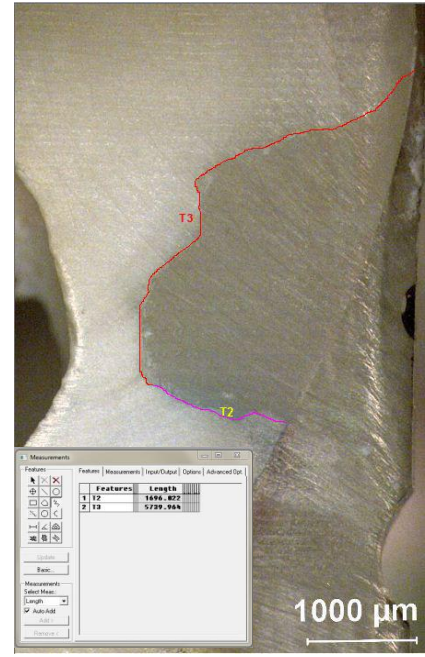
Şekil 4-2: Er:YAG+S3 Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:0).



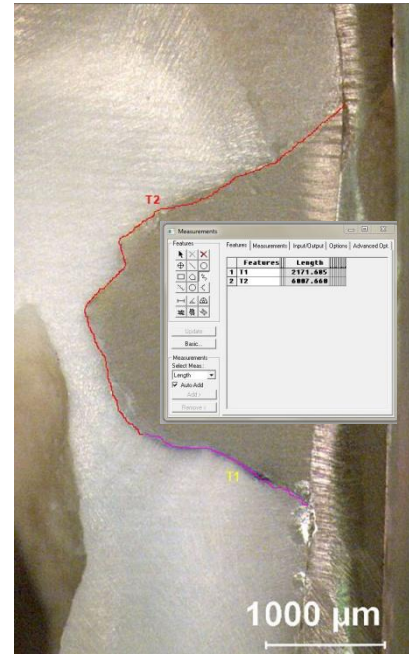
Şekil 4-3: Er:YAG+AdperSE uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:%3,2, GM:%22,8).



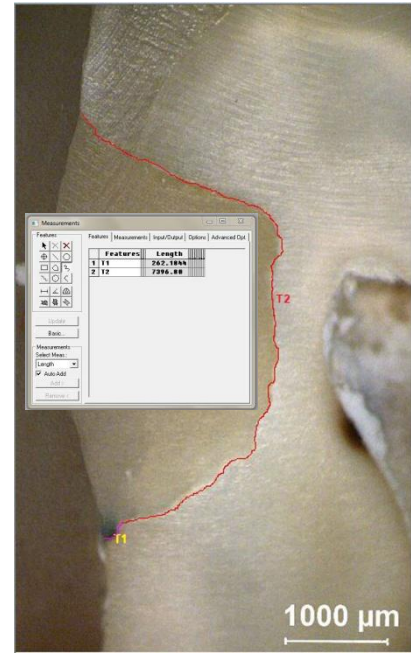
Şekil 4-4: Er:YAG+AdperSE uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:0).



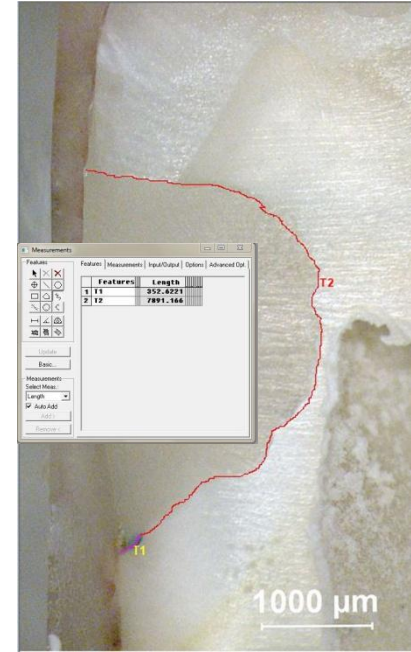
Şekil 4-5: Er:YAG+YAG pür.+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%22,8).



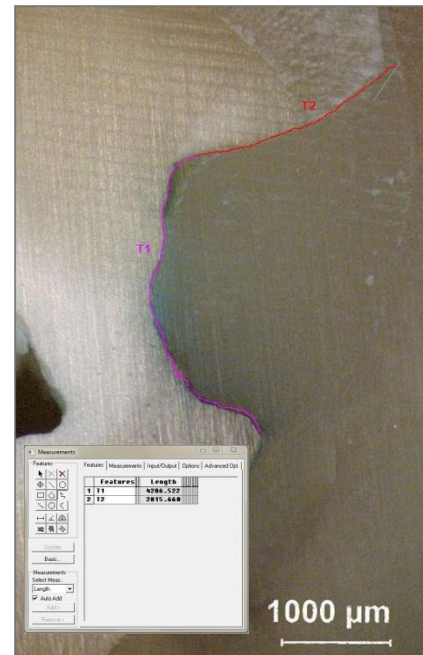
Şekil 4-6: Er:YAG+YAG pür.+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%26,55).



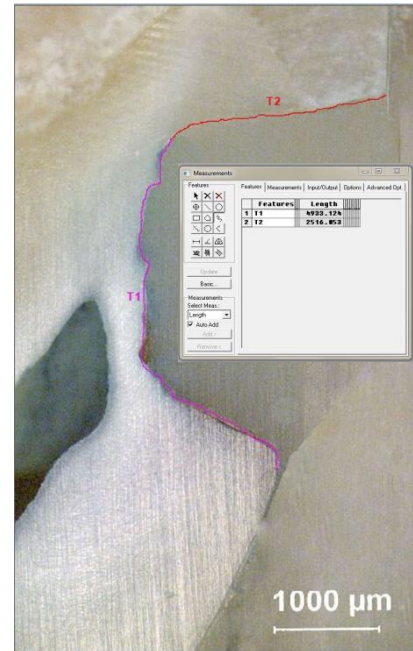
Şekil 4-7: Er:YAG+asit+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%3,4).



Şekil 4-8: Er:YAG+asit+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%4,2).



Şekil 4-9: Er:YAG+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%59,68).



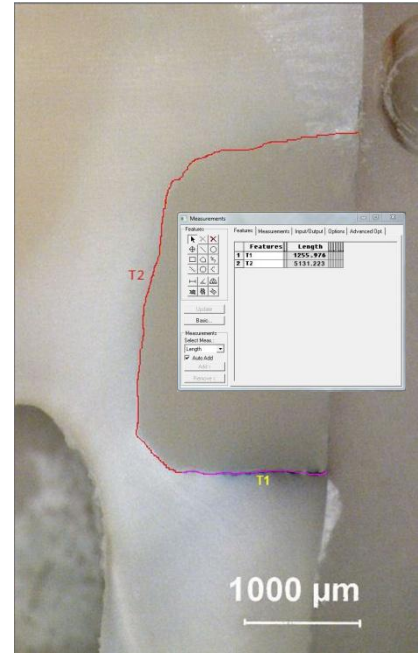
Şekil 4-10: Er:YAG+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%66,22).



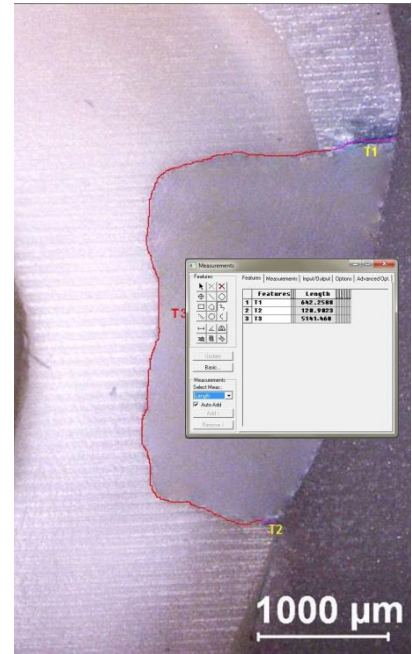
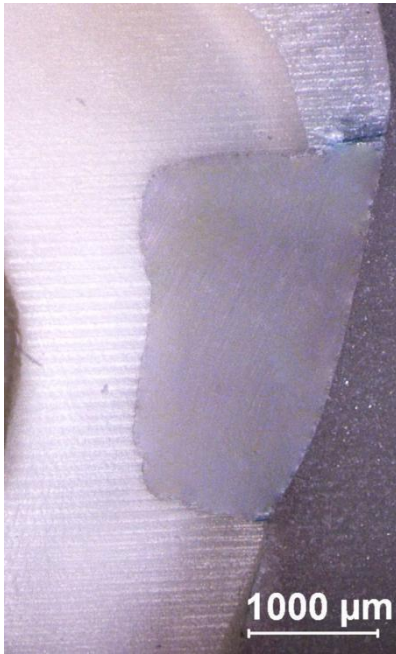
Şekil 4-11: Frez+asit+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%17,56).



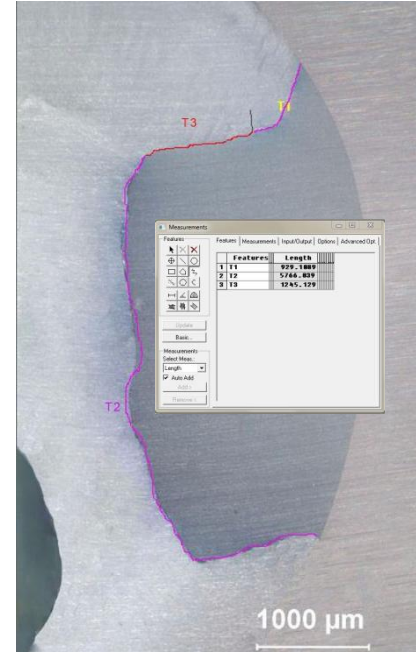
Şekil 4-12: Frez+asit+Single Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü (OM:0, GM:0).



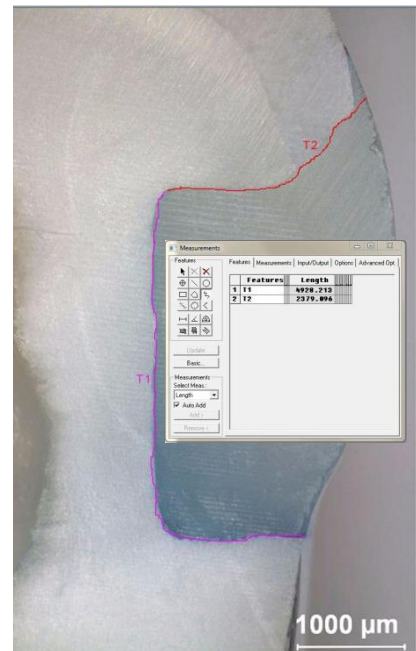
Şekil 4-13: Frez+S3 Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%19,66).



Şekil 4-14: Frez+S3 Bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%19,66).



Şekil 4-15: Frez+AdperSE bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:%11,7, GM:%72,61).



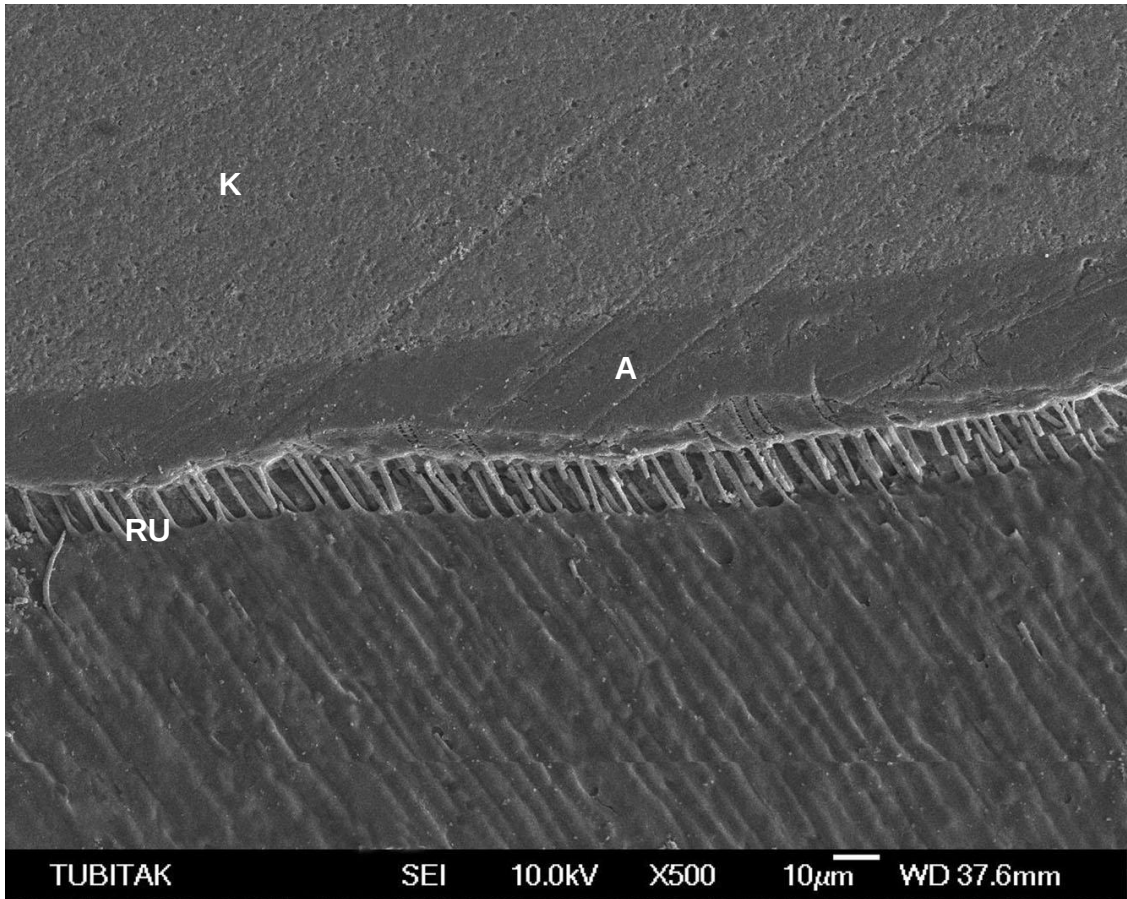
Şekil 4-16: Frez+AdperSE bond uygulanmış gruba ait mikrosızıntı görüntüsü ve mikrosızıntı düzeylerinin ölçümü (OM:0, GM:%67,44).

4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Bulguları

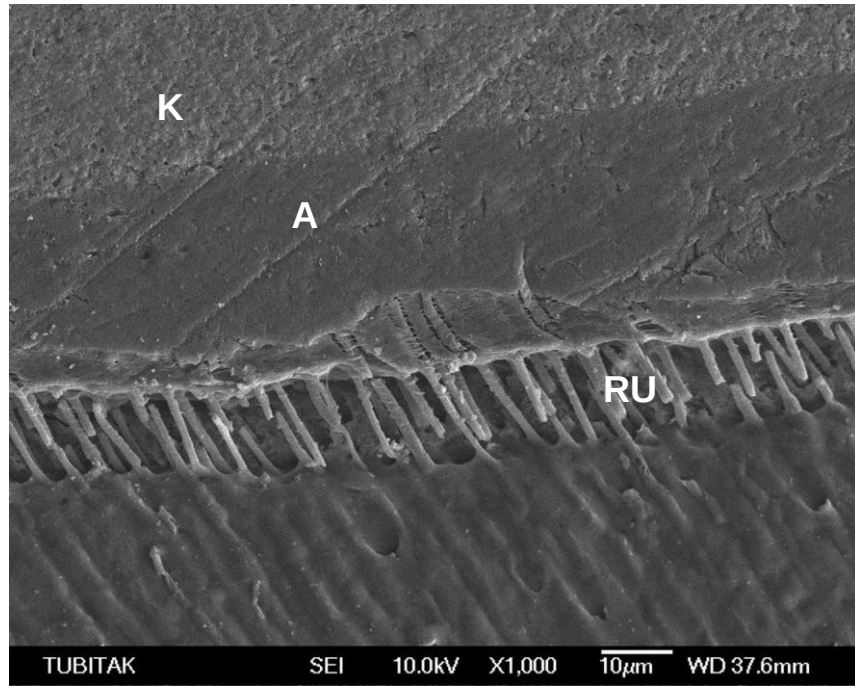
Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanmış ve üç farklı dentin adeziv uygulanarak restore edilmiş kavitelerde rezin-dentin ara yüzeyi SEM’de incelenmiş ve aşağıdaki bulgular elde edilmiştir.

4.3.1. Er:YAG lazer ile hazırlık + Clearfil S³ Bond

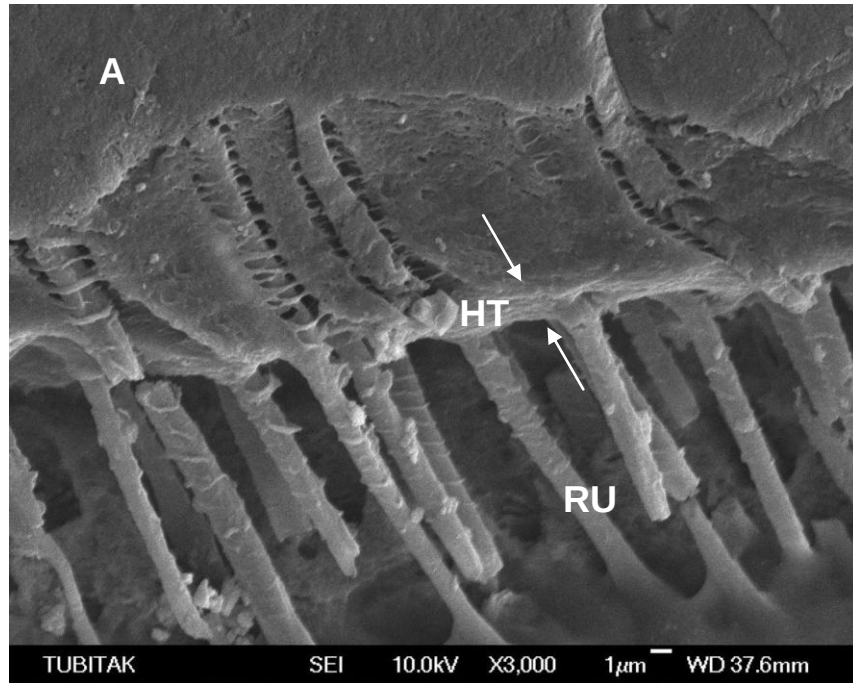
Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta kalın bir adeziv tabaka varlığı, ince ve düzensiz bir hibrit tabakası oluşumu gözlemlendi. Bunun yanı sıra silindirik şeklinde ince rezin uzantıları izlendi. Resin uzantılarının çok sayıda yan dallara sahip olduğu görüldü.



Şekil 4-17: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).



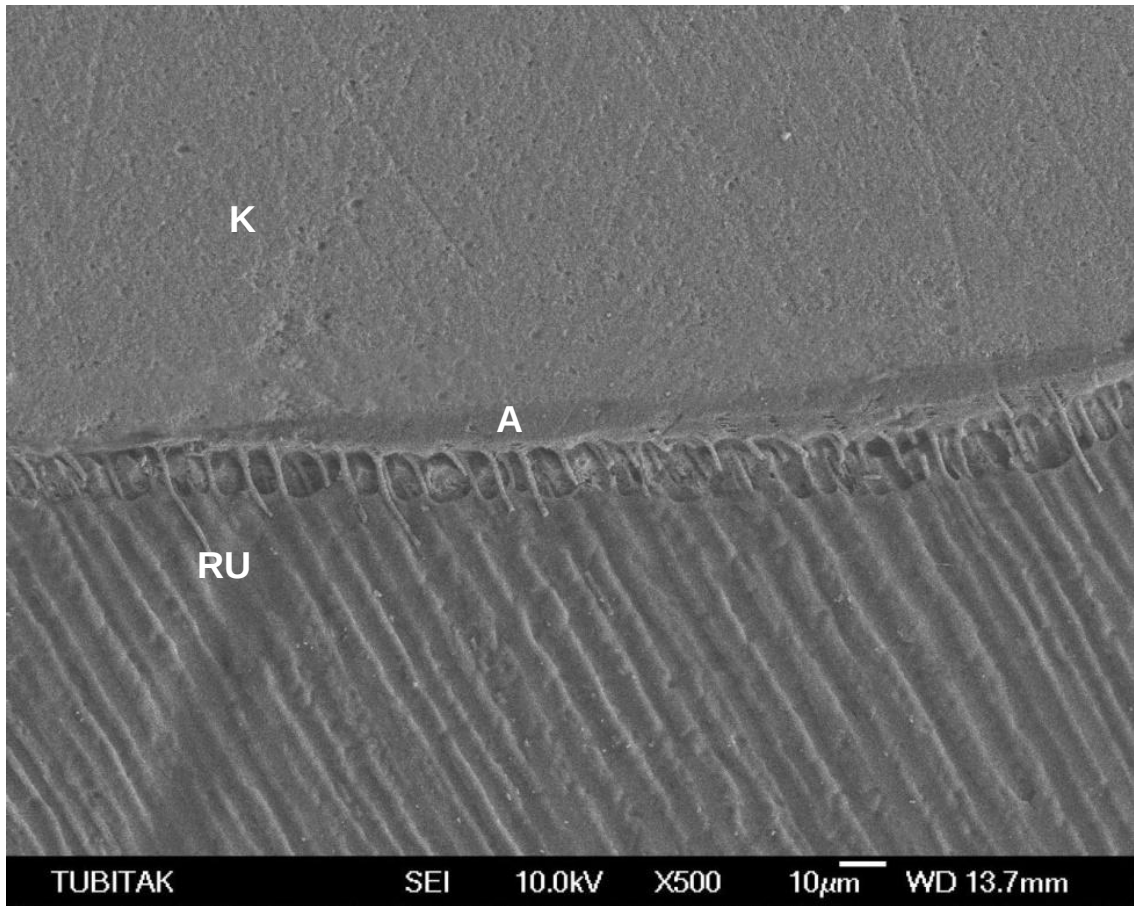
Şekil 4-18: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).



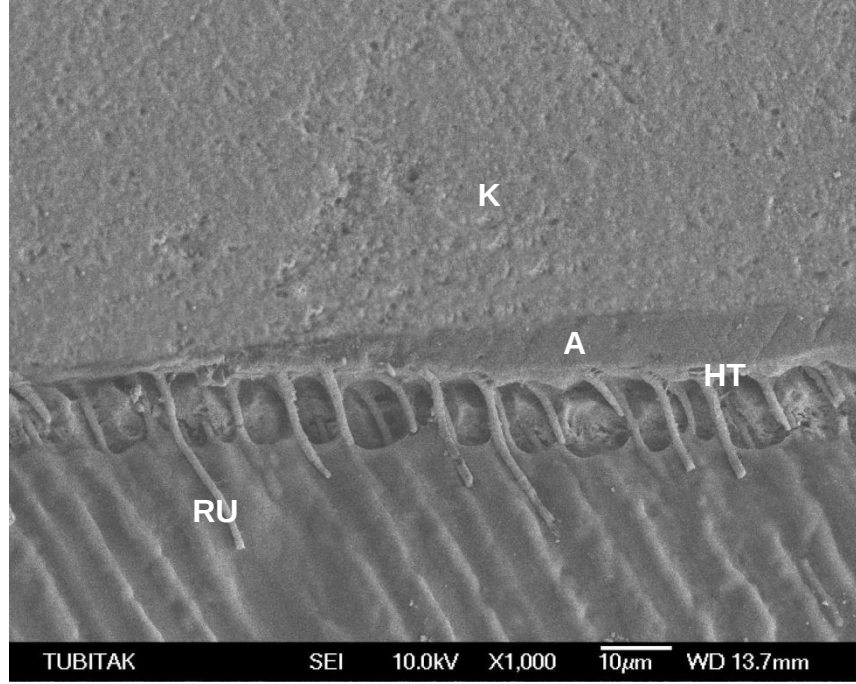
Şekil 4-19: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).

4.3.2. Er:YAG lazer ile hazırlık + Adper SE Plus Bond

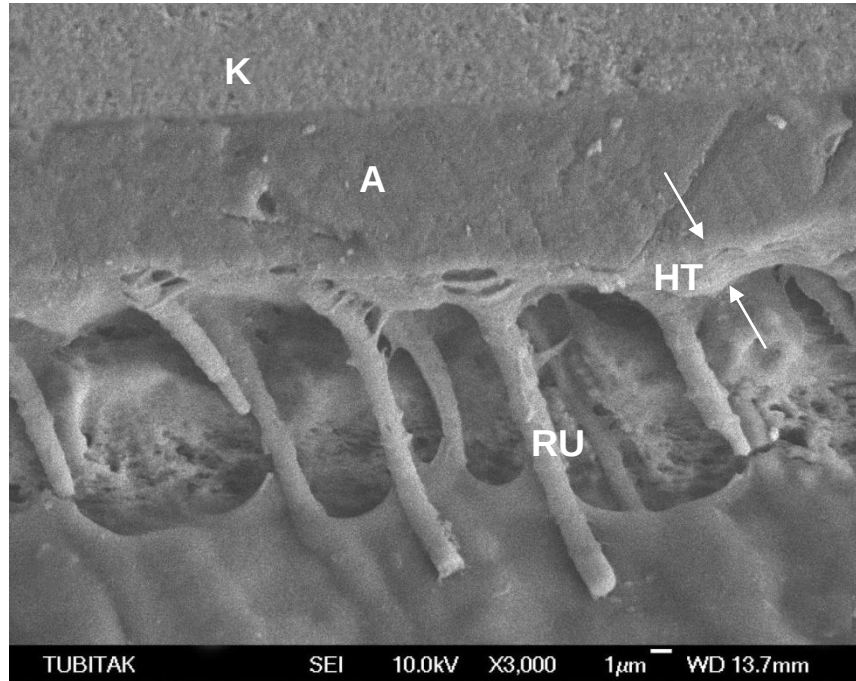
Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile yapılmış ve Adper SE Bond uygulanmış grupta ince ve homojen olmayan bir adeziv tabaka varlığı ve ince bir hibrit tabakası oluşumu gözlemlendi. Bunun yanı sıra silindirik şeklinde, ince, az sayıda rezin uzantıları izlendi. Resin uzantılarının yan dallara sahip olduğu görüldü.



Şekil 4-20: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).



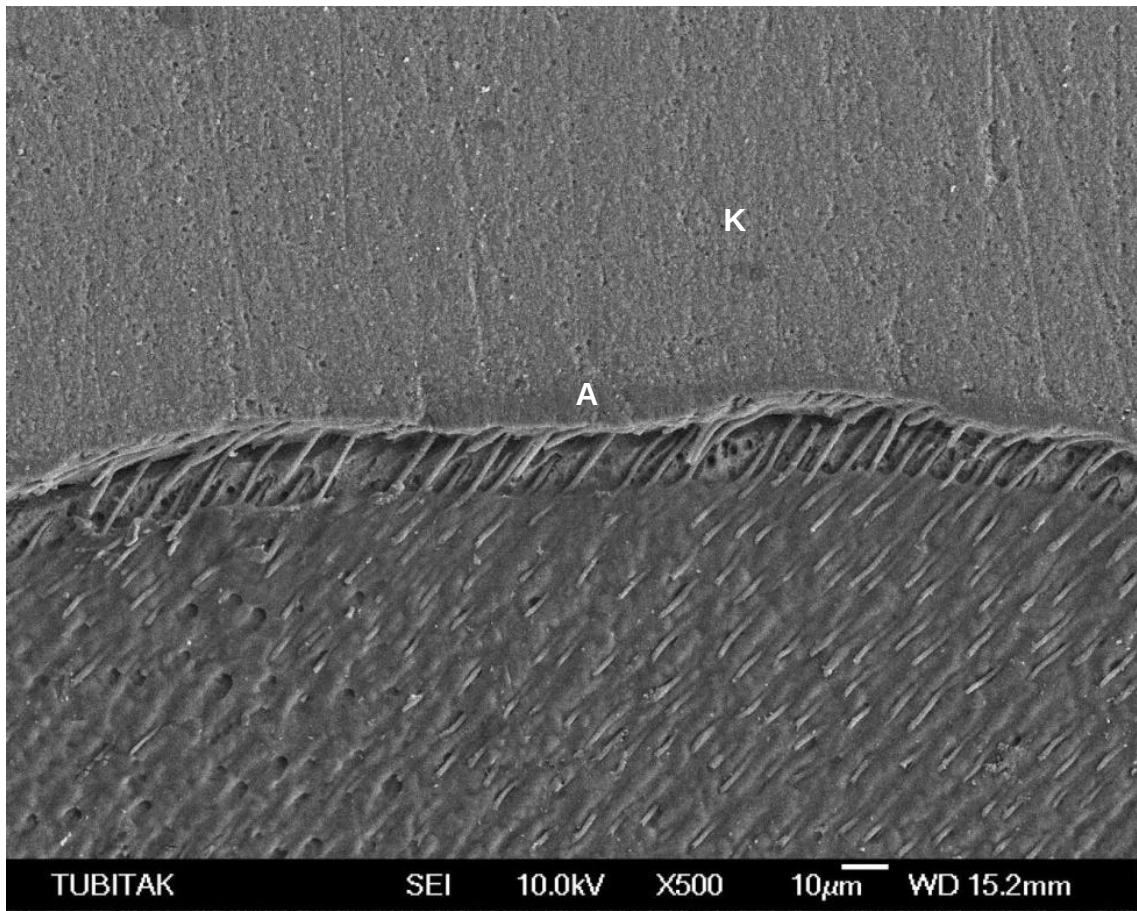
Şekil 4-21: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).



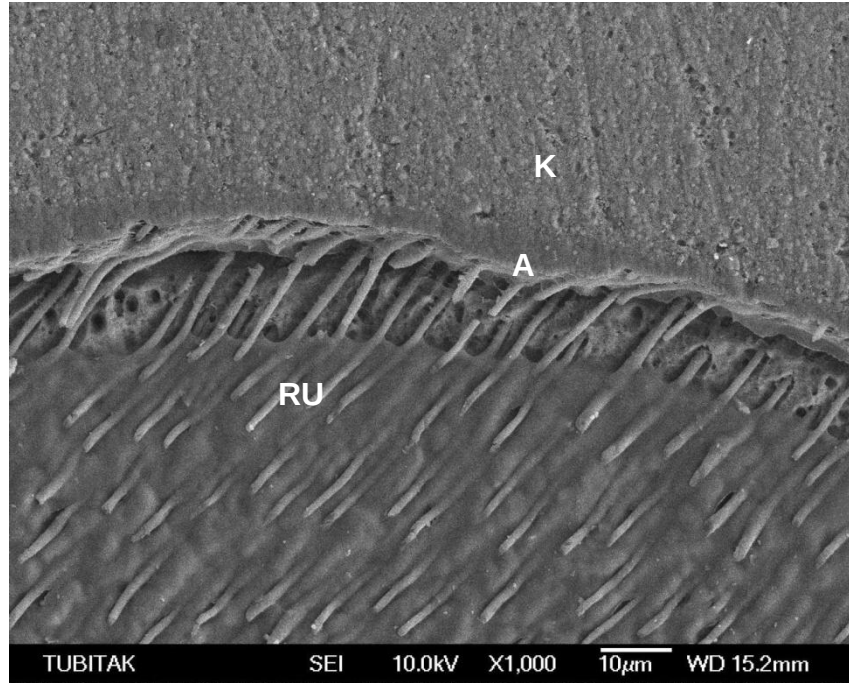
Şekil 4-22: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).

4.3.3. Er:YAG lazer ile hazırlık + Er:YAG lazer ile pürüzlendirme + Adper Single Bond 2

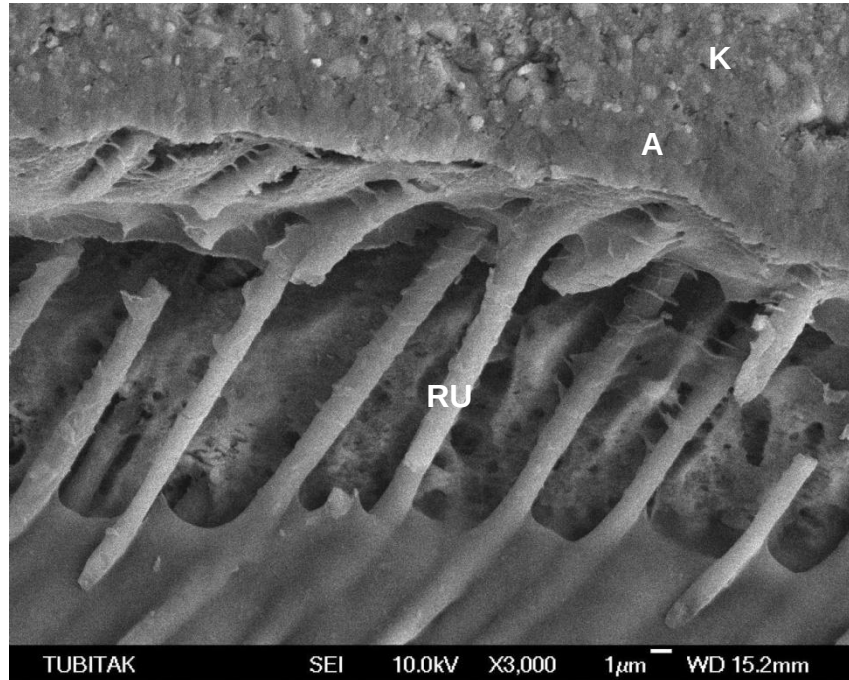
Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile yapılmış, lazer ile pürüzlendirilmiş ve Single Bond uygulanmış grupta ince, homojen olmayan bir adeziv tabaka varlığı gözlemlendi. Hibrit tabakanın yer yer oluştuğu, devamlılığının olmadığı gözlemlendi. Bunun yanı sıra çok sayıda silindirik şeklinde ince ve uzun rezin uzantıları izlendi. Resin uzantılarının yan dallara sahip olduğu görüldü.



Şekil 4-23: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı ve pürüzlendirme yapılmış ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).



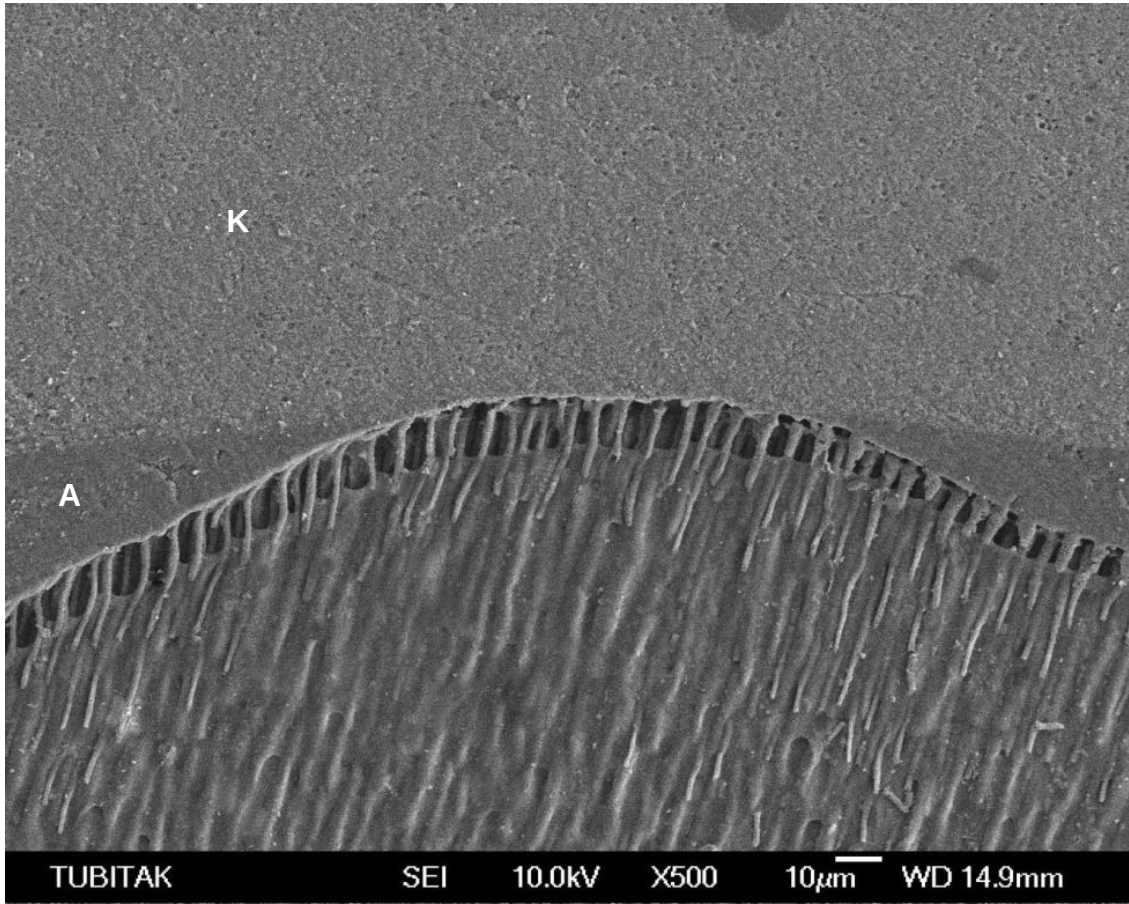
Şekil 4-24: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı ve pürüzlendirme yapılmış ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).



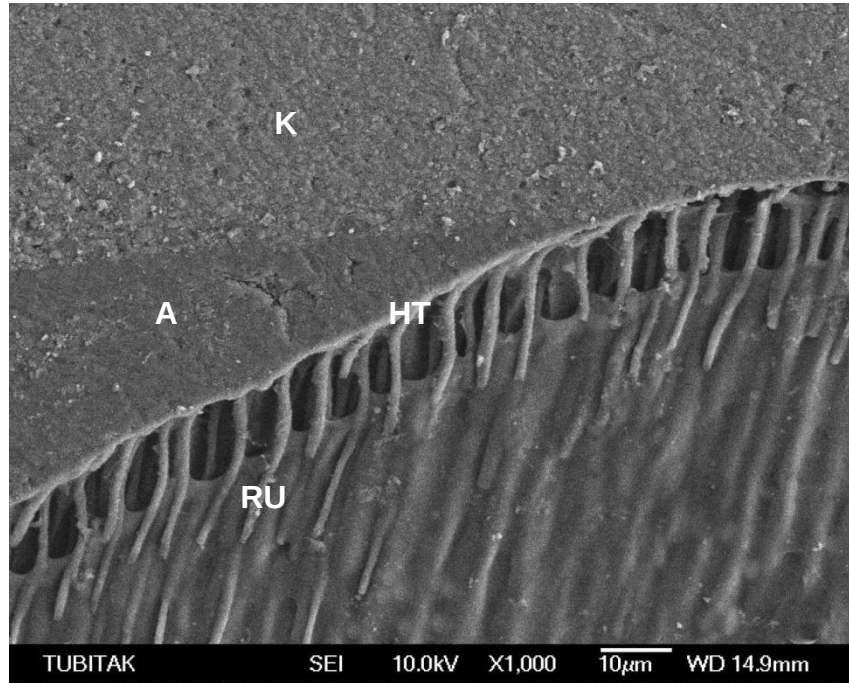
Şekil 4-25: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı ve pürüzlendirme yapılmış ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).

4.3.4. Er:YAG lazer ile hazırlık + asit ile pürüzlendirme + Adper Single Bond 2

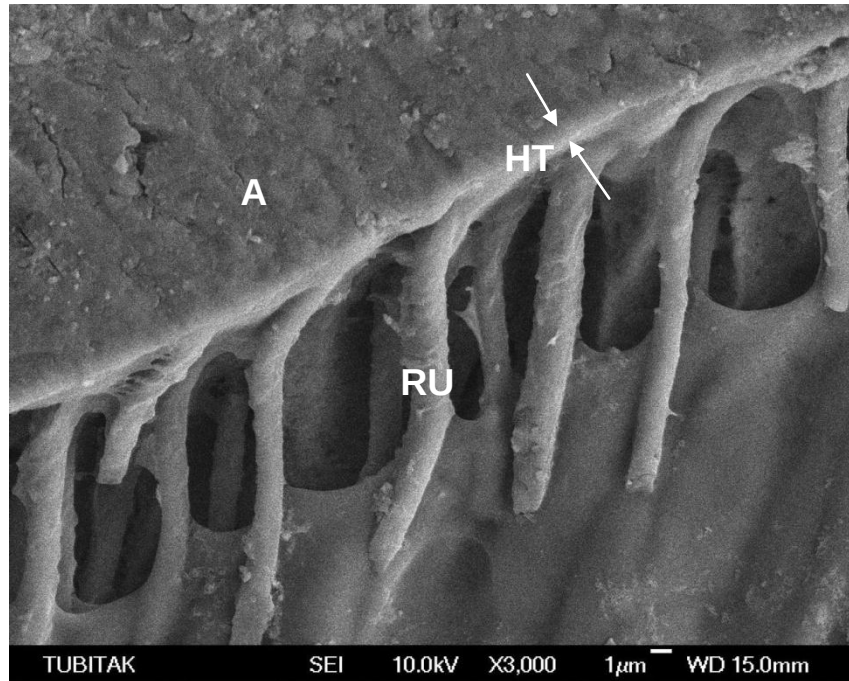
Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile yapılmış, asit ile pürüzlendirilmiş ve Single Bond uygulanmış grupta ince ve homojen olmayan bir adeziv tabaka varlığı ve ince, devamlılığı olmayan bir hibrit tabakası oluşumu gözlemlendi. Bunun yanı sıra silindirik şeklinde ince, çok sayıda rezin uzantıları izlendi. Rezin uzantılarının az sayıda yan dallara sahip olduğu görüldü.



Şekil 4-26: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış, asit ile pürüzlendirilmiş ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).



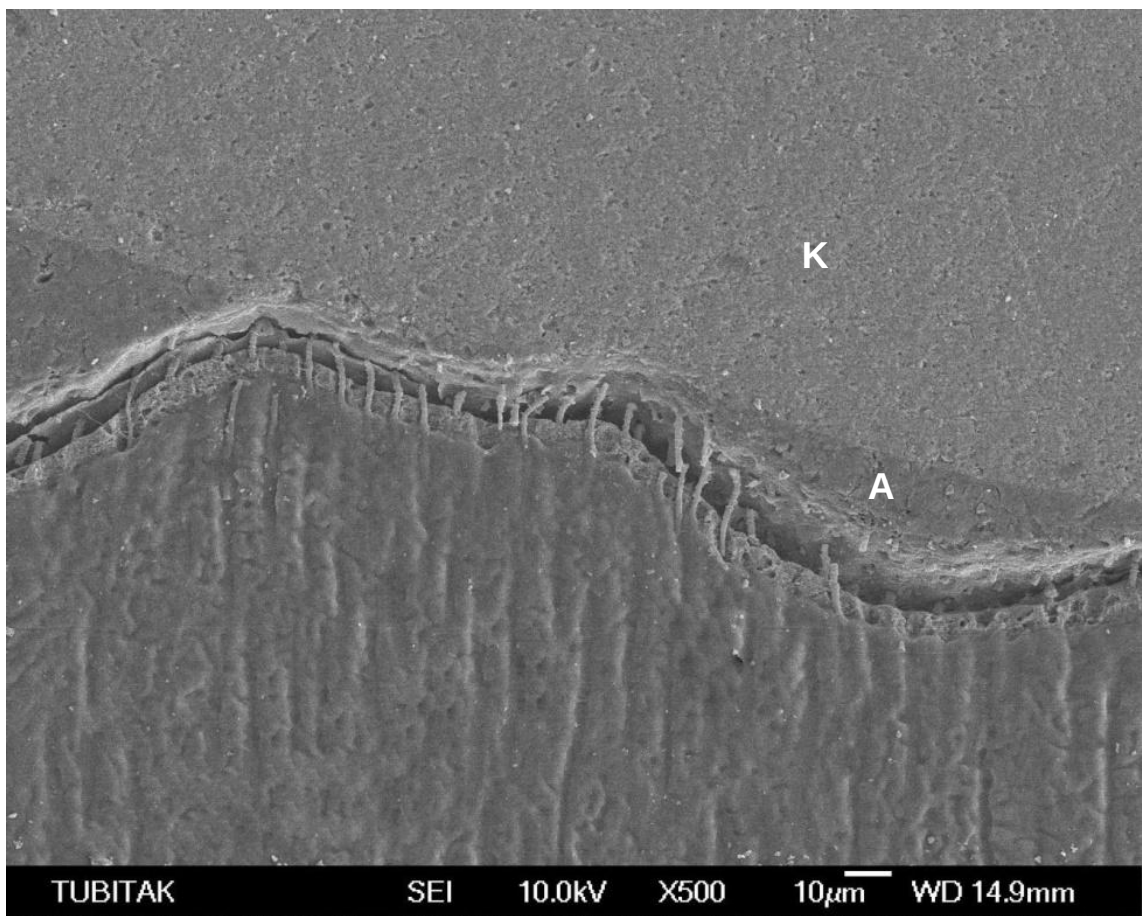
Şekil 4-27: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış, asit ile pürüzlendirilmiş ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).



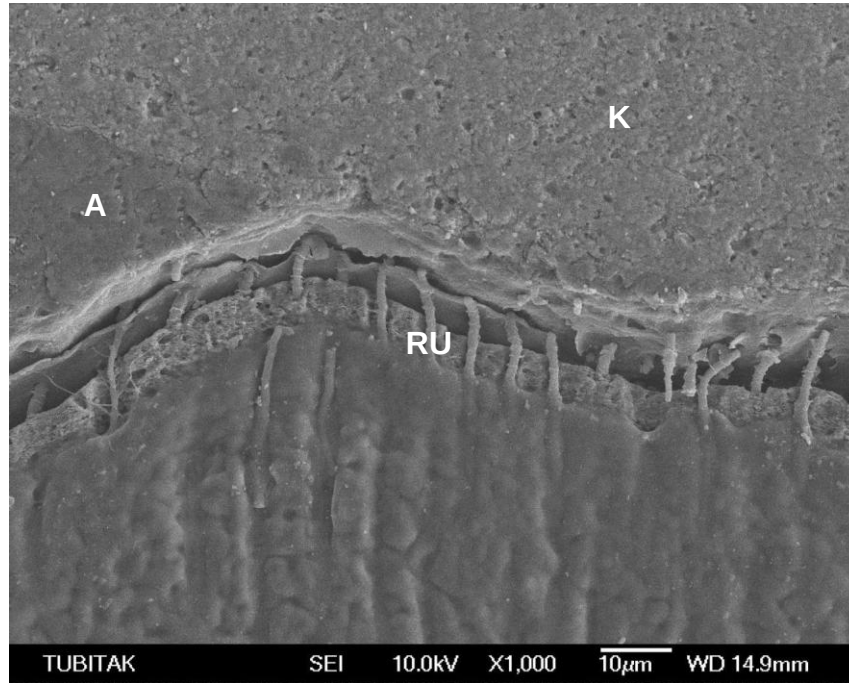
Şekil 4-28: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış, asit ile pürüzlendirilmiş ve Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).

4.3.5. Er:YAG lazer ile hazırlık + Adper Single Bond 2 - pürüzlendirme yapılmamış grup

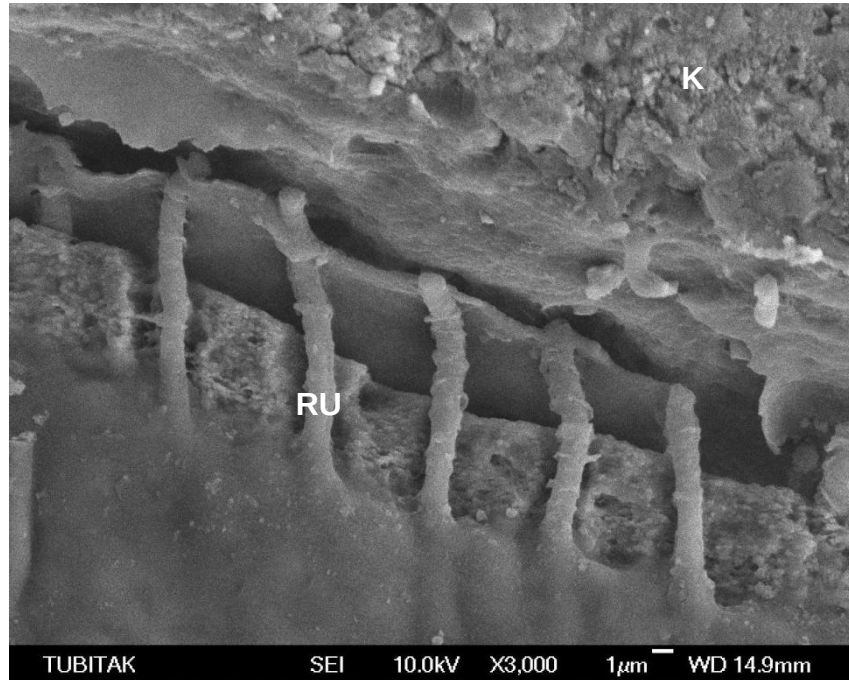
Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile yapılmış ve pürüzlendirme olmadan Single Bond uygulanmış grupta adeziv tabakanın yer yer kaybolduğu, rezin-dentin arayüzeyinde boşluk oluştuğu ve hibrit tabakanın olmadığı gözlemlendi. Resin uzantılarının ise çok az sayıda ve ince olduğu görüldü.



Şekil 4-29: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve pürüzlendirme olmadan Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).



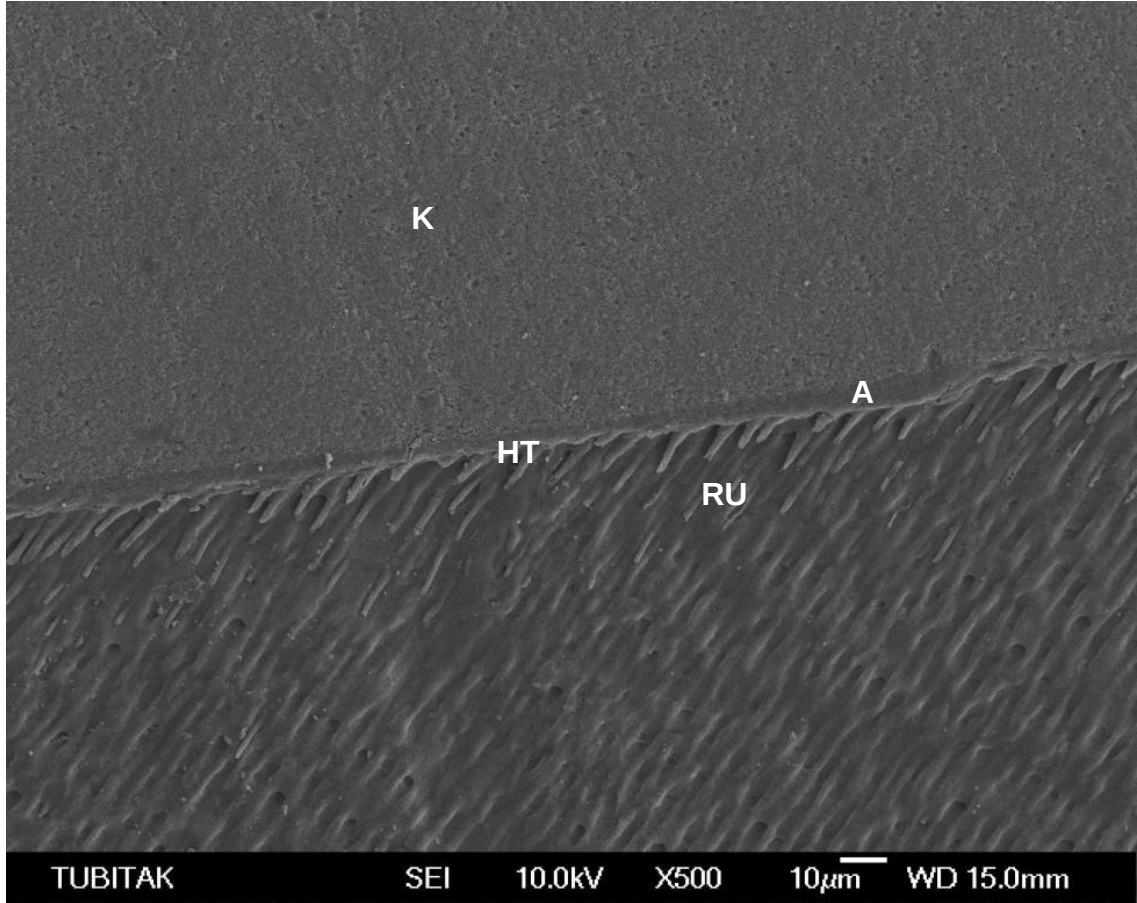
Şekil 4-30: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve pürüzlendirme olmadan Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).



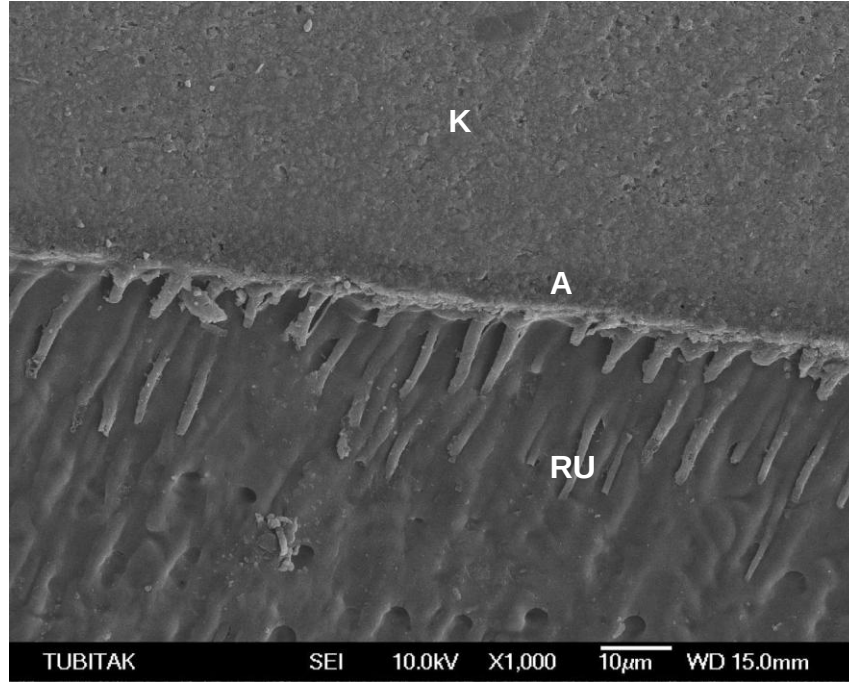
Şekil 4-31: Er:YAG lazer ile kavite hazırlığı yapılmış ve pürüzlendirme olmadan Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).

4.3.6. Frez ile hazırlık + asit ile pürüzlendirme + Adper Single Bond 2

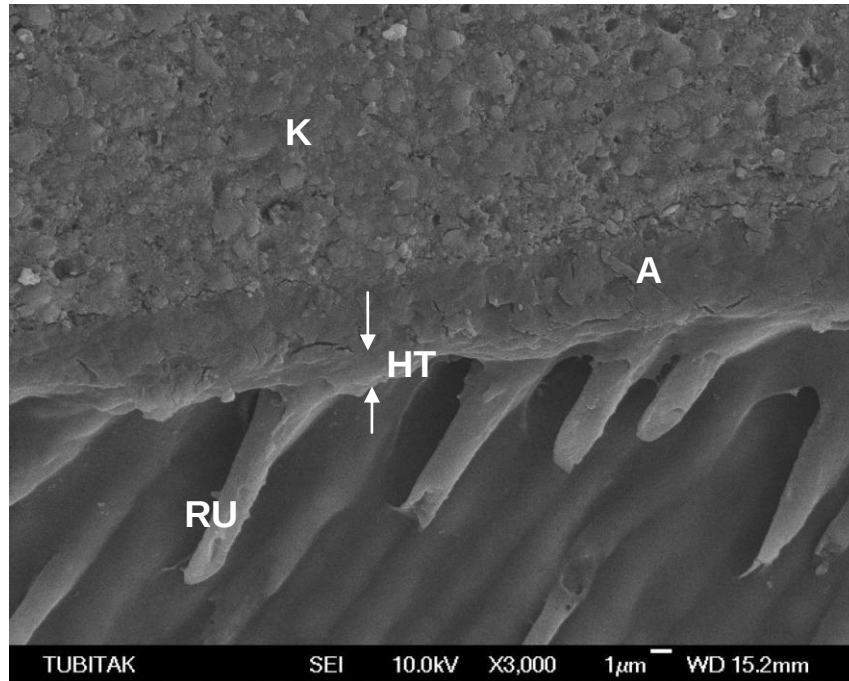
Kavite hazırlığı frez ile yapılmış ve asit ile pürüzlendirme sonrası Single Bond uygulanmış grupta ince ve düzenli bir adeziv tabaka, ince bir hibrit tabaka ve kısa rezin uzantıları gözlemlendi. Rezin uzantılarının yan dallara sahip olmadığı görüldü.



Şekil 4-32: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve asit ile pürüzlendirme sonrası Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).



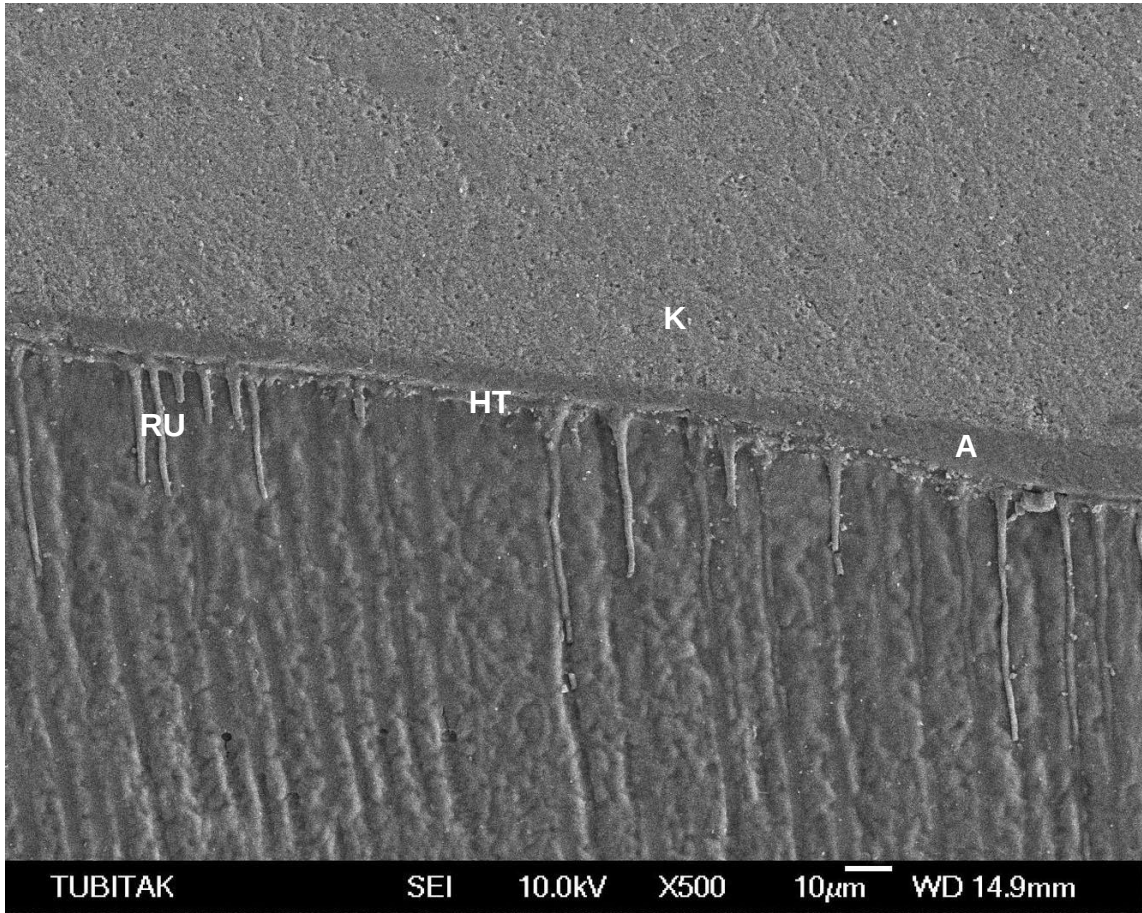
Şekil 4-33: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve asit ile pürüzlendirme sonrası Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (1000X).



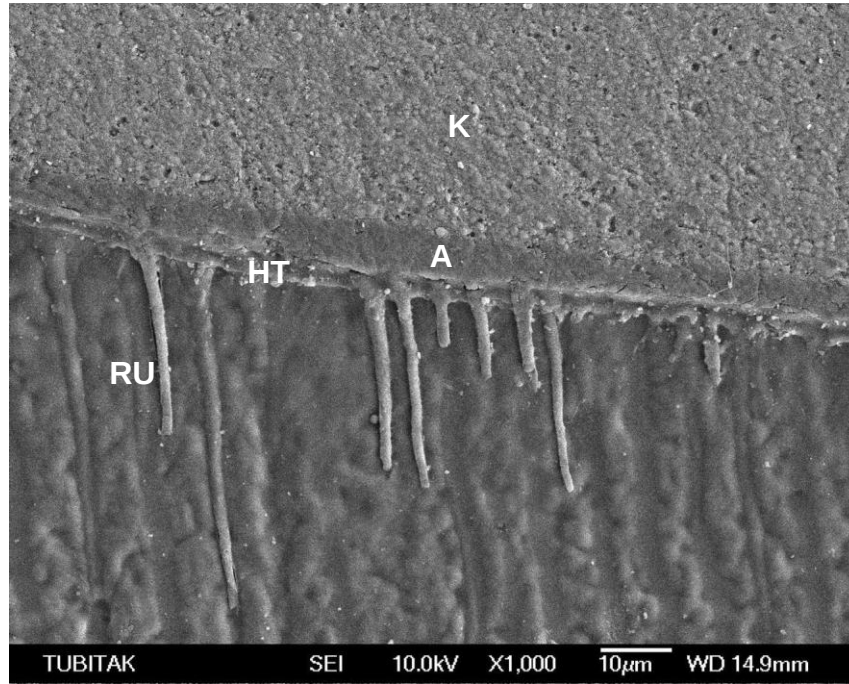
Şekil 4-34: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve asit ile pürüzlendirme sonrası Single Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (3000X).

4.3.7. Frez ile hazırlık + Clearfil S³ Bond

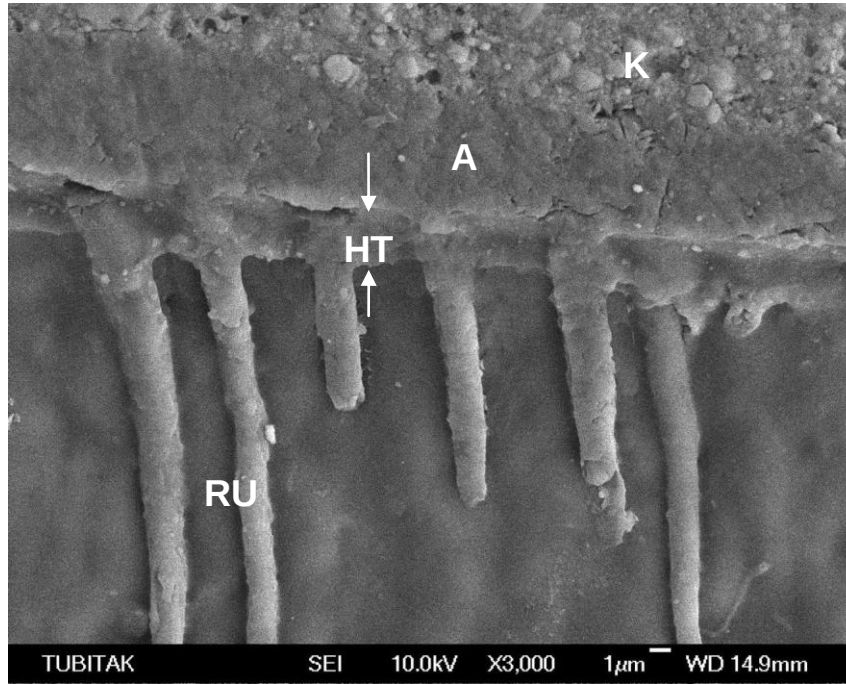
Kavite hazırlığı frez ile yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta ince ve düzenli bir adeziv tabaka ve kalın bir hibrit tabaka gözlemlendi. Az sayıda, silindirik şeklinde ve değişik uzunluklarda olan rezin uzantılarının yan dallara sahip olmadığı görüldü.



Şekil 4-35: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).



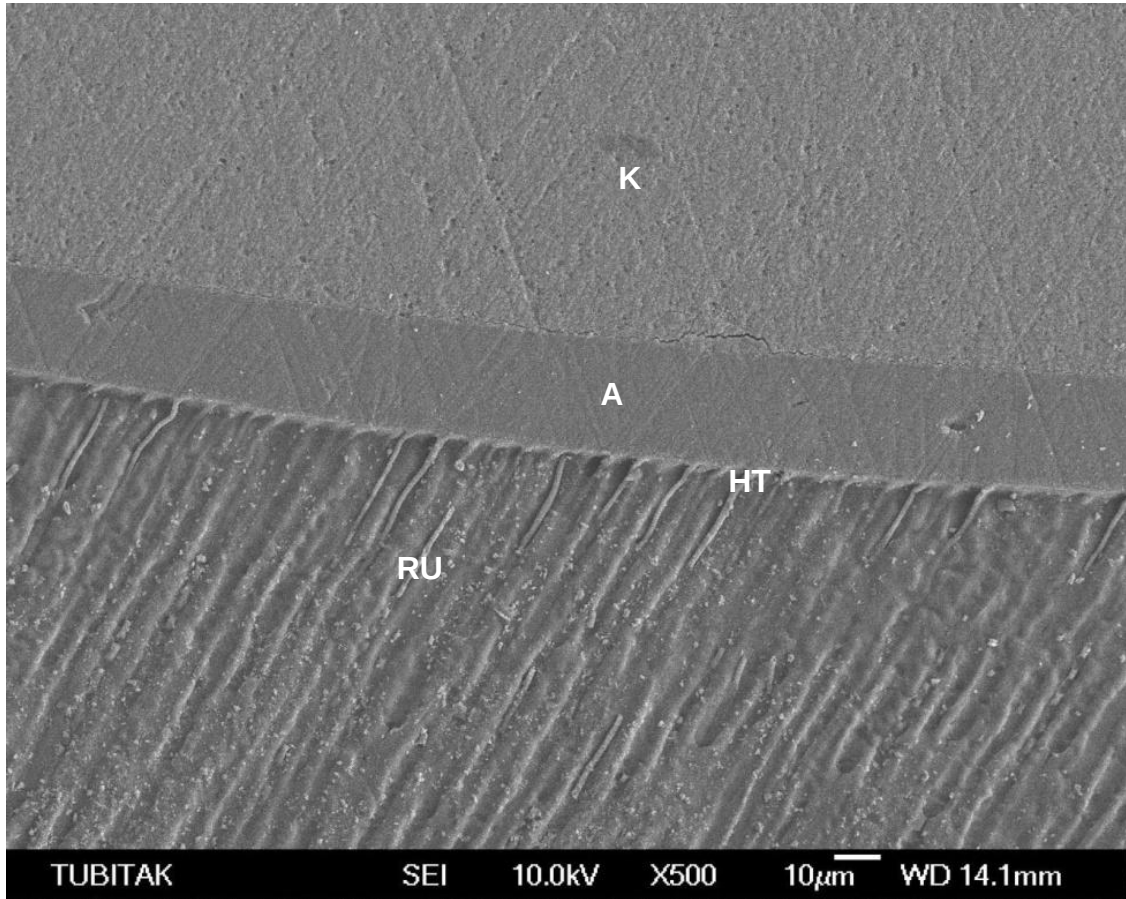
Şekil 4-36: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (1000X).



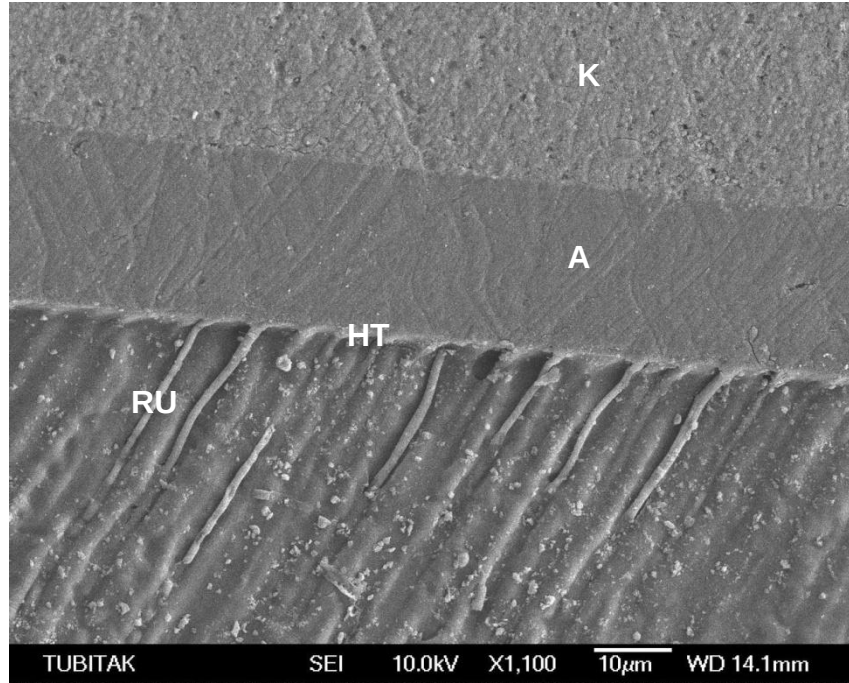
Şekil 4-37: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve S3 Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (3000X).

4.3.8. Frez ile hazırlık + Adper SE Plus Bond

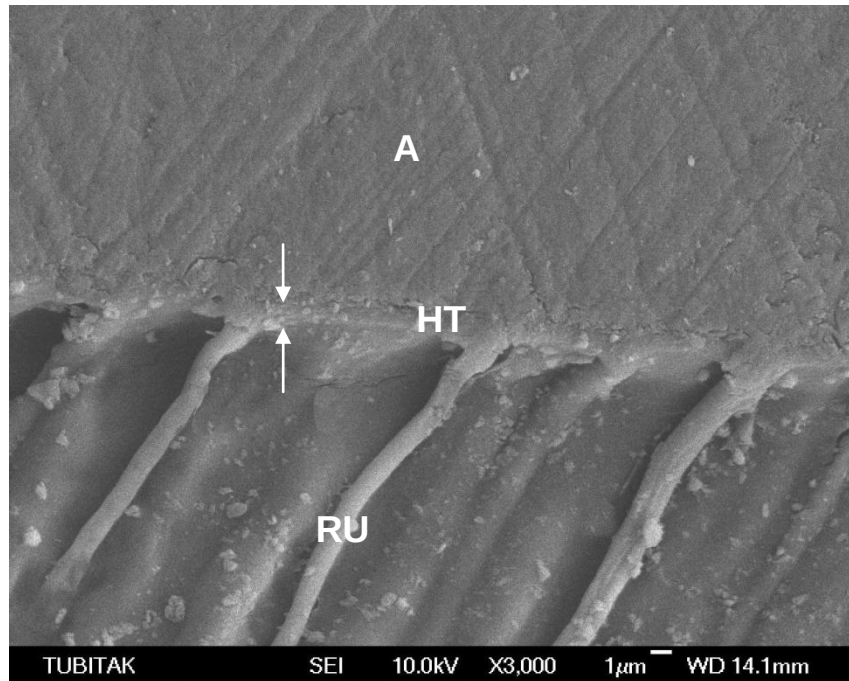
Kavite hazırlığı frez ile yapılmış ve Adper SE Bond uygulanmış grupta kalın ve düzenli bir adeziv tabaka ve ince bir hibrit tabaka gözlemlendi. Az sayıda, silindir şeklinde, ince ve uzun olan rezin uzantılarının yan dallara sahip olmadığı görüldü.



Şekil 4-38: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (500X).



Şekil 4-39: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (1000X).



Şekil 4-40: Frez ile kavite hazırlığı yapılmış ve Adper SE Bond uygulanmış grupta rezin-dentin ara yüzünün SEM görüntüsü (3000X).

5. TARTIŞMA

Çürük lezyonlarının etyolojisi, tanısı ve tedavisi ile ilgili bilgi düzeyinin bilimsel araştırmalar ile artması; yeni restoratif materyaller ve tekniklerin modern teknoloji ile birlikte geliştirilmesi dişhekimliği pratiğinde önemli ilerlemelerin kaydedilmesine neden olmuştur. Asit ile pürüzlendirme ve sonrasında adeziv restoratif sistemlerin ortaya çıkışı kavite hazırlığı prensiplerinin değişmesine, daha konservatif ve daha estetik restorasyonların gelişimine olanak tanımıştır. Adeziv dişhekimliğindeki önemli gelişmelere karşın dentine bağlanma ve açığa çıkan dentin yüzeylerinin tam olarak örtülmesi dentinin karmaşık yapısı nedeni ile sorun olmaya devam etmektedir. Diş-restorasyon ara yüzeyinde nitelikli bir bağlanmanın sağlanamayışı ağız sıvısı, iyon ve mikroorganizma geçişine bağlı olarak renkleşme, sekonder çürük, postoperatif ağrı ve pulpal enfeksiyonun görülmesine neden olabilmektedir (122,147). Bu olumsuzlukların ortadan kaldırılması ve daha uzun ömürlü restorasyonların gerçekleştirilmesi adeziv dişhekimliğinin temel hedeflerini oluşturmaktadır.

Güçlü ve uzun süreli bir rezin-diş bağlantısının sağlanabilmesi rezin ile diş arasında retansiyon ve marjinal adaptasyonun artmasına; mikrosızıntının azalmasına ve restorasyonun kırılma direncinin azalmasına yol açmaktadır. Bu nedenle ideal bir bağlanmanın sağlanmasına yönelik mikrosızıntı ve bağlanma kuvvetlerinin ölçümü ile ilgili araştırmalar devam etmektedir (153,167).

Adeziv restoratif işlemler öncesi diş sert dokularında yapılan hazırlıklar bağlanma etkinliğinde ve restorasyonun başarısında önemli bir yere sahiptir. Geleneksel bir yöntem olan döner aletler ile kavite hazırlığı hızlı ve etkili bir yöntem olmak ile birlikte vibrasyon, ısı ve ses oluşturmaları, dişlerde istenenden fazla madde kaybına neden olması ve çatlaklara yol açabilmesi gibi olumsuzluklara sahiptir. Günümüzde lazer ile kavite hazırlığı frez ile kavite hazırlığına alternatif olarak kullanılabilir. Lazer ile kavite hazırlığında ağrı ve titreşimin olmaması özellikle çocuk hastalarda kavite hazırlığında tercih edilmesine yol açmaktadır. Ayrıca mikroskopik olarak yüzeyde herhangi bir demineralizasyon oluşturmada mekanik olarak girintili ve çıkıntılı bir yüzey oluşturmaları, dentin kanallarının smear tabaka oluşmadığı için açık kalması ve dentin yüzeyindeki bakterisid etkisi gibi birçok olumlu özelliği nedeni ile lazerin adeziv dişhekimliğinde kullanımı giderek artmaktadır (13,26,38).

Bu nedenle bu çalışma, Er:YAG lazer ve döner aletlerle hazırlanmış kavitelerde farklı adeziv sistemlerin dentine uygulanması sonrasında makaslama bağlanma dayanımı testi ile bağlanma kuvvetlerinin saptanması, kompozit restorasyon kenarlarının mikrosızıntı testi kullanılarak değerlendirilmesi ve rezin-dentin ara yüzeyinin ve hibrit tabaka oluşumunun taramalı elektron mikroskobu kullanılarak incelenmesi amacı ile geliştirilmiştir.

Adeziv sistemlerin uzun dönem başarısını kanıtlayabilmek için en etkili yöntem klinik çalışmalardır; ancak klinik çalışmalarda ağız boşluğunda restorasyonların başarısını etkileyen çok sayıda etkenin (tükürük, değişken ağız ısıları gibi) bulunması nedeni ile başarısızlığın gerçek nedeni belirlenememektedir. Buna karşın laboratuvar deneyleri ile tek bir değişkenin etkisini diğer tüm değişkenleri sabit tutarak değerlendirmek mümkün olmaktadır. Ayrıca laboratuvar testleri yeni materyal ya da tekniklerin geliştirilmesinde ve değerlendirilmesinde klinik testlere göre daha kolay gerçekleştirilebilmeleri, daha kısa sürede sonuç vermeleri ve daha az maliyetli olmaları gibi avantajlara da sahiptirler (195,208). Günümüzde adeziv sistemlerin geliştirilmesi ve klinik performanslarının önceden tahmin edilebilmesi için bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesine, mikrosızıntı düzeylerinin belirlenmesine ve restorasyon-diş ara yüzeyinin mikroskobik incelemelerine yönelik in vitro deneyler büyük önem taşımaktadır (143). Bu çalışma standardizasyonu sağlamanın daha kolay olması ve daha kısa sürede sonuç alınabilmesi nedeni ile in vitro olarak planlanmıştır.

In vitro deneyler sonucu elde edilen bulgular büyük oranda o deneyin gerçekleştirildiği parametrelere bağlı olduğundan aynı materyallerin kullanıldığı ancak farklı zamanlarda ya da farklı laboratuvarlarda gerçekleştirilen çalışma sonuçlarının bile birbirleri ile oldukça farklı olduğu gözlenmektedir. In vitro deneylerde çok fazla değişkenin varlığı nedeni ile standardizasyonu sağlamak oldukça zor olmaktadır (208, 179,195). Bu nedenle Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) dental materyallerin laboratuvar deneylerinde kullanılmak üzere ‘Dental materyaller- Diş dokusuna adezyon’ isimli dokümanı yayınlamıştır (96). In vitro çalışmaların bu dokümanda belirtilen standartlara göre gerçekleştirilmesi ve çalışma ile ilgili tüm ayrıntıların belirtilmesi, farklı araştırmacıların sonuçları arasında daha doğru bir karşılaştırma yapılmasına ve klinik performansa ilişkin daha doğru tahminlerde bulunmaya olanak sağlamaktadır (16,90,6,195,179). Bu çalışmada, standardizasyonu sağlamak amacı ile ISO prosedürleri takip edilmiştir.

Dentine bağlanma testlerinde insan ya da sığır dişlerinin kullanıldığı görülmektedir. İnsan dişlerinin temin edilmesindeki zorluk ve taşıdıkları enfeksiyon riski araştırmacıları daha kolay bulunan ve boyutça büyük olan sığır dişlerinin kullanımına yöneltmiştir (179). Gömük dişlerin sürmüş dişlere göre geçirgenliklerinin ve su içeriklerinin daha fazla olduğu; restorasyonlu, çürüklü ya da aşınmış dişlerde ise asite karşı dirençli sklerotik dentinin daha fazla olduğu bilinmektedir (152). ISO standartlarına göre bağlanma kuvvetlerinin ölçümünde 5 yaşından küçük sığırların alt çene kesici dişleri ya da insan premolar/molar dişleri mümkünse 16-40 yaş arası bireylerin çürüksüz ve restorasyonsuz üçüncü molar dişleri kullanılmalıdır. Dişlerin sahiplerinin yaşları, kültürleri, beslenme alışkanlıkları ve sağlık durumları gibi değişkenleri kontrol etmek mümkün olmadığı gibi dişlerin içerik ve yapılarını da standardize etmenin olası olmadığı belirtilmektedir (96). Bu çalışmada da, yaşları 20-40 arasında değişen bireylerden çekilen gömük olmayan, çürüksüz ve restorasyonsuz üçüncü büyük azı dişleri kullanılmıştır.

Çekim sonrası dentinde meydana gelen değişiklikler da bağlanma dayanımı değerlerini etkilemektedir. Ortaya çıkan etki kullanılan farklı adeziv sistemlere göre değişiklik göstermektedir. İdeal olanın bağlanma kuvvetlerinin çekimden hemen sonra ölçülmesi olduğu belirtilse de bu durumun pratikte pek mümkün olmadığı açıktır. En önemli değişimlerin çekimden sonraki ilk günlerde ya da haftalarda olduğu bilindiğinden dişlerin çekildikten 1 ay sonra kullanılmaya başlanması ve bu sürenin 6 ayı geçmemesi gerektiği belirtilmektedir. 6 ayı geçmiş dişlerin dentin proteinlerinde dejeneratif değişiklikler olduğu ifade edilmektedir (96). Bu çalışmada da, çekilmiş dişler ISO standartlarına uygun olarak en fazla 6 ay bekletilmiştir.

Dentine bağlanma test sonuçlarını etkileyen bir diğer faktör ise çekim sonrası dişlerin saklandığı solüsyon ve solüsyonda kalma süresidir. Çekilmiş dişlerin deney gününe kadar dehidrate olmadan kalabilmeleri için bir solüsyon içinde saklanmaları gerekmektedir. Saklama solüsyonu ve bu solüsyonda kalma süresi çekilmiş diş yüzeylerinin kimyasal ve fiziksel özelliklerinde değişiklik oluşturabilmesi açısından önemlidir (114). En çok kullanılan saklama solüsyonlarının distile su ve serum fizyolojik olduğu gözlenmektedir. Mikroorganizma üremesini engellemek için bu solüsyonlara glutaraldehit, formalin, timol, kloramin ve sodyum hipoklorit gibi dezenfektan maddeler katılabilmektedir (57). Saklama solüsyonlarının ısılarının da dentine bağlanma değerleri üzerine etkili olduğu belirtilmektedir. Düşük ısılardaki

saklama solüsyonlarının örneklerin daha iyi korunmasını sağladığı ve buna bağlı olarak da bağlanma değerlerinin arttığı bildirilmektedir (114,201). ISO standartlarına göre çekim sonrasında dişler akan su altında yıkanmalı, üzerlerindeki kan ve doku artıkları uzaklaştırılmalı ve tercihen öncesinde %0,5'lik kloramin-T trihidrat bakteriostatik/bakterisid solüsyonunda en fazla bir hafta bekledikten sonra ya da doğrudan distile suya aktarılmalıdır. Distile su içindeki dişler buzdolabında (4°C'de) ya da dondurucuda -5°C'de bekletilmelidir. Ayrıca mikroorganizma üremesini engellemek için distile su periyodik olarak yenilenmelidir (96). Bu çalışmada, çekimden hemen sonra dişlerin üzerindeki yapışık dokular bir dental scaler ile uzaklaştırılmış, dişler pomzalanıp yıkanarak distile suya aktarılmış ve deney gününe kadar buzdolabında 4°C'de bekletilmiştir. Distile su her on günde bir yenilenmiştir.

Bağlanma deneylerinde restorasyonun uygulanacağı diş yüzeyinin düz ve deney düzeneğindeki açısının doğru olması gerekmektedir. Yüzeyin düzgünlüğünü ve açısını kontrol edebilmek için diş sert alçı ya da kendiliğinden sertleşen bir reçine içine gömülerek sabitlenmelidir. Reçinenin absorpsiyonunun ve polimerizasyon ısısının dişli olumsuz etkileyebileceği düşünüldüğünden yavaş sertleşen, visköz bir materyalden seçilmesine dikkat edilmelidir. Restorasyonun uygulanacağı diş yüzeyinin cilalama sırasında kontamine olmasını engellemek için gömüldüğü materyalin yukarısında kalmasına dikkat edilmeli ve diş gömüldükten hemen sonra su içine yerleştirilmelidir (96,152). Bağlanma kuvvetlerinde adezivın uygulanacağı dentin yüzeyinin seçimi de dentin kanallarının lokalizasyonlarının ve dağılımlarının oklüzal, proksimal ve bukkal dentin yüzeylerinde farklılık göstermesi nedeni ile önemlidir. Bazı araştırmacılar oklüzal dentinin proksimal ve bukkal dentine göre daha düşük bağlanma değerleri verdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca oklüzal dentinde dentin nemliliğinin proksimal ve bukkal dentine göre daha fazla çeşitlilik gösterdiğini bildirmişlerdir (152,114). Bu çalışmada, dişler soğuk akrilik içerisine bukkal yüzeyleri yukarıda kalacak şekilde gömülmüştür.

Dentine bağlanma testlerinde etkili bir diğer değişken ise dentin derinliği olup, tüm örneklerde aynı derinlikte çalışılabilmesi standardizasyonun sağlanması açısından önemlidir. Birçok araştırmacı kalan dentin kalınlığı ile makaslama bağlanma dayanımları arasında doğrusal bir ilişki olduğunu belirtmiştir. Genel olarak derin dentinin yüzeyel dentine göre daha düşük bağlanma kuvvetleri gösterdiği kabul edilmektedir (114,152). ISO standartlarına göre standart bir yüzey elde edebilmek için

600 grit kalınlığında silikon karbit zımpara kağıdı ile düz ve uniform bir yüzey sağlanana kadar su varlığında aşındırma yapılmalıdır (96). Bu çalışmada standart dentin yüzeyleri elde edebilmek için mine dokusu tamamen ortadan kaldırılıp düz ve uniform dentin yüzeyleri elde edilinceye kadar 600 gritlik silikon karbit zımpara kağıdı ile aşındırma yapılmıştır.

Bağlanma kuvveti testlerinde dikkate alınması gereken bir diğer faktör ise restoratif materyalin bağlandığı yüzey alanıdır. Yüzey alanı ile ilgili kesin bir değer bulunmamakla birlikte 3,5-10 mm çapındaki alanların kullanıldığı görülmektedir. Yüzey alanı arttıkça bağlanma kuvvetlerinin azaldığı bildirilmekte ve bunun daha geniş bir bağlanma alanında olası defekt sayısının da artmış olması ile açıklanabileceği belirtilmektedir (152,114). ISO standartlarında bondingün belirlenen yüzey alanına göre hazırlanmış bir teflon kalıp içerisinde ya da ortasında bu çapta bir delik açılan flaster ile uygulanması gerektiği bildirilmektedir (96). Bu çalışmada, ortasında 3,5 mm çapa sahip bir delik bulunan flaster kullanılarak bonding materyali uygulanmış ve iç çapı 3,5 mm olan teflon kalıp flasterin ortasındaki boşluğa denk getirilerek içi kompozit ile doldurulmuştur.

Yüzey hazırlığı sonrası adeziv sistemin uygulanmasına kadar geçen sürenin de önemli bir değişken olabileceği ve süre arttıkça bağlanma kuvvetlerinin azaldığı bildirilmiştir (179). Bağlanma kuvvetlerindeki azalmanın adeziv sistem uygulanmadan önce smear tabakasının çözünmesinden ya da suda beklediği süre içerisinde içine gömüldüğü materyalin çözünmesi ile dentin yüzeylerinin kontamine olmasından kaynaklanabileceği ifade edilmiştir (152,179). Bu çalışmada, bağlayıcı ajan klinik koşullarda olduğu gibi yüzey hazırlığından hemen sonra uygulanmıştır.

Restorasyon tamamlandıktan sonra bağlanma testlerinin ne zaman gerçekleştirildiği de önemlidir. Price ve Hall, altı adeziv sistemin 10 dk. ve 24 saat sonraki makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlar ve 10 dk. sonra ölçülen makaslama bağlanma kuvvetlerinin 24 saat sonra ölçülenden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu bulmuşlardır (169). ISO standartlarına göre örneklerin test edilmesinden önce materyalin neme dayanıklılığını ayırt edebilmek için 37 ± 2 °C’de 24 saat suda bekletilmesi gerekmektedir (96). Bu çalışmada da, makaslama bağlanma deneyi hazırlanmış örnekler 24 saat 37°C distile suda bekletildikten sonra uygulanmıştır.

Bağlanma kuvveti test sonuçlarında belirtilen bir diğer değişken ise ısısal çevirim uygulamasıdır. Isısal çevirim ağız içindeki ısısal değişimlerin in vitro şartlarda taklit edilmesi işlemidir. Araştırmalarda ısısal çevirimin bağlanma dayanımı üzerine etkisi ile ilgili farklı sonuçlar elde edildiği gözlenmektedir. Bazıları ısısal çevirimin bağlanma dayanımı üzerine etkisi olmadığını, bazıları ısısal çevirimin bağlanma kuvvetlerini düşürdüğünü (46,66,115,142), bazıları ise bağlanma kuvvetlerini yükselttiğini (141,201) belirtmektedir. Bağlanma dayanımı testlerinin meta analiz yöntemi ile değerlendirildiği bir çalışmada ısısal çevirim işleminin bağlanma dayanımı değerleri üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir (114).

ISO standartlarında test edilecek örneklere uygulanması gereken işlemler için üç farklı yöntem geliştirilmiştir.

Test tip 1: 37°C’de 24 saat suda bekletildikten sonra uygulanan kısa dönem testler.

Test tip 2: 37°C’de 20-24 saat suda bekletildikten sonra 5°C-55°C arasında suda 500 kez ısısal çevirim uygulanan testler.

Test tip 3: 37°C’de suda 6 ay bekletildikten sonra uygulanan uzun dönem testler.

Bu çalışmada, bağlanma kuvvetlerinin belirlenmesinde Brulat ve ark., Esteves-Oliveira ve ark., Visuri ve ark.’nın çalışmalarına benzer olarak ısısal çevirim işlemi uygulanmamıştır (33,70,216).

Adeziv materyallerin diş dokularına bağlanma kuvvetlerini belirlemede en çok kullanılan yöntemler makaslama ve çekme bağlanma dayanımı testleridir. Çekme testlerinin uygulama sırasında daha fazla teknik duyarlılık gerektirdiği ve uygulamada dikkatli olunmaz ise örneklerin tork kuvvetine maruz kalarak bağlanma kuvveti değerlerinin düşmesine neden olabileceği bildirilmektedir (152). Bağlanma testleri içinde en kolay olanı ve en sık uygulananı makaslama testleridir. Çekme kuvveti testleri ile karşılaştırıldığında makaslama kuvvetlerinin ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği belirtilmektedir (113).

Makaslama testlerinde adeziv sistemler için ölçülen değerler 20-25 MPa düzeyindedir. Bu değerlerden daha yüksek bağlanma kuvvetlerinde dentinde ya da kompozit içerisinde kohesiv kırıklar gerçekleşmekte ve bu nedenle gerçek bağlanma dayanımlarından daha düşük değerler saptanmaktadır. Mineralize dentinde bu

değerlerde gerçekleşen kohesiv kırıklar nedeni ile dentinin kohesiv direncinin 20-25 MPa dolayında olabileceği düşünülse de aslında dentinin kohesiv direncinin 54-138 MPa arasında olduğu bilinmektedir. Daha düşük değerlerde (15-20 MPa) dentinde meydana gelen kopmaların makaslama bağlanma testleri sırasında oluşan anormal stres dağılımlarından kaynaklandığı belirtilmektedir (150). Sano ve ark. daha küçük alanların bağlanma kuvvetlerini ölçebilmek amacı ile mikro gerilim test yöntemini geliştirmişlerdir (180). Mikro gerilim test yöntemi $0,5 \text{ mm}^2$ kadar küçük alanlarda bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesine ve kohesiv kopma olmadan adeziv kopmalar ile çok daha yüksek bağlanma kuvvetlerinin (30-70 MPa) saptanmasına olanak tanımaktadır. Tüm kopmaların diş-adeziv bağlanma yüzeyinde gerçekleşmesi bu testlerde stres dağılımının homojen olmasından kaynaklanmaktadır (150,158,208). Tüm bu avantajlara karşın teknik olarak uygulanmasının zor olması, özel ekipmanlar gerektirmesi, 5 MPa'dan küçük bağlanma kuvveti değerlerinin ölçülememesi ve örneklerin çok ince olmaları nedeniyle kısa sürede dehidrate olmaları gibi dezavantajları bulunmaktadır (152). Bu çalışmada, bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesinde makaslama bağlanma testleri ve makro test düzenekleri kullanılmıştır.

Makaslama testi sonuçlarında bağlanma dayanımını ölçen cihazın ayırıcı ucunun örneğe yaklaşma hızının da etkili olduğu bildirilmektedir. Hara ve ark. 0.50, 0.75, 1.00 ve 5.00 mm/dk. yaklaşma hızlarını makaslama bağlanma dayanımı açısından karşılaştırmışlar; 1.00 ve 5.00 mm/dk. grubunun makaslama dayanımının 0,50 ve 0,75 mm/dk. gruplarından istatistiksel olarak yüksek olduğunu ancak adeziv kopma oranlarının ise azaldığını saptamışlardır. Bu sonucu da yüksek hızlarda kuvvetin yön değiştirerek bağlantı yüzeyine değil de dentine ya da rezine doğru yönelmesi ile açıklamışlardır. Sonuç olarak adeziv kopmaların daha çok görüldüğü 0.50 ve 0.75 mm/dk. hızlarının tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir (85). Oshida ve ark. 5.0 ve 10.0 mm/dk. hızlarda 0.1, 0.5, 1.0 mm/dk. hızlara göre bağlanma dayanımının arttığını ve 1.0 mm/dk'dan düşük hızlarda gerilim duyarlılığının olmadığını bildirmişlerdir (145). Bir diğer çalışmada ise 0.5 ve 10 mm/dk. yaklaşma hızının makaslama direnci açısından anlamlı bir farklılık yaratmadığı saptanmıştır (32). ISO standartlarında $0,75 \pm 0,30 \text{ mm/dk.}$ yaklaşma hızının kullanılması önerilmektedir (96). Bu çalışmada, ayırıcı uç materyal diştten ayrılınca kadar 0,5 mm/dk. hızda uygulandı.

Bağlanma testleri rezin kompozitlerin bağlanmaları ile ilgili önemli sonuçlar elde edilmesini sağlar iken adeziv sistemlerin dentini örtüleme kapasiteleri de restorasyonların başarısı açısından önemlidir. İn-vitro olarak gerçekleştirilen mikrosızıntı testleri ile adezivlerin dentini örtüleme kapasiteleri incelenmekte ve böylece adeziv sistemlerin postoperatif hassasiyet ve sekonder çürük oluşumu gibi klinik performansları ile ilgili değerlendirmelerde bulunulabilmektedir (150,208).

Mikrosızıntının değerlendirilmesinde boyalar, kimyasal işaretçiler, radyoaktif izotoplar, mikrobiyal geçirgenlik, taramalı elektron mikroskobu, yapay çürük teknikleri ve elektriksel geçirgenlik gibi birçok in vitro yöntem kullanılmıştır (3). Bunlar arasında uygulanması en kolay olan ve en yaygın kullanılan yöntem boya penetrasyon yöntemidir. Bu çalışmada da, mikrosızıntı çalışmalarının büyük çoğunluğunu oluşturan boya penetrasyon yöntemi tercih edilmiştir.

Boya penetrasyon yönteminde metilen mavisi, bazik fuksin, gümüş nitrat, rhodamin B, floresans gibi boyaların solüsyonları %0,5-%10 oranlarında 4-72 saat sürelerde kullanılmaktadır (7,173,223). Mikrosızıntı üzerine 144 araştırmanın değerlendirildiği bir çalışmada araştırmacıların %40,7'sinin bazik fuksin, %22'sinin metilen mavisi ve %17'sinin gümüş nitrat kullandığı bildirilmiştir (172). Kullanılan boya solüsyonunun test sonuçları üzerinde anlamlı bir farklılık yaratmadığı belirtilmektedir (89,90,96,229). Bu çalışmada, Bertrand ve ark., Ribeiro ve ark.nın çalışmalarında olduğu gibi hazırlanan örnekler metilen mavisinin %0,5'lik solüsyonunda 24 saat boyunca bekletilmiştir (24,26,175). Metilen mavisi solüsyonunun kuvvetli asitlerin varlığında ya da gün ışığına maruz kaldığında kimyasal olarak bozulmaya uğradığı belirtilmektedir (7,89,90,229). Bu nedenle ilk hazırlandığında asidik karakterde (pH:3,45) olan solüsyon fosfat tamponu eklenerek nötralize edilmiş ve gün ışığı almaması için ışık geçirmeyen cam şişe içerisinde saklanmıştır.

ISO standartlarına göre mikrosızıntı testlerinde kaviteler üçüncü molar dişlerin bukkal yüzeyleri kullanılarak ve en az 3 mm genişlikte ve 1 mm derinlikte olacak şekilde hazırlanmalı ve her grup için en az 10 kavite incelenmelidir (96). Bu çalışmada da her grupta 10 diş olmak üzere, genişliği 4 mm, yüksekliği 3 mm ve derinliği 1,5 mm olan V. Sınıf kaviteler hazırlanmıştır.

Isısal çevirim işleminin mikrosızıntı üzerine etkisi ile ilgili farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bazı araştırmacılar ısısal çevirim işleminin mikrosızıntı değerlerini

artırdığını, bazıları anlamlı bir etkisinin olmadığını, bazıları ise etkinin materyale ya da restoratif materyalin kütlesine bağlı olarak ısısal geçirgenliğinin ne kadar olduğuna göre değiştiğini bildirmişlerdir (78,90,172). Kompozitle restore edildikten hemen sonra ısısal çevirim uygulanan dişlerde boya penetrasyon miktarının restorasyondan sonra bir süre suda bekletilip ısısal çevirim uygulananlara göre daha yüksek olduğu belirtilmiş ve bu durum kompozit rezinlerin ilk 24 saat içindeki su emilim potansiyelleri ile açıklanmıştır. Bu nedenle kompozit rezinlerin ısısal çevirim işlemlerinin restorasyonu tamamlanmış örnekler 24 saat suda bekletildikten sonra gerçekleştirilmesi önerilmektedir (3).

Türkün ve Ergücü, 1997 ve 2002 yılları arasında yayınlanmış 84 tane in vitro sızıntı çalışmasını değerlendirdikleri araştırmalarında, ısısal çevirim uygulamasının çok büyük oranda 5°-55° C sıcaklıkları arasında (%98,7) ve çeşme suyu kullanılarak gerçekleştirildiğini (%96,6), en sık tercih edilen siklus sayısının 250-500 arasında olduğunu, ısı banyosunda (dwell time) kalma süresinin ise 30 sn. olduğunu (%82,7) belirtmişlerdir (204).

Bu çalışmada, ISO standartlarına uygun olarak mikrosızıntı deneyinde kullanılacak tüm örnekler 5±2 °C -55±2 °C arasında 500 defa ısısal çevirim işlemi uygulanmıştır. Su banyolarında bekleme süresi otuzar saniye ve banyolar arası transfer süresi 3 sn. olacak şekilde işlem tamamlanmıştır.

Mikrosızıntı test sonuçlarını etkileyen en önemli faktörlerden biri incelenen kesit sayısıdır. Araştırmacılar, restorasyon kenarındaki mikrosızıntı derecesini en iyi tanımlayan skorun belirlenmesinde kaç kesitin incelenmesi gerektiği konusunda farklı görüşler bildirmektedirler. Kesit sayısı arttıkça ölçülen sızıntı miktarının da yükseldiği belirtilmektedir. Bu durum tüm arayüz boyunca gözlenebilecek olan mikrosızıntının yalnızca kesiti alınan bölgeye bakılarak değerlendirilmesi ve dolayısıyla kesit sayısı arttıkça boyanın en fazla penetre olduğu bölgeyi yakalama şansının da artması ile açıklanmaktadır (223).

Raskin ve ark. 1992-1998 arasında yayınlanmış 144 in vitro mikrosızıntı çalışmasını değerlendirmişler ve çalışmaların %47,1'inde tek kesit, %20'sinde 2 kesit ve %12,7'sinde 3 kesit alındığını belirlemişlerdir (172). Türkün ve Ergücü'nün 1997 ve 2002 yılları arasında yayınlanmış 84 adet mikrosızıntı çalışmasını değerlendirdikleri

araştırmalarında ise tek kesit alım oranının %50,9, iki kesit oranının %9,1 ve üç kesit oranının %8 olduğu gözlenmiştir (204).

Wenner ve ark. tek bir kesite bakılarak skorlanan mikrosızıntı miktarının %33 oranında hatalı sonuç verdiğini gözlemişlerdir (221).

Gwinnet ve ark. kendi geliştirdikleri yöntem ile V. sınıf restorasyonlarda mesiodistal yönde kademeli olarak aşındırma yapmışlar ve yapılan her 80 µm aşındırma sonrası elde edilen dijital görüntülerde mikrosızıntı miktarını ölçerek her örnek için 39-55 adet değer elde etmişlerdir. Bu çok yüzeyli protokol ile belirlenen mikrosızıntı miktarının tek bir yüzeyden elde edilen mikrosızıntı miktarının iki katı kadar olduğunu belirtmişlerdir (84).

Raskin ve ark. kesit sayısının mikrosızıntı test sonuçları üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında beş kesitten elde edilen en yüksek skor ile üç ve dört kesitten elde edilen en yüksek skor arasında anlamlı bir fark bulunmaz iken, bir ve iki kesitten elde edilen skorların istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu saptamışlardır. Bu nedenle bir örneğe ait gerçek mikrosızıntı değerinin belirlenebilmesi için en az 3 kesitin incelenmesi gerektiğini vurgulamışlardır (173).

Mixson ve ark. mikrosızıntı derecesinin restorasyonun mesial ve distal kenarlarından elde edilen kesitlerde, ortasından elde edilenlere göre daha yüksek olduğunu ve bu nedenle örneğe ait mikrosızıntı değerinin saptanmasında kenara yakın yüzeylerden yapılacak değerlendirmelerin daha doğru sonuçlar ortaya çıkaracağını belirtmişlerdir (126).

ISO standartlarında düşük hızda elmas testere ile su soğutması altında kavitenin orta noktasından eşit uzaklıkta iki kesi yapılması ve açığa çıkan toplam dört yüzeyin bir mikroskop ile 10x büyütmede değerlendirilmesi gerektiği belirtilmektedir (96). Bu çalışmada da, en doğru sonucun sağlanabilmesi için kavite boyutlarının ve elmas testerinin kalınlığının izin verdiği en çok yüzeyin değerlendirilmesi amacı ile biri kavitenin ortasından diğer ikisi restorasyon kenarından geçen toplam üç kesi yapılmış ve açığa çıkan dört yüzey değerlendirilmiştir.

Boya penetrasyon yöntemi ile elde edilen sonuçların değerlendirilmesinde skorlama yöntemi, boya infiltrasyonunun yüzdesel ölçümü yöntemi ve spektrofotometrik analiz yöntemi olmak üzere üç yöntem kullanılmaktadır. En yaygın

kullanılan yöntem, uygulanması kolay ve maliyeti düşük olan skorlama yöntemidir. Bu yöntemde mikroskop altında sonuçların değerlendirilmesinde daha önceden belirlenmiş ve her biri boya infiltrasyon derecesini tanımlayan skorlar kullanılmaktadır. Subjektif bir yöntem olması nedeni ile değerlendirmelerin birden fazla gözlemci tarafından gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Yüzdesel ölçüm yönteminde kesitin mikroskopta fotoğrafı çekildikten sonra fotoğraf dijital ortama aktarılır ve boya penetrasyonu bir bilgisayar programı ya da dijital kumpas ile ölçülür. Objektif bir değerlendirme sağlayan yüzdesel ölçüm yönteminde daha doğru sonuçlar elde edilebilmektedir. Yöntem 30X büyütme yapan bir mikroskop, mikroskoba bağlı bir fotoğraf makinesi ve kenar sızıntısını ölçen bir bilgisayar programı gerektirmektedir. Tek dezavantajı aksiyal ve gingival kenar arasında köşeli değil de yuvarlak bir geçiş olduğunda bu kenarların uzunluklarının belirlenmesindeki zorluktur. Boya miktarının ölçülmesinde etkili bir diğer yöntem olan spektrofotometrik yöntem uygulama için özel ekipmanlar (örneklerin toz haline getirilmesi sırasında gerekli özel bir cihaz, santrifüj, spektrofotometre, vb.) ve bu ekipmanları kullanacak eğitimli kişiler gerektirmesi nedeni ile maliyeti yüksek bir yöntemdir. Arayüz boyunca ve dentinde penetre olan boyanın hacimsel ölçümü ile gerçekleştirilen yöntemde dişin dış yüzeyinde kalan boya miktarının da ölçüme dahil olması dezavantaj olarak belirtilmektedir (7).

Bu tez çalışmasında, daha objektif bir yöntem olması nedeni ile yüzdesel ölçüm yöntemi kullanılmıştır. Yüzdesel ölçüm yöntemini kullanan çalışmalardan bazıları sızıntı yüzdelerini, oklüzal/gingival kenardaki sızıntı derinliğini oklüzal/gingival kenar uzunluğuna bölerek elde ederken (42,45,55,125), bazıları oklüzal/gingival kenardaki sızıntı derinliğini tüm arayüz uzunluğuna bölerek elde etmektedirler (24,54). Bu çalışmada ise, aksiyal ve gingival/oklüzal kenar arası ayırımın özellikle lazer ile hazırlanan kavitelerde net saptanamayışı ve boyanın gingival/oklüzal kenarı geçip aksiyal duvara sızdığı durumlarda aksiyal duvardaki sızıntı miktarının göz ardı edilmesi zorunluluğu nedeni ile ikinci hesaplama yöntemi kullanılmıştır. Boya sızıntı yüzdeleri oklüzal ya da gingival kenar boyunca görülen boya uzunluğunun tüm arayüz mesafesine bölümü ile elde edilmiştir.

Nakabayashi ve ark. kaliteli bir hibrit tabakanın çürük yapıcı bakterilerin oluşturduğu demineralizasyon etkisine karşı önemli bir bariyer görevi üstlendiğini belirtmişlerdir (134). Krejci ve ark. adeziv sistemlerin kusursuz bir marjinal kapama

oluşturmaları, oklüzal yükler altında stabil kalmaları ve sekonder çürüklere, kenar renklemelerine ve tedavi sonrası hassasiyete karşı koruma sağlamaları gerektiğini bildirmişlerdir (109).

Perdigao ve ark. dentinin yüzey özelliklerinin bağlanma mekanizmasını ve hibrit tabakanın morfolojisini etkilediğini belirtmişlerdir. Bu nedenle dentin yüzeyinin hazırlanma şeklinin de önemli olduğu düşünülmüştür (156). Lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde görülen mikromorfolojik değişiklikler ile ilgili birçok araştırma bulunmaktadır. Çoğunluğu SEM incelemelerinden oluşan bu çalışmalarda lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde geleneksel yöntem ile hazırlanan dentin yüzeylerinden oldukça farklı olarak smear tabakanın oluşmadığı ve dentin kanal ağzlarının genişçe açık olduğu belirtilmektedir (53,216).

Lazer ile kavite hazırlığı sonrası dentin yüzeyinde oluşan mikromorfolojik değişikliklerin SEM analizi ile incelenmesine ilişkin çok sayıda çalışma bulunurken, rezin-dentin ara yüzeyinin SEM’de incelenmesi ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmada, Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelere uygulanan üç farklı adeziv sistem sonrası alınan kesitlerde, rezin-dentin ara yüzeyi hibrit tabaka ve rezin uzantıları varlığı yönünden SEM ile incelenmiş ve oluşan hibrit tabakanın bütünlüğü, kalınlığı ve homojenliği yanı sıra rezin uzantılarının kalınlığı, uzunlukları ve şekilleri değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada, kavite hazırlığının karşılaştırılmasında standardizasyonun sağlanması amacıyla Barceleiro ve ark., Bertrand ve ark., Sassi ve ark., Schein ve ark.’nın çalışmalarına benzer şekilde her bir adeziv sistem için lazer ve frez ile hazırlanan kavitelerin aynı diş yüzeyinde olmasına dikkat edilmiştir (20,25,182,183). Kesitlerin SEM için hazırlanmasında ise Barceleiro ve ark. ve Ferrari ve ark.’nın çalışmalarında kullandığı yöntem tercih edilmiştir (19,72).

Tartışmanın bu bölümüne kadar olan kısımda çalışmadaki deneysel değişkenlerin üzerinde durulmuştur. Bu bölümden itibaren farklı kavite hazırlama yöntemlerinin adeziv sistemlerin bağlanması üzerine etkileri sırasıyla makaslama bağlanma dayanımları, mikrosızıntı dereceleri ve rezin-dentin arayüzü taramalı elektron mikroskobu incelemeleri açısından değerlendirilecektir.

Dunn ve ark. Er:YAG lazer ya da döner aletler ile hazırladıkları diş yüzeylerinde asit ya da lazer ile pürüzlendirme yapmışlar ve total-etch adeziv uyguladıkları

örneklerde rezinlerin makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Buna göre döner aletler ile hazırlanan ve asit ile pürüzlendirme yapılan grubun makaslama bağlanma dayanımının lazer ile hazırlanan ve asit ile pürüzlendirme yapılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu; lazer ile pürüzlendirme yapılan ya da hiç pürüzlendirme yapılmayan gruplarda ise kavite hazırlığı yöntemleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını saptamışlardır. Her iki yüzey hazırlığı yöntemi için de asit ile pürüzlendirmenin lazer ile pürüzlendirmeye göre, lazer ile pürüzlendirmenin pürüzlendirme yapılmayan gruba göre makaslama bağlanma dayanımlarının istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu bulmuşlardır (60). Bu çalışmada ise total-etch adeziv uygulanan örneklerde frez ile hazırlanan ve asit ile pürüzlendirilen grup ile lazer ile hazırlanan ve asit ile pürüzlendirilen grup arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Bertrand ve ark. Er:YAG lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde asit uygulamasının kompozit rezinlerin makaslama bağlanma kuvvetlerine olan etkisini değerlendirmek amacı ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında; frez+asit, Er:YAG lazer (asitleme yok), Er:YAG lazer+asit grupları arasında makaslama bağlanma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını saptamışlardır (26).

Visuri ve ark. Er:YAG lazer ya da frez ile hazırladıkları dentin yüzeylerinde asit uygulamasının kompozit rezinlerin makaslama bağlanma kuvvetleri üzerine etkisini incelemişler; lazer ile hazırlanan ve asitleme yapılmayan grubun makaslama bağlanma dayanımının lazer+asit, frez (asitleme yok), frez+asit gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu saptamışlardır. Lazer+asit, frez (asitleme yok) ve frez+asit grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde bağlanma kuvvetlerinin fazla olmasını çalışmalarında kullandıkları primerin dentin minerallerine bağlanma özelliğinde olması ile açıklamışlardır. Asit uygulaması ile diş yüzeyinin demineralize olup organik yapıdan zengin bir yüzey oluştuğunu ve bunun da mineral yapıya bağlanma özelliğinde olan primer için dezavantaj oluşturduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde peritübüler dentinin daha çok olduğunu ifade etmişler ve bu durumun peritübüler dentinin mineral içeriğinin fazla olması nedeni ile bağlanmayı artırıcı bir diğer unsur olabileceğini vurgulamışlardır. Çalışmalarında ayrıca kesit alımı, kavite

hazırlığı (lazer ya da frez), asitleme, primer uygulama, adeziv uygulama ve kopma aşamalarının her birinden sonra SEM incelemesi de yapılmıştır. SEM incelemelerinde lazer uygulaması sonucu dentin yüzeyinde açık dentin kanalları gözlemişler ve dentin yüzeylerinin Er:YAG lazer ile hazırlandığı durumlarda kompozit restorasyon öncesi asit uygulamasının elimine edilebileceğini belirtmişlerdir (216).

Ceballos ve ark. dentin yüzeylerini Er:YAG lazer ile pürüzlendirmenin bağlanma kuvvetlerine etkisini belirlemek amacı ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında hazırladıkları dentin yüzeylerini asit, Er:YAG lazer (180mj,2Hz), Er:YAG lazer+asit ile pürüzlendirmişler ve tek aşamalı total-etch bir adeziv (Single Bond) ve kompozit (Z100) uygulayarak makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak yalnızca asit ile pürüzlendirilen grubun makaslama bağlanma dayanımının yalnızca lazer ve lazer+asit ile pürüzlendirilen grupların makaslama bağlanma dayanımlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu saptamışlardır. Lazer ile pürüzlendirilmiş dentinde düşük bağlanma kuvvetlerinin gözlenmesini lazer sonucu dentin yüzeyinde oluşan tabakanın özelliklerine bağlamışlardır. Bu tabakanın üst kısmının kollajen fibrillerin tamamının eriyip buharlaşması sonucu oluşan pullu bir yüzey görünümünde olduğunu ve adezivlerin bu yüzeydeki mikrofissürlerden kısmen sızabildiğini; tabakanın alt kısmının ise birbirine iyice kaynaşmış denatüre kollajen fibril artıklarından oluştuğunu ve bu kaynaşma sonucu fibriller arası boşlukların kapanması ile rezinlerin yüzeyaltına difüzyonunun bozulduğunu gözlemişlerdir. Lazer+asit ile pürüzlendirme sonrası makaslama bağlanma dayanımının yalnızca lazer ile pürüzlendirmeye göre bir miktar arttığını ancak yalnızca asit ile pürüzlendirme yapılan gruba göre ise elde edilen değerlerin düşük olduğunu belirtmişlerdir. Lazerden sonra fosforik asit kullanımı ile lazerden etkilenmiş tabakanın ortadan kalktığını ancak lazer uygulamasının oluşturduğu termomekanik etkinin dentinin daha derin tabakalarına da etki etmesi nedeni ile rezin-dentin ara yüzeyinin bütünlüğünün yine de olumsuz etkilendiğini bildirmişlerdir. Lazer pürüzlendirmesi ile oluşan modifiye dentin yüzeyinin bağlanma kuvvetlerini anlamlı derecede azalttığını ve lazer ile pürüzlendirmenin asit ile pürüzlendirmeye alternatif bir yöntem olamayacağını vurgulamışlardır (39).

De Munck ve ark. biri total-etch diğeri iki aşamalı bir self-etch olan iki adeziv sistemin Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanmış mine ve dentin yüzeylerinde

mikrogerilim bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Lazer ile pürüzlendirme işlemini minede 120 mJ, 10 Hz ve 250 µs atım süresi ile, dentinde ise 80 mJ, 10 Hz, 250 µs atım süresi ile gerçekleştirmişlerdir. Sonuç olarak total-etch adezivin lazer ile pürüzlendirilen mine ve dentin yüzeylerine bağlanma dayanımının, ek olarak asit ile pürüzlendirilme uygulandığında bile, geleneksel frez+asit ile pürüzlendirme yapılan gruba göre anlamlı düzeyde düşük olduğunu bulmuşlar ve asit ile pürüzlendirmenin lazer ile pürüzlendirmeden daha etkili olduğunu vurgulamışlardır. Self-etch adeziv uygulanan gruplarda ise lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinin frez ile hazırlanan dentin yüzeylerine göre bağlanma dayanımının istatistiksel olarak anlamlı derecede düştüğünü saptamışlardır (50).

Ramos ve ark. dentin yüzeylerini Er:YAG lazer ile pürüzlendirmenin biri self-etch (Clearfil Liner Bond 2V) diğer ikisi total-etch (Excite ve Gluma One Bond) olan üç adeziv sistemin dentindeki bağlanma kuvvetlerine etkisini belirlemek amacı ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında, lazer ile pürüzlendirme sonrası tüm adezivlerin bağlanma dayanımlarında düşüş saptandığını ancak istatistiksel olarak anlamlı düşüşün yalnızca etanol bazlı bir adeziv olan Excite'ın uygulandığı grupta gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Lazer ile pürüzlendirmenin bağlanma kuvvetleri üzerine olumsuz etkisinin lazer uygulanmış dentinde yüzeyaltı çatlak oluşumu ile ya da lazer uygulamasını takiben oluşan heterojen yüzeyin lazer pürüzlendirmesi sonucu iyice bozulması ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir. Çalışmada ayrıca hem lazer ile pürüzlendirme yapılmış hem de geleneksel olarak hazırlanmış dentin yüzeylerinde en başarılı adezivin self-etch bir adeziv olan Clearfil Liner Bond 2V olduğu saptanmıştır. Bunun da self-etch adezivlerin teknik hassasiyetlerinin ayrı bir asitleme-yıkama aşaması gerektiren total-etch adezivlere göre daha düşük olmasından kaynaklanabileceği belirtilmiştir (171).

Bu çalışmada ise Visuri ve ark., Ceballos ve ark., De Muck ve ark., Ramos ve ark.'nın çalışmalarından farklı; Bertrand ve ark.'nın çalışmalarına ise benzer olarak pürüzlendirme şekillerinin makaslama bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etki oluşturmadığı gözlenmiştir.

Çelik ve ark. Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanan dentin yüzeylerinde üç farklı adeziv sistemin makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Uygulanan adeziv sistemlerden yalnızca tek aşamalı bir self-etch adeziv olan Clearfil S³

Bond'un uygulandığı gruplarda Er:YAG lazerin freze göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma değerleri gösterdiği görülmüştür. İki aşamalı self-etch adezivin (Clearfil Protect Bond) uygulandığı gruplarda Er:YAG lazerin freze göre daha yüksek bağlanma değerleri gösterdiği ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ve total-etch adezivin (Single Bond 2) uygulandığı gruplarda ise kavite hazırlığı yöntemleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığı saptanmıştır. Lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde en yüksek bağlanma değerlerini Clearfil Protect Bond gösterirken, en düşük bağlanma değerleri Single Bond 2 uygulanan gruplardan elde edilmiştir. Frez ile hazırlanan dentin yüzeylerinde Clearfil Protect Bond ve Clearfil S³ Bond arasında anlamlı bir farklılık bulunmaz iken Single Bond 2'nin her iki self-etch adezivden anlamlı derecede düşük bağlanma değerleri gösterdiği belirlenmiştir. Er:YAG lazer ile hazırlanan ve Single Bond 2 uygulanan gruplarda adeziv öncesi asitleme yapılması ya da yapılmaması arasında bağlanma değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (40).

Bu çalışmada da, Çelik ve ark.'nın çalışmalarına benzer olarak self-etch adezivlerin uygulandığı gruplarda, Er:YAG lazer ile hazırlanan örneklerin bağlanma değerlerinin frez ile hazırlananlara göre yüksek olduğu; total-etch adezivin uygulandığı gruplarda ise anlamlı bir farklılık olmadığı saptanmıştır. Lazer ile hazırlanan yüzeylerde en yüksek bağlanma değerleri Çelik ve ark.'nın çalışmasında olduğu gibi iki aşamalı self-etch adeziv ile, en düşük bağlanma değerleri ise total-etch bir adeziv olan Single Bond 2 ile elde edilmiştir. Er:YAG lazer ile hazırlanan ve Single Bond uygulanan gruplarda adeziv öncesi asit uygulanıp uygulanmamasının bağlanma değerlerinde anlamlı bir farklılık yaratmaması bir diğer benzer bulgu olarak saptanmıştır.

Brulat ve ark. Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanmış dentin yüzeylerinde üç farklı self-etch adeziv sistemin (iBond, Xeno III, Clearfil SE Bond) makaslama bağlanma dayanımını karşılaştırmışlar; iBond (tek aşamalı self-etch) ve Clearfil SE Bond (iki aşamalı self-etch) adeziv uygulanan örneklerden yüzey hazırlığı lazer ile yapılmış olanların bağlanma dayanımlarının yüzey hazırlığı frez ile yapılmış olanlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca frez ile hazırlanmış yüzeylerde Clearfil SE Bond adeziv sistemin bağlanma dayanımının Xeno III ve iBond'a göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu saptamışlardır. Bu durumun Xeno III adeziv sistemin Clearfil SE Bond'a göre daha

hidrofilik ve asidik olması sonucu mekanik özelliklerinin zayıflamasından kaynaklandığını; iBond adezivinin ise Clearfil SE Bond'a yakın bir pH'ya sahip olmasına karşın zayıf bağlanma kuvvetleri göstermesinin Clearfil SE Bond'un yapısında doldurucu bulunurken iBond'un yapısında bulunmamasından dolayı olduğunu belirtmişlerdir (33).

Bu çalışmada ise, Brulat ve ark.'nın çalışmalarından farklı olarak self-etch adezivlerin uygulandığı gruplarda dentin yüzeyleri Er:YAG lazer ile hazırlananların bağlanma dayanımlarının dentin yüzeyleri frez ile hazırlananlardan yüksek olduğu bulunmuş, ancak istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın yalnızca Adper SE Plus adeziv uygulanan gruplar arasında olduğu görülmüştür. Adper SE Plus adeziv Er:YAG lazer ile hazırlanmış dentin yüzeylerine uygulandığında diğer tüm adeziv sistemlere göre en yüksek bağlanma değerlerini gösterirken, frez ile hazırlanmış yüzeylere uygulandığında ise en düşük bağlanma değerlerini göstermiştir. Frez ile hazırlanan yüzeylerin aksine lazer ile hazırlanan yüzeylerde smear tabaka ve smear tıkaçları oluşmadığından self-etch sistemler lazer ile hazırlanan yüzeylerde geleneksel yöntemle göre daha başarılı olabilmektedir (69). Lazer ile hazırlanan yüzeylerde Adper SE Plus adezivinin geleneksel yöntemle göre bağlanma dayanımları açısından istatistiksel olarak daha başarılı olması, Er:YAG lazer ile hazırlanan yüzeyde dehidrate ve kalsiyumdan zengin bir tabaka oluşması ve Adper SE Plus içerisindeki karboksil gruplarının dişteki hidroksiapatit ve kalsiyum ile bağlanabilmesi ile ilişkili olduğu düşünülmüştür.

Gürkan ve ark. dentin yüzeylerinin Er:YAG lazer ile hazırlığı sonrası farklı adeziv sistemler kullanılarak gerçekleştirilen kompozit restorasyonların makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirmek amacı ile her biri onar diştten oluşan toplam 7 grup oluşturmuşlardır. İlk beş grupta dentin yüzeylerini lazer (20Hz/200mJ) ile hazırlandıktan sonra sırası ile (1) asit+total-etch adeziv (Excite), (2) Excite, (3) iki aşamalı self-etch adeziv (AdheSE), (4) lazer ile pürüzlendirme (120mj,10Hz)+Excite, (5) lazer ile pürüzlendirme+AdheSE; son iki grupta dentin yüzeylerini frez ile hazırladıktan sonra (6) asit+Excite, (7) AdheSE uygulamışlar ve nanohibrit kompozit rezinlerin makaslama bağlanma dayanımını ölçmüşlerdir. Total-etch adeziv uygulanan ve asit ile pürüzlendirme yapılan gruplar (1 ve 6. Gruplar) değerlendirildiğinde; dentin yüzeyleri lazer ile hazırlanan grubun makaslama bağlanma dayanımının dentin

yüzeyleri frez ile hazırlanan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu saptamışlardır (80).

Bu çalışmada ise, Gürkan ve ark.'nın çalışmalarından farklı olarak total-etch adeziv (Single Bond) uygulanan ve asit ile pürüzlendirme yapılan gruplarda dentin yüzeylerinin Er:YAG lazer ya da frez ile gerçekleştirilmiş olması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Gürkan ve ark.'nın çalışmalarında ayrıca Er:YAG lazer ile hazırlanan ve total-etch uygulanan gruplar pürüzlendirme açısından değerlendirildiğinde en yüksek bağlanma değerlerinin hiç pürüzlendirme yapılmayan grupta görüldüğü bunu sırası ile lazer ile pürüzlendirme ve asit ile pürüzlendirme yapılan grubun izlediği belirtilmiş; asit ile pürüzlendirilen grubun bağlanma dayanımının hem pürüzlendirme yapılmayan gruba göre hem de lazer ile pürüzlendirme yapılan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu, buna karşın pürüzlendirme yapılmayan grup ile lazer ile pürüzlendirme yapılan grup arasında ise anlamlı bir farklılığın olmadığı saptanmıştır (80). Bu çalışmada ise, pürüzlendirme tiplerinin bağlanma dayanımları üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir.

Gürkan ve ark.'nın çalışmasında iki aşamalı self-etch adeziv uygulanan gruplarda dentin yüzeylerinin lazer (3. Grup) ya da frez (7. Grup) ile hazırlanması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı; ancak lazer ile hazırlık sonrası lazer pürüzlendirme yapıldığında (5. Grup) makaslama bağlanma dayanımının istatistiksel olarak anlamlı derecede düştüğü belirtilmiştir (80). Bu çalışmada ise iki aşamalı self-etch adeziv (Adper SE Plus) uygulanan gruplarda Er:YAG lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerinde frez ile hazırlanan dentin yüzeylerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma değerleri gözlenmiştir.

Esteves-Oliveira ve ark. Er:YAG, Er,Cr:YSGG ya da frez ile hazırlanmış mine ve dentin yüzeylerine uygulanan self-etch bir adeziv sistemin çekme bağlanma kuvvetini değerlendirmişler ve bağlanma kuvvetlerinin Er:YAG lazer ile hazırlanan yüzeylerde Er,Cr:YSGG ile hazırlanan yüzeylere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ve her iki lazer grubunun ortalama bağlanma dayanımlarının ise frez grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu bulmuşlardır (70).

Diş-restorasyon ara yüzeyinde oluşan mikrosızıntı miktarının belirlenmesinin kullanılan restoratif materyalin başarısının değerlendirilmesinde önemli olduğu bilinmektedir. Bu nedenle çok sayıda araştırmacı lazerin farklı parametrelerini kullanarak hazırladıkları kaviteelerde farklı adeziv sistem/kompozit restorasyon kombinasyonlarını uygulamış ve geleneksel kavite hazırlığı yöntemleri ile mikrosızıntı açısından karşılaştırmışlardır (11,107,12). Bazı çalışmalarda Er:YAG lazer ile kavite hazırlığının geleneksel yöntemle göre mikrosızıntı açısından daha üstün olduğu belirtilirken (106), bazılarında Er:YAG lazer ile kavite hazırlığının geleneksel yöntemle göre daha fazla mikrosızıntı gösterdiği (38,42), bir kısmında ise kavite hazırlığı yöntemlerinin adeziv sistemlerin mikrosızıntı düzeylerinde anlamlı bir farklılık oluşturmadığı (11, 24, 94,103,127) belirtilmiştir.

Aranha ve ark. Er:YAG lazer (250 mJ/4 Hz) ya da elmas frez ile hazırladıkları ve üç farklı adeziv sistem (Single Bond, AdheSE, Clearfil SE Bond) kullanarak kompozit rezin ile restore ettikleri sınıf V kaviteelerde restorasyon kenarlarını mikrosızıntı açısından değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak kavite hazırlığının Er:YAG lazer ya da elmas frez kullanılarak yapılmasının mikrosızıntı açısından anlamlı bir farklılık oluşturmadığını ve self-etch bir adeziv olan Clearfil SE Bond'un hem lazer ile hem de elmas frez ile hazırlanan kaviteelerde self-etch bir adeziv olan AdheSE ve total-etch bir adeziv olan Single Bond'a göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük mikrosızıntı gösterdiğini saptamışlardır. Clearfil SE Bond'un gösterdiği bu başarının yapısında bulunan ve diş dokusu ile güçlü kimyasal adezyon yapabilme özelliğinde olan 10-MDP monomerinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir (11). Bu çalışmada ise kavite hazırlığı yöntemleri karşılaştırıldığında tek anlamlı farklılığın Adper SE Plus adeziv uygulanan grupların oklüzal mikrosızıntı düzeyleri arasında olduğu ve Adper SE Plus adezivin lazer ile hazırlanan kaviteelerde frez ile hazırlananlara göre oklüzal kenarda daha az mikrosızıntı gösterdiği saptanmıştır. Diğer gruplar arasında ise Aranha ve ark.'nın çalışmalarına benzer olarak kavite hazırlığı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Moldes ve ark. Er:YAG lazer, Er,Cr:YSGG lazer ya da frez ile hazırladıkları ve tek şişe self-etch (One-Up Bond F) ya da iki aşamalı total-etch (Adper Single Bond 2) adeziv uyguladıkları sınıf V kaviteelerde kompozitlerin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak Er:YAG lazer ile hazırlanan kaviteelerden

Single Bond uygulanan grubun One-Up Bond F uygulanan gruba göre gingivalde daha fazla sızıntı gösterdiğini ve uygulanan her iki adeziv sistem için lazer ya da frez ile kavite hazırlığı yapılmasının gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından anlamlı bir farklılık oluşturmadığını saptamışlardır. Oklüzal mikrosızıntı düzeylerini değerlendirdiklerinde ise gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemediklerini belirtmişlerdir (127). Bu çalışmada da, total-etch adeziv olarak Adper Single Bond 2 adeziv kullanılmış ve Moldes ve ark.'nın sonuçlarına benzer şekilde Adper Single Bond 2 uygulanan gruplarda hem oklüzal hem gingival kenarlarda Er:YAG lazer ya da frez ile kavite hazırlığı yapılması arasında mikrosızıntı açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Palma Dibb ve ark. Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelerde üç farklı adeziv sistemin (Bond 1, Prime&Bond NT, Etch&Prime 3.0) oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeylerini karşılaştırmışlar; nanoteknoloji ürünü bir total-etch adeziv olan Prime&Bond NT uygulanan grupta mikrosızıntının tamamen elimine edildiğini ve en fazla mikrosızıntının self-etch bir adeziv olan Etch&Prime 3.0 uygulanan grupta gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Prime&Bond NT ile gözlenen bu başarı nanoteknoloji ile üretilen bu adeziv sistemin dentindeki porozitelere daha iyi akması ve homojen bir hibrit tabakası ve uniform rezin uzantıları oluşturabilmesi ile açıklanmaktadır (147). Bu çalışmada ise Palma Dibb ve ark.'nın çalışmalarından farklı olarak Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelerde adeziv sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Delme ve ark. Er:YAG lazer ile ya da frez ile kavite hazırlığı yapılmasının oklüzal ve gingival kenarlardaki mikrosızıntı miktarlarına etkisini belirlemek amacı ile oklüzal kenarı minede gingival kenarı mine-sement sınırının 1,5 mm altında olan toplam 80 adet sınıf V kavite hazırlamışlar ve her biri onar diştten oluşan toplam 8 grup oluşturmuşlardır. Kavileri 1.,2.,3.,5.,6. ve 7. gruplarda Er:YAG lazer (minede 400 mj/12 Hz, dentinde 300 mj/10 Hz) ile 4. ve 8. gruplarda ise elmas frez ile hazırlamışlardır. Elmas frez ile hazırlanan kavileri asit ile pürüzlendirmişler (4. ve 8. grup), lazer ile hazırlanan kavileri ise 3 alt gruba ayırarak asit ile (1. ve 5. grup), lazer+asit ile (2. ve 6. grup) ya da lazer ile (3. ve 7. grup) pürüzlendirmişlerdir. İki farklı total-etch adeziv ve ilgili kompozitlerinin uygulandığı çalışmada 1.,2.,3. ve 4. gruplarda kavileri Optibond FL+Herculite XRV ile; 5.,6.,7. ve 8. gruplarda ise Scotchbond

MP+Z100 ile restore etmişlerdir. Sonuç olarak asit ile pürüzlendirilen tüm gruplarda gingival mikrosızıntı düzeylerinin oklüzal mikrosızıntı düzeylerinden fazla olduğu ve asit ile pürüzlendirmenin yapılmadığı yalnızca Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen gruplarda ise oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında anlamlı bir farklılığın olmadığı saptanmıştır (55). Bu çalışmada ise, Delme ve ark.'nın sonuçlarından farklı olarak asit ile pürüzlendirmenin yapıldığı gruplarda oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık olmadığı, lazer ile pürüzlendirilen ya da hiç pürüzlendirme yapılmayan gruplarda ise gingival kenardaki mikrosızıntı miktarının oklüzale göre fazla olduğu gözlenmiştir. Delme ve ark.'nın çalışmalarında ayrıca Er:YAG lazer ile hazırlanan ve Scotchbond MP+Z100 uygulanan gruplardan asit ile pürüzlendirme yapılan grubun asitleme yapılmayan gruba göre daha az mikrosızıntı gösterdiği gözlenirken, Er:YAG lazer ile hazırlanan ve Optibond FL+Herculite XRV uygulanan gruplarda ise asit pürüzlendirme yapılan grubun asitleme yapılmayan gruba göre daha fazla mikrosızıntı gösterdiği saptanmıştır. Aynı koşullarda ve aynı yöntem ile hazırlanan iki grup arasındaki bu farklı sonuçların ürün (adeziv sistem/kompozit) kaynaklı olduğu sonucunu çıkarmışlardır (55). Bu çalışmada ise, total-etch adeziv olarak etanol+su bazlı bir adeziv olan bu özelliği ile Optibond FL'ye benzeyen Adper Single Bond kullanılmış ancak lazer ile hazırlanmış kavitelere asitleme yapılan grubun pürüzlendirme yapılmayan gruba göre daha az mikrosızıntı göstermesi Delme ve ark.'nın Optibond FL için elde ettikleri sonuçlardan farklılık göstermiştir. Bu farklılığın Delme ve ark.'nın Optibond FL öncesi asit jel olarak %37,5'luk Kerr asit jel kullanmaları ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda asit jel olarak ise 3M Scotchbond asit kullanılmıştır. SEM incelemelerinde Scotchbond asit ile pürüzlendirilen yüzeylerde Kerr asit ile pürüzlendirilen yüzeylere göre daha fazla açık dentin kanallarının ortaya çıktığı belirtilmektedir.

Chinelatti ve ark. Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelere farklı pürüzlendirme tiplerini mikrosızıntı açısından değerlendirmek amacı ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında her biri onar örnekten oluşan toplam beş grup oluşturmuşlardır. İlk dört grupta kavite hazırlığı Er:YAG lazer (400 mJ/4 Hz) ile gerçekleştirilmiş ancak 4. grupta kavitenin son şeklinin verilmesinde karbid frez kullanılmıştır. Kavite yüzeyleri 1. grupta Er:YAG lazer (80 mJ/2 Hz), 2.grupta %35'lik fosforik asit, 3. ve 4. gruplarda Er:YAG lazer+fosforik asit ile pürüzlendirilmiştir. Kontrol grubunda ise kaviterler frez ile hazırlanmış ve fosforik asit ile pürüzlendirme yapılmıştır. Tüm örnekler Single Bond

adeziv ve Z250 ile restore edilmiştir. Sonuç olarak hem oklüzal hem gingival kenarda en az mikrosızıntının kontrol grubunda olduğu ve lazer ile kavite hazırlığı yapılmış gruplarda pürüzlendirme işlemlerinin anlamlı bir farklılık yaratmadığı gözlenmiştir (42). Bu çalışmada da, en düşük mikrosızıntı değerleri frez+asit+Single Bond uygulanan grupta görülmüştür. Chinelatti ve ark.'nın lazer+lazer pürüzlendirme, lazer+asit ve frez+asit grupları ile aynı grupları içeren çalışmamızda, lazer ile hazırlanan kavitelerde oklüzal kenarda lazer ya da asit ile pürüzlendirme arasında fark bulunmaması Chinelatti ve ark.'nın bulguları ile örtüşmekte ancak gingival kenarda asit ile pürüzlendirmenin lazer ile pürüzlendirmeye göre daha az mikrosızıntı göstermesi farklılık oluşturmaktadır.

Esteves-Oliveira ve ark. Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelerde self-etch adeziv sistemleri uygulamadan önce lazer ile pürüzlendirme yapmanın mikrosızıntı düzeyleri üzerine etkisini araştırmak amacı ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında, lazer ile pürüzlendirmenin self-etch adeziv sonrası uygulanan kompozit rezinlerin kenar uyumlarını artırmadığını, lazer ile kavite hazırlığı yapılan ve doğrudan self-etch adeziv uygulanan grubun kenar uyumunun ise frez ile hazırlanan kaviteler kadar iyi olduğunu belirtmişlerdir (69). Bu çalışmada ise, self-etch adezivlerin uygulandığı gruplardan yalnızca Adper SE Plus uygulanan grubun gingival mikrosızıntı düzeyleri arasında frez ve lazer ile kavite hazırlığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmış, diğer self-etch adeziv grubu için ise kavite hazırlıkları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Ceballos ve ark. frez ile hazırladıkları V. sınıf kavite yüzeylerini fosforik asit, Er:YAG lazer (minede 300mJ/2 Hz, dentinde 250 mJ/2 Hz) ya da Er:YAG lazer+asit ile pürüzlendirmişler ve total-etch bir adeziv olan Scotchbond I ve Z100 kompozit ile restore ettikten sonra gingival ve oklüzal kenarlardaki mikrosızıntı düzeylerini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak asit ile pürüzlendirilen grupta oklüzal mikrosızıntı düzeyinin Er:YAG lazer ile ya da Er:YAG lazer+asit ile pürüzlendirilen gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu ve gingival duvarlarda ise gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmediğini bildirmişlerdir (38).

Armengol ve ark. frez ile hazırlanan sınıf V kavitelerde asit, Er:YAG lazer ve Nd:YAP lazer ile pürüzlendirmeyi mikrosızıntı düzeyleri açısından karşılaştırmışlar ve Ceballos ve ark.'nın sonuçlarına benzer olarak mine kenarlarında asit ile

pürüzlendirmenin Er:YAG lazer ile pürüzlendirmeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük mikrosızıntı gösterdiğini, dentin kenarlarında ise asit ve Er:YAG lazer pürüzlendirme arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını belirtmişlerdir (12).

Bertrand ve ark. 36 azı dişinin bukkal yüzeylerinde frez ile, lingual yüzeylerinde ise Er:YAG lazer (500mj/10 Hz) ile sınıf V kavite hazırlamışlar ve Er:YAG lazer ile hazırladıkları kaviteleri üç gruba ayırarak 1. grupta asitleme yapmamışlar, 2. grupta yalnızca mineyi asitlemişler ve 3. grupta ise hem mine hem dentini asitlemişlerdir. Sonuç olarak lazer ile kavite hazırlığı sonrası asitleme yapılmasının hem oklüzal hem gingival mikrosızıntıyı azattığını saptamışlardır (26). Bu çalışmada da, lazer ile hazırlanmış kavitelerde asit ile pürüzlendirme sonrası hem oklüzal hem gingival mikrosızıntı düzeyinin hiç pürüzlendirme yapılmayan grup ile karşılaştırıldığında azaldığı gözlenmiş ancak istatistiksel olarak anlamlı farklılığın yalnızca gingival duvarda olduğu saptanmıştır.

Corona ve ark. elmas frez, hava-abrazyon ve Er:YAG lazer ile hazırladıkları sınıf V kavitelerde kompozit restorasyonların mikrosızıntı düzeylerini değerlendirmek amacı ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında, total-etch adeziv (Single Bond) uygulama öncesi elmas frez ve hava abrazyon ile hazırladıkları kaviteleri asit ile, lazer ile hazırladıkları kaviteleri ise lazer ya da lazer+asit ile pürüzlendirmişlerdir. Sonuç olarak lazer ile kavite hazırlığı+lazer ile pürüzlendirme yapılan grupta asit ile pürüzlendirilen diğer tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek mikrosızıntı görüldüğünü belirtmişler ve bunun lazer ile pürüzlendirme sırasında homojen olarak yüzeyin taranmasındaki güçlük nedeni ile pürüzlendirilmemiş alanların kalması ile ilişkili olduğunu ifade etmişlerdir. En az mikrosızıntı görülen grubun ise elmas frez ile hazırlanan ve asit ile pürüzlendirilen grup olduğunu belirtmişlerdir (45). Bu çalışmada da, en az mikrosızıntı elmas frez ile hazırlanan ve asit ile pürüzlendirilen grupta görülmüş; lazer ile kavite hazırlığı+lazer ile pürüzlendirme yapılan grup ile asit ile pürüzlendiren gruplar arasında (lazer ile kavite hazırlığı+asit ile pürüzlendirme ve elmas frez+asit ile pürüzlendirme) oklüzal mikrosızıntı düzeyleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmaz iken gingival duvarda lazer ile pürüzlendirmenin asit ile pürüzlendirmeye göre istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla sızıntı gösterdiği bulunmuştur.

Korkmaz ve ark. Er:YAG lazer (200mj/20Hz) ya da elmas frez ile hazırladıkları ve üç farklı tek şişe self-etch adeziv uyguladıkları sınıf V kavitelere kompozitlerin mikrosızıntı düzeylerini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, oklüzal kenarda tüm adezivlerin Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelere frez ile hazırlanmış kavitelere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek mikrosızıntı gösterdiğini; servikal kenarda ise Xeno V ve AdheSE One uygulanmış gruplarda lazer ya da frez ile kavite hazırlığı arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığını, Clearfil S³ Bond uygulanmış gruplarda ise frez ile kavite hazırlığında anlamlı derecede daha az mikrosızıntı görüldüğünü belirtmişlerdir. Lazer ile hazırlanmış kavitelere frez ile hazırlanmış kavitelere göre daha fazla mikrosızıntı görülmesini Er:YAG lazer ile ablasyon sırasında freze göre daha pürüzlü bir yüzeyin oluşması ve buna bağlı olarak kenarda daha fazla mikroboşluk ve sızıntı görülmesi ile açıklamışlardır (107). Bu çalışmada, tek şişe self-etch adeziv olarak Clearfil S³ Bond kullanılmış olup Korkmaz ve ark.'nın çalışmalarından farklı olarak Er:YAG lazer ya da frez ile kavite hazırlığı arasında hem oklüzalde hem gingivalde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Wright ve ark., frez+asit, frez+minede lazer pürüzlendirme ve lazer+lazer pürüzlendirme gruplarından oluşan çalışmalarında mikrosızıntı düzeylerini karşılaştırmışlar ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını saptamışlardır (226). Bu çalışmada ise, frez+asit ve lazer+lazer pürüzlendirme grupları değerlendirildiğinde oklüzal kenar boyunca her iki grupta da sızıntının olmadığı, gingival kenarda ise frez grubunda lazer grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük mikrosızıntı gözlemlendiği belirlenmiştir.

Çalışmaların büyük çoğunluğunda dentin ya da sementte sonlanan servikal kenarların minede sonlanan oklüzal kenarlara göre daha fazla mikrosızıntı gösterdiği belirtilmektedir (88,90,36,94,91,92,36,30). Gingival ve oklüzal skorlar arasındaki bu farklılığın dentine bağlanmanın mineye bağlanmaya göre daha fazla teknik hassasiyet gerektirmesinden kaynaklandığı ifade edilmektedir. Cagidiaco ve ark. servikalde sızıntı oluşumunu servikal kenarın 100 µm'lik kısmında dentin kanallarının yokluğu, gingiva tabanının 200-300 µm'lik kısmında dentin kanallarının azlığı ve dentinin organik yapısı ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca servikal kenarda mine var ise bu mine tabakasının çok ince ve aprizmatik olduğunu, bunun da rezinlerin bağlantısını olumsuz etkilediğini ifade etmişlerdir. Polimerizasyon sırasında rezin kompozitlerin daha güçlü

bağlantı kurabildikleri oklüzal kenara doğru büzülerek gingival kenardaki zayıf bağların ayrılmasına neden olduklarını eklemişlerdir (36). Bu çalışmada ise Clearfil S³ Bond uygulanan gruplar hariç diğer tüm gruplar için gingival kenarlarda oklüzal kenarlara göre daha fazla mikrosızıntı görülmüştür. Clearfil S³ bondun minede daha fazla sızıntı göstermesinin zayıf asidik (pH=2,7) özellikte olması nedeni ile mineye bağlanmasının daha zayıf olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Mikrosızıntı çalışmaları arasındaki bu farklı sonuçların Er:YAG lazer ile çalışma sırasında kullanılan farklı parametrelerden ve farklı adeziv ve restoratif materyallerin kullanımından kaynaklandığı düşünülmektedir. Lazerin atım enerjisindeki artışın diş yüzeyinde daha derin kraterlerin oluşmasına neden olduğu ve bunun da restoratif materyalin kavite duvarlarına uyumunu olumsuz etkilediği belirtilmiştir (176). Bu nedenle lazer kullanıcılarının lazerin dalgaboyu, atım aralığı, iletim sistemi ve diğer değişkenler hakkında yeterli bilgiye sahip olması çok önemlidir (11).

Mikrosızıntı düzeyleri ile makaslama bağlanma dayanımı sonuçları arasında korelasyon varlığını inceleyen 30 araştırmanın değerlendirildiği bir çalışmada, incelenen araştırmaların yaklaşık %80'inde bu iki değişken arasında herhangi bir korelasyon olmadığı belirtilmiştir. Korelasyon olmaması ise bu iki test yönteminin başarılarını belirleyen etkenlerdeki farklılık ile açıklanmıştır. Buna göre bağlanma dayanımı testinde materyaller düz dentin yüzeylerine uygulanırken, mikrosızıntı testinde sınırları belirli ölçülerde olan kavitelere uygulanmaktadırlar. Diğer bir ifade ile bağlanma dayanımı testinin başarısında adeziv sistemin homojen bir hibrit tabaka oluşturabilmesi, dentin kanallarına penetre olabilmesi ve hidrofobik özellikteki kompozit ile iyi bir bağlanma sağlayabilmesi etkili iken, mikrosızıntı testinde tüm bu sayılanlara ek olarak kompozitin polimerizasyon büzülmesi, kompozitin akışkanlığı gibi faktörler de etkili olmaktadır. Bu nedenle adeziv sistemlerin düşük bağlanma kapasitelerinin kompozitin düşük polimerizasyon büzülmesi ile kompanse edilebileceği ya da yüksek polimerizasyon büzülmesine sahip bir kompozitin iyi bağlanma özelliklerine sahip bir adeziv ile daha başarılı sonuçlar oluşturabileceği belirtilmiştir (90). Bu çalışmada da, frez ile hazırlanan ve Adper SE Plus adeziv uygulanan grup hariç diğer gruplarda mikrosızıntı düzeyleri ile makaslama bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon olmadığı gözlenmiştir.

Adeziv sistemlerin başarılarının belirlenmesinde tam bir marjinal kapamanın sağlanıp sağlanamaması konusunun önemli olduğu ve hibrit tabakanın morfolojisi ile marjinal kapama arasında yakın bir ilişki olduğu belirtilmektedir. Bu nedenle hibrit tabakanın mikromorfolojisi ve kalınlığı ile ilgili araştırmaların adeziv sistemlerin bağlanma kalitesinin belirlenmesinde önemli bir yeri olduğu vurgulanmaktadır (20).

Aranha ve ark. Er:YAG lazer, Er,Cr:YSGG lazer ya da frez ile hazırlanmış kavitelere üç farklı adeziv sistemin (AdheSE, Clearfil SE Bond, Single Bond) uygulanması ile oluşan rezin-dentin ara yüzeyini SEM’de incelemişler ve Er,Cr:YSGG lazer ile kavite hazırlığı sonrası Clearfil SE Bond uygulanan grup dışındaki tüm gruplarda hibrit tabaka oluşumunu gözlediklerini bildirmişlerdir. Lazer ile kavite hazırlanmış gruplarda rezin-dentin ara yüzeyi boyunca hibrit tabaka kalınlığının ve devamlılığının değiştiğini, frez ile hazırlanmış gruplarda ise daha kalın ve homojen bir hibrit tabakası gözlediklerini belirtmişlerdir. Self-etch adeziv sistemlerin uygulandığı gruplarda rezin uzantılarının birçok lateral uzantılara sahip olduğunu gözlemişlerdir (10).

Bu çalışmada, hiç pürüzlendirme yapılmayan grup dışındaki tüm gruplarda hibrit tabaka oluşumu gözlenmiştir. Aranha ve ark.’nın SEM bulgularına benzer şekilde lazer ile hazırlanmış gruplarda rezin-dentin ara yüzeyi boyunca hibrit tabakanın kalınlığının ve devamlılığının değiştiği, frez ile hazırlanan gruplarda ise daha homojen bir hibrit tabakasının oluştuğu saptanmıştır. Lateral uzantılar ise yalnızca Er:YAG lazer ile hazırlanan gruplarda izlenmiştir.

Çalışmada Er:YAG lazer ile hazırlanan tüm gruplarda Aranha ve ark.’nın çalışmalarında da olduğu gibi rezin ve dentin arasında aralık oluşumu gözlenmiştir. Aranha ve ark. lazer ile hazırlanan kavitelere gözlenen bu aralığın lazer uygulamasının kollajen yapısında oluşturduğu değişikliklerden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Kesitlerin SEM analizi için hazırlığı öncesi fosforik asit ve sodyum hipoklorit uygulanması nedeni ile kollajen yapının değerlendirilmesinin ise mümkün olmadığı belirtilmektedir (10).

Benezato ve Stefani, Er:YAG lazer ile ablasyon sırasında dentinin derin kısımlarında kollajen liflerin denature olduğunu ve intertübüler bölgedeki kollajenlerin ise yapısal olarak değişikliğe uğradığını; buna karşın dentin kanallarının ilk

kısımlarında ise kollajen yapısının normal görünümde olduğunu ve böylelikle hibrit tabaka oluşumunun gerçekleşebildiğini belirtmişlerdir (23).

Bertrand ve ark. Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlanmış dentin yüzeylerine asit ile pürüzlendirme sonrası ya da pürüzlendirme yapmaksızın doğrudan total-etch bir adeziv olan Prime and Bond NT uygulamışlar ve rezin-dentin ara yüzeyini SEM ile incelemişlerdir. Sonuç olarak asit ile pürüzlendirilmiş tüm gruplarda (kavite hazırlığı Er:YAG lazer ya da frez ile gerçekleştirilen) hibrit tabakası ve karakteristik huni şeklindeki rezin uzantılarının oluşumunu gözlemişler, Er:YAG lazer ile hazırlanan ve asitleme yapılmayan grupta ise hibrit tabakasının oluşmadığını ve rezin uzantılarının silindirik şeklinde olduğunu bildirmişlerdir. Asit ile pürüzlendirme yapılan gruplarda kavite hazırlığı yöntemleri arasında ise hibrit tabaka kalınlığı açısından anlamlı bir farklılık gözlemediklerini belirtmişlerdir (25). Bu çalışmada da, rezin uzantılarının asit ile pürüzlendirilen gruplarda huni şeklinde, diğer gruplarda ise silindirik şeklinde olduğu; Er:YAG lazer ile hazırlanan ve asitleme yapılmayan grupta hibrit tabakanın oluşmadığı ve asit ile pürüzlendirme yapılan gruplarda hibrit tabaka kalınlığının benzer olduğu gözlenmiştir.

Schein ve ark. lazer ya da frez ile kavite hazırlığı yapılmasının rezin-dentin ara yüzeyine etkisini SEM analizi ile değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, frez ile hazırlanmış kavitelerde tüm arayüz boyunca hibridizasyon belirtileri olduğunu ve farklı uzunluklarda rezin uzantılarının gözlemlendiğini; lazer ile hazırlanmış kavitelerde ise hibridizasyon alanlarının az ve düzensiz, rezin uzantılarının ise daha az sayıda ve ince olduğunu belirtmişlerdir (183).

Barceleiro ve ark. Er:YAG lazer ya da frez ile kavite hazırlığı yapılmasının adeziv-dentin arayüzünde oluşan hibrit tabakanın kalınlığı üzerine etkilerini karşılaştırmak amacı ile her biri beşer örnekten oluşan iki grupta SEM görüntüleri elde etmişler ve her örnek için toplam on noktada hibrit tabaka kalınlığını kaydetmişlerdir. Sonuç olarak, frez ile hazırlanmış kavitelerden elde edilen ortalama hibrit tabaka kalınlığının lazer ile hazırlanmış kavitelerdeki ortalama hibrit tabaka kalınlığına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu; frez ile hazırlanmış kavitelerde hibrit tabakanın lazer ile hazırlanmış kavitelere göre daha düzenli olduğunu ve devamlılık gösterdiğini bildirmişlerdir. Frez ile hazırlanmış kavitelerde hibrit tabakanın daha kalın olmasını iki etkene bağlamışlardır. Birincisi dik gelen lazer ışığının çarptığı

alandan aside dayanıklı bir yapının oluşması ve buna bağlı olarak hibrit tabakanın bu bölgelerde oluşumunun etkilenmesi olarak ifade edilmektedir. İkincisi ise lazer ışığının etki alanının etrafında ısı yükselmesinin daha az olması, kollajen lif yapısının daha az değişime uğraması ve buna bağlı olarak da bu bölgelerin daha az aside dayanıklı olması ile düzensiz ve kalın olmayan bir hibrit tabakanın oluşması olarak belirtilmektedir. Bu çalışmada, Single Bond uygulanmış grupta lazer ya da frez ile kavite hazırlığı yapılması arasında hibrit tabaka kalınlığı açısından anlamlı bir farklılık gözlenmez iken; Adper SE Bond uygulanan gruplardan lazer ile kavite hazırlığı yapılmış olanlarda hibrit tabaka kalınlığının frez ile kavite hazırlığı yapılmış olanlara göre daha fazla olduğu saptanmıştır (19).

Barceleiro ve ark. lazer ya da frez ile hazırlanmış dentin yüzeylerine dört farklı adeziv sistem uygulayarak rezin-dentin ara yüzeyini SEM’de incelemişler ve her örnek için beş noktada olmak üzere hibrit tabaka kalınlıklarını karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak, frez ile hazırlanan yüzeylerde hibrit tabakanın devamlı ve kalınlığının ölçülen her nokta için benzer olduğunu, Er:YAG lazer ile hazırlanan yüzeylerde ise hibrit tabakanın devamlılık göstermediğini ve kalınlığının ölçülen noktalarda oldukça farklı değerler oluşturduğunu gözlemişlerdir. Bunlara ek olarak, lazer parametrelerini yükselttikçe hibrit tabakanın kesintiye uğradığı alanların arttığını saptamışlardır (20). Bu çalışmada da, lazer ile hazırlanan kavitelerde hibrit tabakanın daha düzensiz ve kesintili olduğu görülmüştür.

Sassi ve ark. dentin yüzeylerini Er:YAG lazer ya da asit ile pürüzlendirmenin dentin-rezin ara yüzeyine etkisini SEM ile değerlendirmek amacı ile gerçekleştirdikleri çalışmalarında üç farklı adeziv sistem kullanmışlar ve sonuç olarak tüm adeziv sistemler için yalnızca Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapıldığında hibrit tabaka oluşumunun gerçekleşmediğini, çok az sayıda rezin uzantılarının görüldüğünü ve adeziv sistemlerden ikisinde dentin yüzeyi ile adeziv arasında boşluk oluştuğunu gözlemişlerdir. Asit ile pürüzlendirme yapılan gruplarda ise homojen, kalın bir hibrit tabakası oluştuğunu belirtmişlerdir (182). Bu çalışmada da, Sassi ve ark.’nın bulgularına benzer şekilde asit ile pürüzlendirme sonrası düzgün ve homojen kalınlıkta bir hibrit tabakası gözlenirken, Er:YAG lazer ile pürüzlendirme sonrası oluşan hibrit tabakanın yer yer devamlılığını kaybettiği gözlenmiştir.

Diş sert dokularında kullanımı giderek yaygınlaşan Er:YAG lazerin kavite hazırlığında kullanımının dentin yüzeyine ve farklı adeziv sistem-dentin bağlantısına olan etkilerinin in-vitro kapsamlı olarak incelenmesi ve geleneksel yöntemlerle karşılaştırılması amaçlanan bu tez çalışmasında; adeziv sistemlerin dentine bağlanma kuvvetleri değerlendirilmiş, mikrosızıntı ölçümleri yapılmış ve adeziv sistem-dentin ara yüzeyleri ultramikroskopik düzeyde SEM ile incelenmiştir. Çalışma sonuçlarındaki farklılıklar in vitro çalışmaların sonuçlarını etkileyen çok fazla sayıda deneysel değişkenin bulunması, farklı lazer tiplerinin ve uygulanan parametrelerin dokuda farklı etkiler oluşturmaları, uygulanan adeziv sistemlerin çeşitli yöntemler ile hazırlanmış dentin yüzeylerinde farklı sonuçlar vermesi ve adeziv sistemlerin içerikleri ve uygulamalarındaki çeşitlilik ile açıklanmaktadır. Bu nedenle daha kesin ve güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için konu ile ilgili daha fazla sayıda in vivo ve in vitro çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

SONUÇLAR

1. Dentin yüzeylerini Er:YAG lazer ya da frez ile hazırlamanın adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımları üzerine etkileri incelendiğinde; Clearfil S³ Bond ve Adper Single Bond 2 uygulanan gruplarda yüzey hazırlığı yöntemlerinin makaslama bağlanma dayanımları açısından anlamlı bir fark oluşturmadığı, Adper SE Plus Bond uygulanan gruplarda ise yüzey hazırlığının Er:YAG lazer ile yapılmasının ortalama makaslama bağlanma dayanımını istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak yükselttiği bulunmuştur.
2. Dentin yüzeylerinin Er:YAG lazer ile hazırlandığı gruplarda adeziv sistemler makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırıldığında; AdperSE Bond uygulanmış grubun ortalama makaslama bağlanma dayanımının Single Bond uygulanmış gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu saptanmıştır. Adper SE Plus Bond ve Clearfil S³ Bond, Clearfil S³ Bond ve Adper Single Bond 2 grupları arasında ise anlamlı bir farklılık bulunmadığı gözlenmiştir.
3. Dentin yüzeylerinin frez ile hazırlandığı gruplarda adeziv sistemler makaslama bağlanma dayanımları açısından karşılaştırıldığında; adeziv sistemlerin benzer başarı oranları gösterdiği belirlenmiştir.
4. Adper Single Bond 2 uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin makaslama bağlanma dayanımları üzerine etkileri incelendiğinde; pürüzlendirme tiplerinin adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımlarında istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı saptanmıştır.
5. Kavite hazırlığının Er:YAG lazer ya da frez ile gerçekleştirilmesinin adeziv sistemlerin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri üzerine etkisi incelendiğinde; Clearfil S³ Bond ve Adper Single Bond 2 uygulanan gruplarda kavite hazırlığı yöntemlerinin oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından anlamlı bir fark oluşturmadığı, Adper SE Plus Bond uygulanan gruplarda ise kavite hazırlığının Er:YAG lazer ile yapılmasının oklüzal mikrosızıntı düzeyini istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürdüğü, gingival mikrosızıntı düzeyi açısından ise anlamlı bir farklılık oluşturmadığı saptanmıştır.

6. Kavite hazırlığının Er:YAG lazer ile yapılmış olduğu gruplarda adeziv sistemler arasında oklüzal ve gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
7. Kavite hazırlığının frez ile yapılmış olduğu gruplarda adeziv sistemler arasında gingival mikrosızıntı düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaz iken, Adper Single Bond 2 uygulanan grubun oklüzal mikrosızıntı düzeyinin Clearfil S³ Bond ve Adper SE Plus Bond uygulanan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu gözlenmiştir.
8. Adper Single Bond 2 uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin mikrosızıntı düzeyi üzerine etkileri incelendiğinde; kavite hazırlığının Er:YAG lazer ile gerçekleştirildiği gruplarda gingivalde en az mikrosızıntının asit ile pürüzlendirme yapılan grupta görüldüğü ve bunun lazer ile pürüzlendirme yapılan ve hiç pürüzlendirme yapılmayan gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu saptanmıştır.
9. Adper Single Bond 2 uygulanmış gruplarda pürüzlendirme tiplerinin mikrosızıntı düzeyi üzerine etkileri incelendiğinde; kavite hazırlığının Er:YAG lazer ile gerçekleştirildiği gruplarda en fazla mikrosızıntının hem oklüzalde hem gingivalde hiç pürüzlendirme yapılmayan grupta görüldüğü gözlenmiştir.
10. Kavite hazırlığı Er:YAG lazer ile gerçekleştirilen ve Er:YAG pürüzlendirme yapılan grubun gingival mikrosızıntı düzeylerinin kavite hazırlığı frez ile gerçekleştirilen ve asit ile pürüzlendirme yapılan gruba göre istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olarak yüksek olduğu bulunmuş; aynı grupların oklüzal mikrosızıntı düzeyleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.
11. Hiç pürüzlendirme yapılmamış grup hariç diğer tüm gruplarda hibrit tabaka oluşumu gözlenmiştir.
12. Er:YAG lazer ile hazırlanmış gruplarda rezin-dentin ara yüzeyi boyunca hibrit tabakanın kalınlığının değiştiği, devamlılığının bozulduğu; frez ile hazırlanan gruplarda ise daha homojen ve devamlı bir hibrit tabaka oluştuğu gözlenmiştir.
13. Resin uzantılarının asit ile pürüzlendirilen gruplarda huni şeklinde, diğer gruplarda ise silindir şeklinde olduğu saptanmıştır.

14. Adper SE Plus Bond uygulanan gruplardan lazer ile kavite hazırlığı yapılmış olanlarda hibrit tabaka kalınlığının frez ile kavite hazırlığı yapılmış olanlara göre daha fazla olduğu saptanmış, Clearfil S³ Bond uygulanan gruplarda ise frez ile kavite hazırlığında oluşan hibrit tabakanın lazer ile hazırlanmış olanlara göre daha kalın olduğu gözlenmiştir.
15. Frez ile hazırlanan ve Adper SE Plus adeziv uygulanan grup hariç diğer gruplarda mikrosızıntı düzeyleri ile makaslama bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon olmadığı saptanmıştır
16. Bu çalışmanın sonucunda, Er:YAG lazerin geleneksel yöntemle alternatif bir kavite hazırlama ve pürüzlendirme yöntemi olarak kullanılabileceği belirlenmiştir; ancak başarıyı etkileyen çok fazla sayıda etkenin bulunması nedeni ile lazer uygulanmış yüzeyde optimal adezyonun sağlanabilmesi için daha çok sayıda in-vitro ve klinik çalışma gerçekleştirilmesi gerekmektedir.
17. İncelenen tüm parametreler açısından Adper SE Bond'un Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelere frez ile hazırlanan kavitelere göre gösterdiği başarılı sonuçlar, adeziv sistemlerin rezin-dentin bağlantısında oynadıkları rolü göstermesi açısından önemlidir. Mevcut adeziv sistemlerin lazer ile hazırlanmış yüzeylerdeki performanslarını belirlemeye yönelik daha fazla sayıda çalışma gerçekleştirilmesinin yanı sıra, lazer ile hazırlanan diş dokularına özel adeziv sistemlerin geliştirilmesi adeziv dişhekimliğine önemli katkılar sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

1. Adams TC, Pang PK. Lasers in aesthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2004;**48**(4):833-60.
2. Agostini FG, Kaaden C, Powers JM. Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatr Dent* 2001;**23**(6):481-6.
3. Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 1997;**22**(4):173-85.
4. Albers HF. *Tooth-colored restoratives: Principles and techniques*. 9th ed. Hamilton, Ontario, Canada: Decker; 2002.
5. Alkurt TM, Bala O. Çürük teşhisinde lazer enerjisi kullanılması. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg* 2007;**24**(2):125-30.
6. al-Salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 1997;**28**(11):717-23.
7. Amarante de Camargo DA, Sinhoreti MA, 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**(4):317-23.
8. Ana PA, Bachmann L, Zezell DM. Lasers effects on enamel for caries prevention. *Laser physics* 2006;**16**(5):865-75.
9. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res* 1998;**77**(6):1404-14.
10. Aranha AC, De Paula Eduardo C, Gutknecht N, Marques MM, Ramalho KM, Apel C. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er,Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microsc Res Tech* 2007;**70**(8):745-51.
11. Aranha AC, Turbino ML, Powell GL, Eduardo Cde P. Assessing microleakage of class V resin composite restorations after Er:YAG laser and bur preparation. *Lasers Surg Med* 2005;**37**(2):172-7.

12. Armengol V, Jean A, Enkel B, Assoumou M, Hamel H. Microleakage of class V composite restorations following Er:YAG and Nd:YAP laser irradiation compared to acid-etch: an In vitro study. *Lasers Med Sci* 2002;**17**(2):93-100.
13. 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**(8):543-6.
14. Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC, Park JB. Effect of hybrid layer on fracture toughness of adhesively bonded dentin-resin composite joint. *Dent Mater* 1998;**14**(2):91-8.
15. Asmussen E, Hansen EK, Peutzfeldt A. Influence of the solubility parameter of intermediary resin on the effectiveness of the gluma bonding system. *J Dent Res* 1991;**70**(9):1290-3.
16. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998;**14**(1):51-6.
17. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent* 2006;**19**(3):178-86.
18. Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:1-9.
19. Barceleiro Mde O, de Mello JB, de Mello GS, Dias KR, de Miranda MS, Sampaio Filho HR. Hybrid layer thickness and morphology: the influence of cavity preparation with Er:YAG laser. *Oper Dent* 2005;**30**(3):304-10.
20. Barceleiro Mde O, Dias KR, Sales HX, Silva BC, Barceleiro CG. SEM evaluation of the hybrid layer after cavity preparation with Er:YAG laser. *Oper Dent* 2008;**33**(3):294-304.
21. Barkmeier WW, Cooley RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:50-61.
22. Beer F. Laser-atlas surgery. In: Moritz A, Beer F, Goharkhay K, et al. editors. *Oral Laser Application*. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 449-501.
23. Benazzato P, Stefani A. The effect of Er:YAG laser treatment on dentin collagen: an SEM investigation. *J Oral Laser Appl* 2003;**3**(2):79-81.

24. Bertrand MF, Brulat N, Lazzarini V, Marcato G, Namour S, Rocca JP. Er:YAG laser cavity preparation and semi-direct composite resin restoration: a microleakage study. *Photomed Laser Surg* 2008;**26**(5):473-7.
25. Bertrand MF, Hessleyer D, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca JP. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. *Lasers Surg Med* 2004;**35**(1):51-7.
26. Bertrand MF, Semez G, Leforestier E, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca JP. Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single-component adhesive system: relationship between shear bond strength and microleakage. *Lasers Surg Med* 2006;**38**(6):615-23.
27. Black GV. *A work on operative dentistry in two volumes*. Chicago: Medico Dental Publishing, 1908.
28. Boj JR. The future of laser pediatric dentistry. *J Oral Laser Applications* 2005;**5**(3):173-7.
29. Borsatto MC, Corona SA, Ramos RP, Liporaci JL, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Microleakage at sealant/enamel interface of primary teeth: effect of Er:YAG laser ablation of pits and fissures. *J Dent Child (Chic)* 2004;**71**(2):143-7.
30. Bouvier D, Duprez JP, Nguyen D, Lissac M. An in vitro study of two adhesive systems: third and fourth generations. *Dent Mater* 1993;**9**(6):365-9.
31. Bowen RL, Tung MS, Blosser RL, Asmussen E. Dentine and enamel bonding agents. *Int Dent J* 1987;**37**(3):158-61.
32. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 2010;**26**(2):e38-49.
33. Brulat N, Rocca JP, Leforestier E, Fiorucci G, Nammour S, Bertrand MF. Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG-laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci* 2009;**24**(1):53-7.
34. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;**34**(6):849-53.
35. Burke FJ, McCaughey AD. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent* 1995;**8**(2):88-92.
36. Cagidiaco MC, Ferrari M, Vichi A, Davidson CL. Mapping of tubule and intertubule surface areas available for bonding in Class V and Class II preparations. *J Dent* 1997;**25**(5):379-89.

37. Carroll L, Humphreys TR. LASER-tissue interactions. *Clin Dermatol* 2006;**24**(1):2-7.
38. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. *Dent Mater* 2001;**17**(4):340-6.
39. Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res* 2002;**81**(2):119-22.
40. Celik EU, Ergücü Z, Türkün LS, Türkün M. Shear bond strength of different adhesives to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Adhes Dent* 2006;**8**(5):319-25.
41. Chandler HH, Bowen RL, Paffenbarger GC, Mullineaux AL. Clinical investigation of a radiopaque composite restorative material. *J Am Dent Assoc* 1970;**81**(4):935-40
42. Chinelatti MA, Ramos RP, Chimello DT, Corona SA, Pécora JD, Dibb RG. Influence of Er:YAG laser on cavity preparation and surface treatment in microleakage of composite resin restorations. *Photomed Laser Surg* 2006;**24**(2):214-8.
43. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am* 2004;**48**(4):751-70.
44. Convisser RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am* 2004;**4**:771-94.
45. Corona SA, Borsatto M, Dibb RG, Ramos RP, Brugnera A, Pécora JD. Microleakage of class V resin composite restorations after bur, air-abrasion or Er:YAG laser preparation. *Oper Dent* 2001;**26**(5):491-7.
46. 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**(3):291-300.
47. Dayangaç GB. *Kompozit rezin restorasyonlar*. Ankara: Güneş Kitabevi Ltd. Şti; 2000.
48. De Moor RJ, Delmé KI. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. *J Adhes Dent* 2009;**11**(6):427-38

49. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;**84**(2):118-32.
50. 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**(4):322-9.
51. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc* 1993;**124**(2):57-61.
52. Delbem AC, Cury JA, Nakassima CK, Gouveia VG, Theodoro LH. Effect of Er:YAG laser on CaF₂ formation and its anti-cariogenic action on human enamel: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg* 2003;**21**(4):197-201.
53. Delmé KI, De Moor RJ. Scanning electron microscopic evaluation of enamel and dentin surfaces after Er:YAG laser preparation and laser conditioning. *Photomed Laser Surg* 2007;**25**(5):393-401.
54. Delmé KI, Deman PJ, De Bruyne MA, De Moor RJ. Microleakage of four different restorative glass ionomer formulations in class V cavities: Er:YAG laser versus conventional preparation. *Photomed Laser Surg* 2008;**26**(6):541-9.
55. Delme KI, Deman PJ, De Moor RJ. Microleakage of class V resin composite restorations after conventional and Er:YAG laser preparation. *J Oral Rehabil* 2005;**32**(9):676-85.
56. DenBesten PK, White JM, Pelino JEP, Furnish G, Silveira A, Parkins FM. The safety and effectiveness of an Er:YAG laser for caries removal and cavity preparation in children. *Med Laser Appl* 2001;**16** (3):215-22.
57. DeWald JP. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater* 1997;**13**(2):74-81.
58. Duke ES. Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am* 1993;**37**(3):329-40.
59. Dunn JR. iBond: the seventh-generation, one-bottle dental bonding agent. *Compend Contin Educ Dent* 2003;**24**(2 Suppl):14-8.
60. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater* 2005;**21**(7):616-24.

61. Efes Güray B. Konservatif diş tedavisinde diagnostik yöntemler. *İstanbul Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2005;**39**:44-49.
62. Eguro T, Maeda T, Otsuki M, Nishimura Y, Katsuumi 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**(4):267-72.
63. Eick JD, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P, Robinson SJ. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence Int* 1991;**22**(12):967-77.
64. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997;**8**(3):306-35.
65. Eick JD, Robinson SJ, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. 2. *Quintessence Int* 1992;**23**(1):43-51.
66. 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**(2):17-24.
67. Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent* 1994;**22**(2):73-81.
68. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:81-94.
69. Esteves-Oliveira M, Carvalho WL, Eduardo Cde P, Zezell DM. Influence of the additional Er:YAG laser conditioning step on the microleakage of class V restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;**87**(2):538-43.
70. Esteves-Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha AC, Eduardo Cde P, Gutknecht N. Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG lased dental surfaces. *Photomed Laser Surg* 2007;**25**(5):373-80.
71. Featherstone JD, Nelson DG. Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res* 1987;**1**(1):21-6.
72. Ferrari M, Mannocci F, Kugel G, García-Godoy F. Standardized microscopic evaluation of the bonding mechanism of NRC/Prime & Bond NT. *Am J Dent* 1999;**12**(2):77-83.

73. Ferreira JM, Palamara J, Phakey PP, Rachinger WA, Orams HJ. Effects of continuous-wave CO2 laser on the ultrastructure of human dental enamel. *Arch Oral Biol* 1989;**34**(7):551-62.
74. Fiorotti RC, Bertolini MM, Nicola JH, Nicola EM. Early lingual frenectomy assisted by CO2 laser helps prevention and treatment of functional alterations caused by ankyloglossia. *Int J Orofacial Myology* 2004;**30**:64-71.
75. Fotona lazer çalışma el kitabı. İdealident teknolojik dental ürünler 2010. s. 1-72.
76. Fox JL, Yu D, Otsuka M, Higuchi WI, Wong J, Powell G. Combined effects of laser irradiation and chemical inhibitors on the dissolution of dental enamel. *Caries Res* 1992;**26**(5):333-9.
77. Fox JL, Yu D, Otsuka M, Higuchi WI, Wong J, Powell GL. Initial dissolution rate studies on dental enamel after CO2 laser irradiation. *J Dent Res* 1992;**71**(7):1389-98.
78. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;**27**(2):89-99.
79. Gonçalves M, Pécora JD, Vinha D, Silva RS. Surface tension of different dentin bonding resin systems. *Braz Dent J* 1997;**8**(1):43-7.
80. Gurgan S, Kiremitci A, Cakir FY, Yazici E, Gorucu J, Gutknecht N. Shear bond strength of composite bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci* 2009;**24**(1):117-22.
81. Gutknecht N, Esteves-Oliveira M. Lasers for hard tissues, cavity preparation and caries removal. In: Gutknecht N, editor. *Proceedings of the 1st international workshop of evidence based dentistry on lasers in dentistry*. New Maiden: Quintessence; 2007. p 67-99.
82. Gutknecht N, Franzen R, Vanweersch L, Lampert F. Lasers in pediatric dentistry – a review. *J Oral Laser Applications* 2005;**5**(4):207-18.
83. Gutknecht N, Mir M, Lampert F. Lasers in pediatric dentistry. In: Gutknecht N, editor. *Proceedings of the 1st international workshop of evidence based dentistry on lasers in dentistry*. New Maiden: Quintessence; 2007. p 173-81.
84. Gwinnett JA, Tay FR, Pang KM, Wei SH. Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. *J Prosthet Dent* 1995;**74**(6):575-85.

85. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001;**17**(2):165-9.
86. Harris DM, Pick RM. Laser physics. In: Miserendino LJ, Pick RM, editors. *Lasers in dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc; 1995. p. 27-38.
87. Hashimoto M, Ohno H, Endo K, Kaga M, Sano H, Oguchi H. The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer. *Dent Mater* 2000;**16**(6):406-11.
88. Haytac MC, Ozcelik O. Evaluation of patient perceptions after frenectomy operations: a comparison of carbon dioxide laser and scalpel techniques. *J Periodontol* 2006;**77**(11):1815-9.
89. Heintze S, Forjanic M, Cavalleri A. Microleakage of Class II restorations with different tracers--comparison with SEM quantitative analysis. *J Adhes Dent* 2008;**10**(4):259-67.
90. 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** Suppl 1:77-106.
91. Hicks J, Winn D 2nd, Flaitz C, Powell L. In vivo caries formation in enamel following argon laser irradiation and combined fluoride and argon laser treatment: a clinical pilot study. *Quintessence Int* 2004;**35**(1):15-20.
92. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2002;**26**(4):377-82.
93. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 2002;**26**(3):263-8.
94. Hossain M, Yamada Y, Nakamura Y, Murakami Y, Tamaki Y, Matsumoto K. A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities. *Lasers Med Sci* 2003;**18**(1):25-31.
95. Huang GT, Söderholm KJ. In vitro investigation of shear bond strength of a phosphate based dentinal bonding agent. *Scand J Dent Res* 1989;**97**(1):84-92.

96. International Organization for Standardization–Technical Specification. Dental materials – Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405:2003(E); 2nd edition, Switzerland.
97. Jafarzadeh H. Laser Doppler flowmetry in endodontics: a review. *Int Endod J* 2009;**42**(6):476-90.
98. Jayawardena JA, Kato J, Moriya K, Takagi Y. Pulpal response to exposure with Er:YAG laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;**91**(2):222-9.
99. Jordan RE. Resin-enamel bonding. In: Jordan RE, editor. *Esthetic Composite Bonding: Techniques and Materials*. Philadelphia: BC Decker Inc; 1988. p. 26-45.
100. Joynt RB, Davis EL, Wieczkowski G Jr, Yu XY. Dentin bonding agents and the smear layer. *Oper Dent* 1991;**16**(5):186-91.
101. Kato J, Moriya K, Jayawardena JA, Wijeyeweera RL. Clinical application of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *J Clin Laser Med Surg* 2003;**21**(3):151-5.
102. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, Raab WH. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent* 1998;**26**(8):649-56.
103. Khan MF, Yonaga K, Kimura Y, Funato A, Matsumoto K. Study of microleakage at Class I cavities prepared by Er:YAG laser using three types of restorative materials. *J Clin Laser Med Surg* 1998;**16**(6):305-8.
104. Kimura Y, Yonaga K, Yokoyama K, Watanabe H, Wang X, Matsumoto K. Histopathological changes in dental pulp irradiated by Er:YAG laser: a preliminary report on laser pulpotomy. *J Clin Laser Med Surg* 2003;**21**(6):345-50.
105. Koch G, Poulsen S, Twetman S. Caries prevention in child dental care. In: Koch G, Poulsen S (eds). *Pediatric Dentistry: A Clinical Approach*. Copenhagen: Munksgaard; 2001. p. 119–45.
106. 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**(3):141-7.

107. 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* 2010;**25**(4):493-502.
108. Kotlow LA. Lasers in pediatric dentistry. *Dent Clin North Am* 2004;**48**(4):889-922.
109. Krejci I, Schüpbach P, Balmelli F, Lutz F. The ultrastructure of a compomer adhesive interface in enamel and dentin, and its marginal adaptation under dentinal fluid as compared to that of a composite. *Dent Mater* 1999;**15**(5):349-58.
110. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000;**131** Suppl:20S-25S.
111. Kutsch VK. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *J Am Dent Assoc* 1993;**124**(2):49-54.
112. Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 1998;**42**(4):567-77.
113. Leinfelder KF. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am* 2001;**45**(1):1-6.
114. 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**(7):1605-14.
115. Lino Carracho AJ, Chappell RP, Glaros AG, Purk JH, Eick JD. The effect of storage and thermocycling on the shear bond strength of three dentinal adhesives. *Quintessence Int* 1991;**22**(9):745-52.
116. Liu JF, Lai YL, Shu WY, Lee SY. Acceptance and efficiency of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *Photomed Laser Surg* 2006;**24**(4):489-93.
117. Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* 2002;**33**(3):213-24.
118. Lupi-Pégurier L, Bertrand MF, Genovese O, Rocca JP, Muller-Bolla M. Microleakage of resin-based sealants after Er:YAG laser conditioning. *Lasers Med Sci* 2007;**22**(3):183-8.
119. Marshall GW Jr, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997;**25**(6):441-58.

120. Marshall GW Jr. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int* 1993;**24**(9):606-17.
121. Martens LC. Laser-assisted pediatric dentistry: review and Outlook. *J Oral Laser Applications* 2003;**3**(4):203-9.
122. 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**(3):280-8.
123. Matsumoto K. Laser treatment of hard tissue lesions. *J Oral Laser Applications* 2004;**4**(4):235-48.
124. Meister J. Basic Research. In: Gutknecht N, editor. *Proceedings of the 1st international workshop of evidence based dentistry on lasers in dentistry*. New Maiden: Quintessence; 2007. p.3-27.
125. Milori Corona SA, Borsatto MC, Pecora JD, De SA Rocha RA, Ramos TS, Palma-Dibb RG. Assessing microleakage of different class V restorations after Er:YAG laser and bur preparation. *J Oral Rehabil* 2003;**30**(10):1008-14.
126. Mixson J, Eick JD, Chappell RP, Tira DE, Moore DL. Comparison of two-surface and multiple-surface scoring methodologies for in vitro microleakage studies. *Dent Mater* 1991;**7**(3):191-6.
127. Moldes VL, Capp CI, Navarro RS, Matos AB, Youssef MN, Cassoni A. In vitro microleakage of composite restorations prepared by Er:YAG/Er,Cr:YSGG lasers and conventional drills associated with two adhesive systems. *J Adhes Dent* 2009;**11**(3):221-9.
128. Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Sperr W. The CO₂ laser as an aid in direct pulp capping. *J Endod* 1998;**24**(4):248-51.
129. Moritz A, Schoop U, Straßl M, Wintner E. Cavity preparation. In: Moritz A, Beer F, Goharkhay K, et al. editors. *Oral Laser Application*. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 75-136.
130. Moritz A, Schoop U. Laser in endodontics. In: Moritz A, Beer F, Goharkhay K, et al. editors. *Oral Laser Application*. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 241-313.
131. Moshonov J, Stabholz A, Zyskind D, Sharlin E, Peretz B. Acid-etched and erbium:yttrium aluminium garnet laser-treated enamel for fissure sealants: a comparison of microleakage. *Int J Paediatr Dent* 2005;**15**(3):205-9.

132. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16(3):265-73.
133. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of dental hard tissues*. Tokyo: Quintessence Publishing Co. Ltd; 1998.
134. Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to intact dentin. *J Dent Res* 1996;75(9):1706-15.
135. 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(6):309-14.
136. Nammour S, Dourov N. Removal of benign tumors using the CO₂ laser. *J Clin Laser Med Surg* 1992;10(2):109-13.
137. Nammour S, Rocca JP, Pireaux JJ, Powell GL, Morciaux Y, Demortier G. Increase of enamel fluoride retention by low fluence argon laser beam: a 6-month follow-up study in vivo. *Lasers Surg Med* 2005;36(3):220-4.
138. Nelson DG, Shariati M, Glena R, Shields CP, Featherstone JD. Effect of pulsed low energy infrared laser irradiation on artificial caries-like lesion formation. *Caries Res* 1986;20(4):289-99.
139. Odabaş ME, Bodur H, Bariş E, Demir C. Clinical, radiographic, and histopathologic evaluation of Nd:YAG laser pulpotomy on human primary teeth. *J Endod* 2007;33(4):415-21.
140. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res* 1990;24(2):86-92.
141. Oilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand* 1993;51(4):263-9.
142. Oilo G, Olsson S. Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dent Mater* 1990;6(2):138-44.
143. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J* 1993;43(5):492-8.
144. Olmez A, Oztas N, Basak F, Erdal S. Comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent* 1998;22(4):293-8.
145. Oshida Y, Miyazaki M. Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed. *Biomed Mater Eng* 1996;6(2):87-100.

146. Önal B, Özata F, Diekwisch TGH. *Diş sert dokularında taramalı elektron mikroskobu atlası*. İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No:18, 2003.
147. 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**(3):129-33.
148. Parker S. Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light production. *Br Dent J* 2007;**202**(1):21-31.
149. Parker S. Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. *Br Dent J* 2007;**202**(2):73-81.
150. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;**25**(5):355-72.
151. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 2002;**46**(2):211-45.
152. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995;**11**(2):117-25.
153. Pelagalli J, Gimbel CB, Hansen RT, Swett A, Winn DW 2nd. 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**(3):109-15.
154. Perdigão J, Lopes M. Dentin bonding--questions for the new millennium. *J Adhes Dent* 1999;**1**(3):191-209.
155. Perdigão J, May KN Jr, Wilder AD Jr, Lopes M. The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. *Oper Dent* 2000;**25**(3):186-94.
156. Perdigão J, Swift EJ Jr, 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**(1):44-55.
157. Perdigão J, Swift EJ Jr. Fundamental concepts of dental adhesion. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ, editors. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 4th ed. Mosby: St. Louis, MO; 2002:234-62.
158. Perdigão J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am* 2002;**46**(2):277-301.

159. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am* 2007;**51**(2):333-57.
160. Pescheck A, Moritz A. Pulp capping and pulpotomy in permanent and primary teeth. In: Moritz A, Beer F, Goharkhay K, et al. editors. *Oral Laser Application*. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 315-331.
161. Pick RM, Colvard MD. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol* 1993;**64**(7):589-602.
162. 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**(8):492-6.
163. Pick RM, Pogrel MA, Loh HS. Clinical application of CO₂ laser. In: Miserendino LJ, Pick RM, editors. *Lasers in dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc; 1995. p. 145-160.
164. Pick RM. Using lasers in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc* 1993;**124**(2):37-4.
165. Pinheiro AL, Frame JW. Surgical management of premalignant lesions of the oral cavity with the CO₂ laser. *Braz Dent J* 1996;**7**(2):103-8.
166. Polat S, Öztürk M. Dişhekimliğinde laser doppler flowmetry. *Cumhuriyet Üniv Dişhek Fak Derg* 1998;**1**:119-25.
167. Powers JM, O'Keefe KL, Pinzon LM. Factors affecting in vitro bond strength of bonding agents to human dentin. *Odontology* 2003;**91**(1):1-6.
168. Pretty IA. Caries detection and diagnosis: novel technologies. *J Dent* 2006;**34**(10):727-39.
169. Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int* 1999;**30**(2):122-34.
170. Qualtrough AJE, Satterthwaite JD, Morrow LA, Brunton PA. *Principles of operative dentistry*. London: Wiley-Blackwell; 2005.
171. 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**(3):164-70.
172. 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**(4):295-308.

173. Raskin A, Tassery H, D'Hoore W, Gonthier S, Vreven J, Degrange M, Déjou J. Influence of the number of sections on reliability of in vitro microleakage evaluations. *Am J Dent* 2003;**16**(3):207-10.
174. Retief DH, Denys FR. Adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 1989;**2** Spec No:133-44.
175. Ribeiro CF, Anido AA, Rauscher FC, Yui KC, Gonçalves SE. Marginal leakage in class V cavities pretreated with different laser energy densities. *Photomed Laser Surg* 2005;**23**(3):313-6.
176. Roebuck EM, Whitters CJ, Saunders WP. The influence of three Erbium:YAG laser energies on the in vitro microleakage of Class V compomer resin restorations. *Int J Paediatr Dent* 2001;**11**(1):49-56.
177. Romanos GE. Clinical applications of the Nd:YAG laser in oral soft tissue surgery and periodontology. *J Clin Laser Med Surg* 1994;**12**(2):103-8.
178. Romanos GE. Treatment of periimplant lesions using different laser systems. *J Oral Laser Applications* 2002;**2**(2):75-81.
179. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dent Mater* 1991;**7**(1):2-10.
180. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;**10**(4):236-40.
181. Santucci PJ. Dycal versus Nd:YAG laser and Vitrebond for direct pulp capping in permanent teeth. *J Clin Laser Med Surg* 1999;**17**(2):69-75.
182. Sassi JF, Chimello DT, Borsatto MC, Corona SA, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Comparative study of the dentin/adhesive systems interface after treatment with Er:YAG laser and acid etching using scanning electron microscope. *Lasers Surg Med* 2004;**34**(5):385-90.
183. Schein MT, Bocangel JS, Nogueira GE, Schein PA. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using ER:YAG laser. *J Dent* 2003;**31**(2):127-135.
184. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 2010;**26**(2):e78-93.

185. Schmidseeder J. Bonding. In: Rateitschak KH, Wolf HF, editors. *Color atlas of dental medicine aesthetic dentistry*. Stuttgart, New York: Thieme; 2000. p. 103-24.
186. Schoop U. Laser-assisted periodontal therapy. In: Moritz A, Beer F, Goharkhay K, et al. editors. *Oral Laser Application*. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 333-381.
187. Söderholm KJ. Dental adhesives how it all started and later evolved. *J Adhes Dent* 2007;**9** Suppl 2:227-30.
188. Stabholz A, Rocca JP. Lasers in endodontics. In: Gutknecht N, editor. *Proceedings of the 1st international workshop of evidence based dentistry on lasers in dentistry*. New Maiden: Quintessence; 2007. p.101-13.
189. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am* 2007;**51**(3):677-94.
190. Stern RH, Sognnaes RF. Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. *J Am Dent Assoc* 1972;**85**(5):1087-90.
191. Stern RH, Vahl J, Sognnaes RF. Lased enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. *J Dent Res* 1972;**51**(2):455-60.
192. Stiesch-Scholz M, Hannig M. In vitro study of enamel and dentin marginal integrity of composite and compomer restorations placed in primary teeth after diamond or Er:YAG laser cavity preparation. *J Adhes Dent* 2000;**2**(3):213-22.
193. Strauss RA. Esthetics and laser surgery. In: Aschheim KW, Dale BG, eds. *Esthetic dentistry: a clinical approach to techniques and materials*. Philadelphia, Pa: Lea & Febiger; 1993. p. 441-8.
194. Sungurtekin E, Oztaş N. The effect of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser etching on marginal integrity of a resin-based fissure sealant in primary teeth. *Lasers Med Sci* 2010;**25**(6):841-7.
195. Swift EJ Jr, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 1995;**26**(2):95-110.
196. Swift EJ Jr. Bonding systems for restorative materials--a comprehensive review. *Pediatr Dent* 1998;**20**(2):80-4.
197. Swift EJ Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;**24**(5):456-61.

198. Takamori K. A histopathological and immunohistochemical study of dental pulp and pulpal nerve fibers in rats after the cavity preparation using Er:YAG laser. *J Endod* 2000;**26**(2):95-9.
199. Tay FR, Pashley DH. Etched enamel structure and topography: interface with materials. In: Eliades G, Watts DC, Eliades T, editors. *Dental hard tissues and bonding*. Berlin: Springer; 2005. p. 3-33.
200. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 2003;**69**(11):726-31.
201. Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol* 1998;**43**(4):305-11.
202. Todea C, Kerezsi C, Balabuc C, Calniceanu M, Filip L. Pulp capping: from conventional to laser-assisted therapy (I). *J Oral Laser Appl* 2008;**8**:71-82.
203. Toomarian L, Fekrazad R, Sharifi D, Baghaei M, Rahimi H, Eslami B. Histopathological evaluation of pulpotomy with Er,Cr:YSGG laser vs formocresol. *Lasers Med Sci* 2008;**23**(4):443-50.
204. Türkün LŞ, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerinin karşılaştırılması. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2004;**21**(2):143-51.
205. Uno S, Finger WJ. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int* 1995;**26**(10):733-8.
206. van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2004;**48**(4):1017-59.
207. Van Landuyt K, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding to dentin: smear layer and the process of hybridization. In: Eliades G, Watts DC, Eliades T, editors. *Dental hard tissues and bonding interfacial phenomena and related properties*. Berlin: Springer; 2005. p. 89-122.
208. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;**28**(3):215-35.

209. Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, VanHerle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 1993;**72**(2):495-501.
210. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. In: Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, editors. *Fundamentals of operative dentistry*. 2nd ed. Carol Stream, Ill.: Quintessence; 2001:178-235.
211. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:111-24.
212. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;**26**(1):1-20.
213. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent* 1989;**17**(2):61-7.
214. Velazquez E, Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK, Houpt M, Shey Z, Von Hagen S. Effect of primer solvent and curing mode on dentin shear bond strength and interface morphology. *Quintessence Int* 2003;**34**(7):548-55.
215. Verheyen P, Moritz A, Walsh LJ. Photopolymerization. In: Moritz A, Beer F, Goharkhay K, et al. editors. *Oral Laser Application*. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p.139-191.
216. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res* 1996;**75**(1):599-605.
217. Waggoner WF, Siegal M. Pit and fissure sealant application: updating the technique. *J Am Dent Assoc* 1996;**127**(3):351-61.
218. Walshaw PR, McComb D. Clinical considerations for optimal dentinal bonding. *Quintessence Int* 1996;**27**(9):619-25.
219. Weintraub JA. The effectiveness of pit and fissure sealants. *J Public Health Dent* 1989;**49**(5):317-30.
220. Welch AJ, Torres JH, Cheong WF. Laser physics and laser-tissue interaction. *Tex Heart Inst J* 1989;**16**(3):141-9.
221. Wenner KK, Fairhurst CW, Morris CF, Hawkins IK, Ringle RD. Microleakage of root restorations. *J Am Dent Assoc* 1988;**117**(7):825-8.

222. White JM, Chaudhry SI, Kudler JJ, Sekandari N, Schoelch ML, Silverman S Jr. Nd:YAG and CO₂ laser therapy of oral mucosal lesions. *J Clin Laser Med Surg* 1998;**16**(6):299-304.
223. Williams PT, Schramke D, Stockton L. Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent* 2002;**27**(6):628-35.
224. Wintner E, Straßl M. Basic information on lasers. In: Moritz A, Beer F, Goharkhay K, et al. editors. *Oral Laser Application*. Berlin: Quintessenz Verlags -GmbH; 2006. p. 1-55.
225. Wolinsky LE, Armstrong RW, Seghi RR. The determination of ionic bonding interactions of N-phenyl glycine and N-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl)-N-phenyl glycine as measured by carbon-13 NMR analysis. *J Dent Res* 1993;**72**(1):72-7.
226. Wright GZ, McConnell RJ, Keller U. Microleakage of Class V composite restorations prepared conventionally with those prepared with an Er:YAG laser: a pilot study. *Pediatr Dent* 1993;**15**(6):425-6.
227. Yañez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech* 2003;**61**(5):463-8.
228. Yip HK, Samaranayake LP. Caries removal techniques and instrumentation: a review. *Clin Oral Investig* 1998;**2**(4):148-54.
229. Youngson CC, Jones JC, Manogue M, Smith IS. In vitro dentinal penetration by tracers used in microleakage studies. *Int Endod J* 1998;**31**(2):90-9.
230. Youssef MN, Youssef FA, Souza-Zaroni WC, Turbino ML, Vieira MM. Effect of enamel preparation method on in vitro marginal microleakage of a flowable composite used as pit and fissure sealant. *Int J Paediatr Dent* 2006;**16**(5):342-7.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Yeliz	Soyadı	Güven
Doğ.Yeri	İstanbul	Doğ.Tar.	05.07.1980
Uyruğu	T.C	TC Kim No	13313336070
Email	yguven@istanbul.edu.tr	Tel	

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Pedodonti AD	
Yük.Lis.		
Lisans	İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi	2003
Lise	Sakıp Sabancı Lisesi	1998

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	iyi	iyi	83,75	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	81,355	85,605	89,582
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS Office (Word, Excel, Powerpoint)	Çok iyi
Image pro plus	Çok iyi

Uluslararası Yayın ve Etkinlikler

Uluslararası Yayınlar

1. Aktoren O, Tuna EB, **Guven Y**, Gokcay G. A study on neonatal factors and eruption time of primary teeth. Community Dent Health. 2010;27(1):52-6.
2. Tuna EB, **Guven Y**, Bozdogan E, Aktoren O. Assessment of dental features in 16 children with hypohidrotic ectodermal dysplasia. Pediatric Dental Journal 2009;19(1):106-111.
3. **Guven Y**, Rosti RO, Tuna EB, Kayserili H, Aktoren O. Orodonal findings of a family with lacrimo-auriculo-dento-digital (LADD) syndrome. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008 Dec;106(6):e33-44.

Uluslararası Bildiriler

1. Tuna EB, **Guven Y**, Ergoz N, Gencay K. Autotransplantation of a supernumerary tooth to replace a dysmorphic incisor. 16th Dental Traumatology Congress Abstracts 2010;B14:68.
2. Zorlu S, Cankaya B, **Guven Y**, Gencay K. Conservative treatment of an unilateral fracture in a growing patient. 16th Dental Traumatology Congress Abstracts 2010;A09:47.
3. Aktoren O, **Guven Y**. Assessment of infraoccluded primary molars. European Academy of Paediatric Dentistry Abstracts 2010; OPD 17: 30-0.
4. Aktoren O, Tuna EB, **Guven Y**, Gökçay G. A study on neonatal factors and eruption time of primary teeth. Methodological Issues in oral health research- Intervention studies Abstracts 2010; PP29:45-6.
5. **Guven Y**, Comlekci H, Aktoren O. Bond strengths of self-etched adhesives in laser prepared cavities. Int J Paediatr Dent 2009;19 (Suppl.1):75-5; P02-29.
6. Aktoren O, Comlekci H, **Guven Y**, Tuna EB, Gencay K. Ozone treatments of initial occlusal caries in children:12-month results. J Dent Res 2009;88 (Spec Iss B):1873.

7. Bozdogan E, **Güven Y**, Aycicek C, Aktoren O. Assessment of peadiatric dental emergencies in Istanbul, Turkey. J Dent Res 2009;88 (Spec Iss B):3334.
8. Tuna EB, **Güven Y**, Bozdogan E, Aktoren O. Assessment of dental features in 18 children with hypohidrotic ectodermal dysplasia. Journal of Disability and Oral Health 2008 Dec;9(4): 177-7 (M32).
9. **Güven Y**, Comlekci H, Pamuk S, Aktoren O. Effect of Er:YAG Laser on bond strength of sealants. J Dent Res 2008;87 (Spec Iss B):3119.
10. **Güven Y**, Tuna EB, Aktoren O. Dentin shear bond strengths of self-etch adhesives. J Dent Res 2008;87 (Spec Iss B):403.
11. **Güven Y**, Tuna EB, Aktoren O. A clinical comparative study of self etching and conventional sealants. 9th Congress of the European Academy of Paediatric Dentistry Abstracts 2008; P68:90-0
12. **Güven Y**, Tuna EB, Aktoren O. Shear bond strengths of self-etching and conventional fissure sealants. J Dent Res 2007;86 (Spec Iss B):226.
13. Erdem Pınar A, İlhan B, **Güven Y**, Ballı B, Sepet E, Ulukapı I, Aktoren O. Success rates of mineral trioxide aggregate, ferric sulfate, formocresol pulpotomies. J Dent Res 2007; 86 (Spec Iss B):358.
14. **Güven Y**, Rosti O, Tuna B, Kayserili H, Aktoren O. Orodonal findings of lacrimo-auriculo-dento-digital(LADD) syndrome. Proceedings of Bass 2007:143-4, PP206

Ulusal Yayın ve Etkinlikler

Ulusal Hakemli Dergilerde Yayınlanmış Yayınlar

1. **Güven Y**, Çömlekçi H, Aktören O. Er:YAG lazer ile pürüzlendirilmenin fissür örtücülerin bağlanma kuvvetlendirmeleri üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi. İ.Ü.Diş Hek Fak Derg 2010;44 : 1-6.
2. **Güven Y**, Aktören O, Gençay K. Dentomaksillofasiyal bölge görüntülemesinde kullanılan üç boyutlu bilgisayarlı tomografi sistemleri. Türk Dişhekimleri Dergisi 2008;15:159-164.
3. **Güven Y**, Aktören O. Süt dişlenme döneminde maloklüzyonların değerlendirilmesi. İ.Ü.Dişhekimliği Fak Derg 2007;41:28-36.

4. **Güven Y**, Aktören O. Sağlıklı çocuklarda dental erozyonun değerlendirilmesi. Dişhekimliğinde Klinik 2006;20:116-25.
5. **Güven Y**, Aktören O. Teratojenik ilaçların kraniofasial malformasyonlara etkisi. Dişhekimliğinde Klinik 2005;18:51-7.

Ulusal Bildiriler

1. Tuna EB, **Güven Y**, Ergöz N, Gencay K. Süpernümerer bir dişin dismorfik bir kesici diş yerine ototransplantasyonu. 17.Türk Pedodonti Derneği Kongresi Özet Kitabı 2010;P31:130-131.
2. Al Serdar, **Güven Y**, Yıldız I, Burucu R, Gökçay G, Aktören O, Baysal SU. Çocuklarda dişlerde renkleşmeler: Vaka sunumu. 31.Pediatric Günleri Özet Kitabı 2009;P1:204-4.
3. **Güven Y**, Çömlekçi H, Aktören O. Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelerde self-etch adezivlerin bağlanma kuvvetleri. 16.Türk Pedodonti Derneği Kongresi Özet Kitabı 2009:130-1.
4. **Güven Y**, Çömlekçi H, Aktören O. ER:YAG Lazer ile pürüzlendirilen mine yüzeylerinde fissür örtücülerin bağlanma kuvvetinin değerlendirilmesi. 15.Türk Pedodonti Derneği Kongresi Özet Kitabı 2007:121-2.
5. Tuna EB, **Güven Y**, Aktören O. Marfan Sendromu: Bir olgu sunumu. 15.Türk Pedodonti Derneği Kongresi Özet Kitabı 2007:247-8.